

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTOS ACADÊMICOS DE ELETRÔNICA E INFORMÁTICA
BACHARELADO EM ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO

ANDRÉ VITOR DE PALMA LOPES
IURI BARCAT
STEFANY AOTO ROJAS RUIZ

PALMILHA DE CALCANHAR PARA DETECÇÃO DE PISADA

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

CURITIBA
2017

ANDRÉ VITOR DE PALMA LOPES
IURI BARCAT
STEFANY AOTO ROJAS RUIZ

PALMILHA DE CALCANHAR PARA DETECÇÃO DE PISADA

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
como requisito parcial para obtenção do título
de Bacharel em Engenharia de computação.

Orientador: Prof. Juliano Mourão Vieira
Coorientador: José Lourenço Kutzke

CURITIBA
2017

RESUMO

Ao comprar um calçado, além do apelo visual, o consumidor sempre procura por conforto. Porém, em muitos casos, como para praticantes de corrida ou caminhada, mais importante do que aparentemente sentir-se bem ao experimentar o calçado, é saber se ele é ideal para o seu tipo de pisada (pronada, supinada ou normal). Na pronada, pisa-se mais com a parte interna do pé, o contrário acontece na supinada. Vários calçados, principalmente os destinados para corrida, são feitos especialmente para cada um dos tipos, porém raramente o consumidor comum (não atleta) está ciente dessa condição, e negligenciar isso pode levar a vários problemas osteomioarticulares, como dores na canela, degenerações articulares e até mesmo lesões mais graves. Atualmente utilizam-se em consultórios plataformas de baropodometria que são equipadas com milhares de sensores. Em geral, essas plataformas são usadas de maneira estática, ou seja, o paciente fica parado sobre ela, e não durante a movimentação. O objetivo deste trabalho foi confeccionar uma palmilha de custo acessível, adaptada para o calcanhar e equipada com 3 sensores de pressão para auxiliar um fisioterapeuta a fazer a detecção do tipo de pisada do usuário. A partir da utilização e interpretação de 3 sensores de pressão que medem onde é exercida a maior pressão sobre o calcanhar pretende-se indicar o possível perfil do pé do paciente e descobrir se há pronação ou supinação na pisada. Para fazer a leitura dos sensores foi utilizado um microcontrolador, que se comunica via Wi-Fi com uma estação base. Neste projeto foi utilizado um Arduino Mega como microcontrolador, sensores resistivos (FSR) circulares Adafruit e o módulo Wi-Fi ESP8266. Ao final, são apresentados os testes feitos e há uma discussão sobre o que foi coletado, e os resultados alcançados.

Palavras-chaves: Pisada, Calçado, Palmilha, Calcanhar, Sensores, Pressão.

ABSTRACT

When buying footwear, besides visual appeal, the consumer is looking for comfort. However, in many cases, as for runners, more importantly than apparently feeling good when trying out the shoe, is to know if it is ideal for your type of foot (Pronated, Supinated or Normal). When pronated, the foot touches the ground more with its inside, the contrary happens when supinated. Many footwear, mainly the ones destined for runners, are specially crafted for each one of these types, but very rarely the normal consumer (non-athlete) is aware of this condition, and neglecting it may lead to several osteomioarticular problems like shin splints, articular degeneration and even more serious lesions. Nowadays, baropodometry platforms equipped with thousands of sensors are used in the clinics. These platforms, in general, are used statically, that means, the patient does not move on it. The objective of this work is to craft an insole of accessible cost, adapted for the heel, equiped with 3 pressure sensors that can help the doctor diagnose the user's type of foot. With the utilization and interpretation of 3 pressure sensors that measure the point where higher pressure is applied on the heel, there is a possibility of indicating the profile of the patient's foot. A microcontroller was used to read the sensors and to communicate with a center station. The micro used is the Arduino Mega, the sensors are circular FSR Adafruit and the Wi-Fi model used is ESP8266. In the end, the tests made are presented and there is a discussion concerning the reached results.

Key-words: Insole, heel, footwear, Pronated, Supinated, foot, pressure, sensors

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	– Diagrama de funcionamento.....	11
Figura 2	– Diagrama do processo.....	12
Figura 3	– Anatomia do pé.....	13
Figura 4	– Ciclo comum na caminhada humana.....	13
Figura 5	– Tipos de pisada em um pé direito.....	14
Figura 6	– Exemplificando a pressão.....	15
Figura 7	– Strain Gage.....	16
Figura 8	– Ponte de Wheatstone.....	17
Figura 9	– Um quarto de uma ponte de Wheatstone.....	17
Figura 10	– Meia ponte de Wheatstone.....	17
Figura 11	– Ponte de Wheatstone completa.....	18
Figura 12	– Relação entre a resistência e a força do Interlink 402.....	18
Figura 13	– Mapa de calor fornecido por um baropodômetro.....	21
Figura 14	– Orçamento de uma Plataforma.....	22
Figura 15	– Orçamento de um "Win Shoe".....	23
Figura 16	– Orçamento "Foot Scanner".....	23
Figura 17	– Arduino UNO.....	25
Figura 18	– Arduino Micro.....	25
Figura 19	– Arduino Nano.....	25
Figura 20	– Arduino Mega.....	26
Figura 21	– IDE do Arduino.....	26
Figura 22	– Circuito de cada sensor FSR.....	28
Figura 23	– Módulo ESP8266.....	29
Figura 24	– Diagrama do funcionamento da comunicação.....	30
Figura 25	– Página Web do sistema.....	34
Figura 26	– Sensor de FSR - 402.....	35
Figura 27	– Circuito de um sensor.....	35
Figura 28	– Palmilhas.....	36
Figura 29	– Esquemático.....	36
Figura 30	– Posição dos sensores.....	37
Figura 31	– Coleta das primeiras medições.....	39

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	– Calcanheira vs Plataforma - Indivíduo A	38
Tabela 2	– Indivíduo B, coleta 1	40
Tabela 3	– Indivíduo B, coleta 2	40
Tabela 4	– Indivíduo B, coleta 3	41
Tabela 5	– Indivíduo A, coleta 1	41
Tabela 6	– Indivíduo A, coleta 2	41
Tabela 7	– Indivíduo A, coleta 3	42
Tabela 8	– Indivíduo A, Medição Plataforma	42
Tabela 9	– Indivíduo A: Plataforma vs Plataforma	42
Tabela 10	– Indivíduo C, coleta 1	43
Tabela 11	– Indivíduo C, coleta 2	43
Tabela 12	– Indivíduo C, coleta 3	43
Tabela 13	– Indivíduo C, coleta Plataforma	43
Tabela 14	– Indivíduo C, Proporções	44

LISTA DE QUADROS

Quadro 1	– Vantagens e desvantagem de sensores de pressão.	16
Quadro 2	– Especificações técnicas do Arduino Mega 2560.....	31
Quadro 3	– Comandos de configuração do ESP8266	32

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

FSR	<i>Force Sensitive Resistor</i>
IDE	Ambiente de Desenvolvimento Integrado

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	9
1.1	MOTIVAÇÃO	9
1.2	OBJETIVOS	9
1.2.1	OBJETIVO GERAL	9
1.2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	9
1.3	REQUISITOS	10
1.3.1	REQUISITOS FUNCIONAIS	10
1.3.2	REQUISITOS NÃO FUNCIONAIS	10
1.3.3	CONSIDERAÇÕES SOBRE OS REQUISITOS	10
1.4	ESCOPO	11
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	13
2.1	ASPECTOS FISIOLÓGICOS	13
2.1.1	O PÉ E O RETOPÉ	13
2.1.2	TIPOS DE PISADA	14
2.2	ASPECTOS TÉCNICOS	14
2.2.1	PRESSÃO	14
2.2.2	SENSORES DE PRESSÃO	15
2.2.2.1	<i>STRAIN GAGE</i>	15
2.2.2.2	FSR	18
2.3	BAROPODOMETRIA	20
2.4	CENÁRIO MERCADOLÓGICO	21
2.5	MICROCONTROLADORES	23
2.5.1	ARDUINO	24
2.5.1.1	MOTIVOS DA ESCOLHA DA PLATAFORMA	27
3	PROJETO	28
3.1	LEITURA DOS SENSORES	28
3.2	COMUNICAÇÃO	29
3.3	MÓDULO ESP8266	29
3.4	ARDUINO MEGA 2560	30
4	DESENVOLVIMENTO TÉCNICO	32
4.1	SOFTWARE	32
4.2	HARDWARE	34
5	RESULTADOS	37
5.1	PRIMEIRO TESTE	37
5.2	SEGUNDO TESTE	40
5.3	TERCEIRO TESTE	41
5.3.1	CONSIDERAÇÕES	44
6	DISCUSSÃO E CONCLUSÃO	45
	ANEXOS	48
	ANEXO A – CÓDIGO	49

1 INTRODUÇÃO

1.1 MOTIVAÇÃO

Problemas fisioterapêuticos afetam grande parte da população mundial em algum momento da vida. Muitas vezes tais problemas podem ter raiz em um local diferente da parte que foi afetada. Uma dor no joelho pode ser causada por falta de postura, que por sua vez pode acontecer devido a uma pisada errada. Esta situação, além do desconforto diário, se não cuidada, pode levar a problemas crônicos, que seriam evitados através da prevenção. Para fazê-lo é necessário trazer a questão para dentro dos consultórios especializados de forma mais acessível e mais barata, aproximando a solução das pessoas comuns. (DAHLE *et al.*, 1991)

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral desse trabalho é desenvolver um conjunto (pé esquerdo e direito) de palmilhas de custo acessível adaptadas para o calcanhar, cada lado equipado com três sensores de pressão utilizados para auxiliar na detecção do tipo de pisada em pacientes de fisioterapeutas.

1.2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Entre os objetivos específicos destacam-se:

- Concluir o desenvolvimento do protótipo com um custo acessível, para demonstrar que a ideia é viável e fornecer um conceito alternativo àqueles presentes do mercado hoje, os quais serão discutidos na seção 2.4.
- Realizar testes com o dispositivo desenvolvido para garantir a viabilidade do protótipo.
- Realizar testes comparativos com um aparelho baropodométrico usado em consultórios para validar o encontrado pelo dispositivo criado.

1.3 REQUISITOS

1.3.1 REQUISITOS FUNCIONAIS

RF0 - O sistema deve ler os dados de 3 sensores em um pé e três sensores no outro pé

RF1 - O sistema deve ler os dados dos sensores por 40 segundos

RF2 - O sistema deve ler dos sensores 2 vezes por segundo

RF3 - O sistema deve realizar a média das leituras em cada um dos sensores ao longo dos 40 segundos

RF4 - O sistema deve mostrar na tela da estação base os resultados das médias das leituras.

RF5- Os sensores devem ser posicionados na região do calcanhar

1.3.2 REQUISITOS NÃO FUNCIONAIS

RNF0 - O sistema deve ser uma aplicação web

RNF1 - O sistema deve funcionar via Wi-Fi

RNF2 - O sistema deve poder ser utilizado tanto com celulares quanto com computadores como estações base

RNF3 - O tempo total entre o início das leituras e o resultado não deve ultrapassar 2 minutos

RNF4 - O sistema deve conter 3 sensores no pé direito

RNF5 - O sistema deve conter 3 sensores no pé esquerdo

RNF6 - Deve haver um recipiente para organização e proteção do microcontrolador

RNF7 - O circuito deve estar soldado em uma placa

1.3.3 CONSIDERAÇÕES SOBRE OS REQUISITOS

O número de sensores citados em RF0, RNF4, RNF5 e RF5 foram discutidos junto ao co-orientador, fisioterapeuta, para decidir o melhor posicionamento e número de sensores mínimo para obter resultados satisfatórios e o projeto ser viável.

O tempo de medida citado em RF1 foi decidido a partir da norma onde, através de estudos, ficou definido que este valor deve estar entre 25 e 40 segundos para os resultados serem consistentes. Mais que 40 segundos de medição apenas adicionaria ruído às medições e menos

que 25 segundos os resultados são inconsistentes. (SCOPPA *et al.*, 2012)

Para RF2, o número de medidas foi estipulado para compensar a movimentação involuntária do paciente.

Em RNF0 e RNF1, fazendo o sistema ser uma aplicação *web* transmitida via *Wi-Fi*, aumentamos o alcance da aplicação pois não será necessário instalar nenhum software, o usuário apenas necessitará de um *browser* para poder usar sistema, sendo por um celular, *tablet* ou *Desktop*.

A RNF3 foi decidida pensando no bem estar do usuário, que pode interferir nos resultados. Ele deve se manter parado o máximo possível durante os testes para garantir a consistência das leituras. Caso os testes levem mais do que dois minutos, o usuário se mexerá involuntariamente devido ao desconforto, causando ruído no resultado final.

1.4 ESCOPO

Desenvolver um conjunto de palmilhas para o calcanhar (pés esquerdo e direito) com três sensores de pressão em cada. O protótipo deve ser utilizado para detecção de pronação ou supinação na pisada do usuário e demonstrar que é possível uma saída mais barata para análises baropodométricas que o tapete comumente utilizado nos consultórios.

O diagrama dado pela figura 1 mostra o modo de funcionamento do projeto proposto:

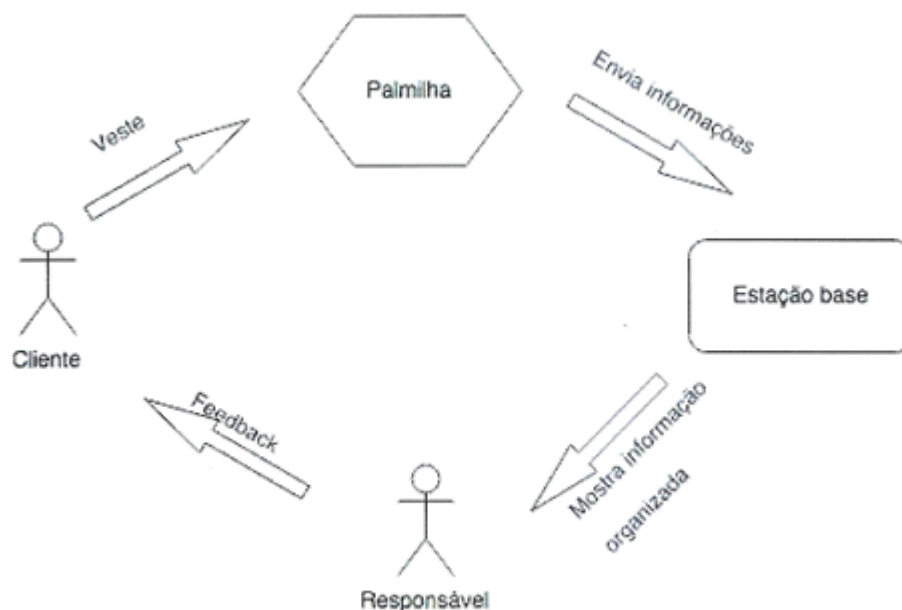


Figura 1 – Diagrama de funcionamento

Fonte: Autoria própria

O processo se dá da seguinte forma: Primeiramente, conecta-se a estação base à rede do módulo Wi-fi. O software é acessado através do navegador web. O usuário então deve se posicionar sobre os sensores da calcaneira, da maneira indicada pelo fisioterapeuta. Em sequência, a página web é atualizada e as medições passam a ser realizadas e lidas pelo arduíno durante 40 segundos. Ao final desse tempo, as médias são mostradas na tela como resultado. A figura 2 ilustra esse funcionamento.

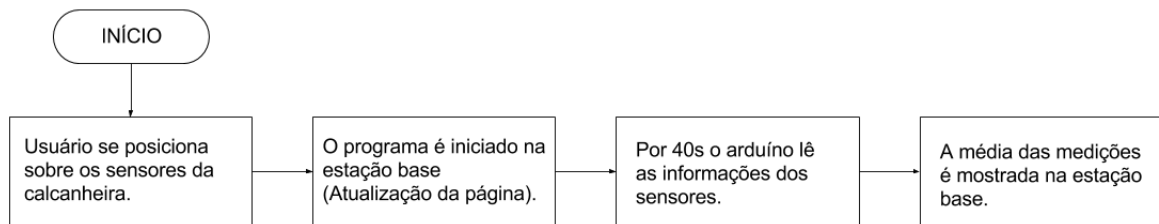


Figura 2 – Diagrama do processo.

Fonte: Autoria própria

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Nesta seção são descritos alguns aspectos fisiológicos e tecnológicos importantes para a compreensão do trabalho.

2.1 ASPECTOS FISIOLÓGICOS

2.1.1 O PÉ E O RETROPÉ

O pé é considerado como uma das mais importantes articulações do corpo, pois além de possuir importantes funções no suporte de peso e na marcha, ele é causa de várias patologias, instabilidades ou desequilíbrios em todo o sistema músculo-esquelético (ANTONIO, 2014). O pé pode ser dividido em 3 partes: o antepé, mediopé e o retropé como mostra a figura 3.(PAN-CHBHAVI, 2015)



Figura 3 – Anatomia do pé

Fonte: (FOOT; CLINIC, 2017)

Durante a caminhada, o calcanhar em geral é a primeira parte a tocar o chão e enquanto parado, é responsável por suportar grande parte do peso exercido sobre o pé (FLORES, 2016). Desta forma justifica-se a análise focada nesta parte do pé para detecção do tipo de pisada. A figura 4 representa um ciclo comum na caminhada humana.



Figura 4 – Ciclo comum na caminhada humana.

Fonte: (TAO *et al.*, 2012)

Distúrbios do pé e tornozelo são prevalentes na população em geral e uma das principais motivações para consultas de cuidados primários (PAPALIODIS D. N. AND VANUSHKINA; RICHARDSON N. G. AND PRETA, 2014) (MAGEE, 2010).

2.1.2 TIPOS DE PISADA

A figura 5 representa os três tipos de pisada que se busca conseguir identificar com a utilização da calcaneira. Nela, estão ilustradas as pisadas possíveis de um pé direito.

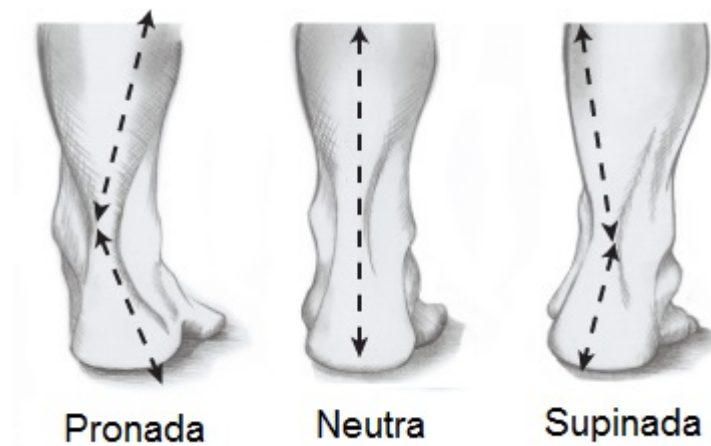


Figura 5 – Tipos de pisada em um pé direito.

Fonte: (MULTIJR-CORRIDA, 2017)

No pé normal, a pronação é o movimento para dentro que o pé faz durante a caminhada para distribuir a força do impacto da pisada. Supinação é o nome dado para o tipo de pisada em que o pé não faz o movimento de pronação corretamente, e apresenta uma inclinação maior para fora. Já o pé pronado é aquele que apresenta uma inclinação maior do que a normal para dentro, podemos ver as duas alterações na figura (ASICS, 2016).

A biomecânica anormal dos membros inferiores foi implicada como fator causador de lesões, como dores de coluna, tendinite e problemas de postura (NEELY, 1998).

2.2 ASPECTOS TÉCNICOS

2.2.1 PRESSÃO

A pressão mede a relação entre a força aplicada a uma superfície e o tamanho da superfície considerada. Seja F a força que está sendo aplicada sobre uma superfície A . A pressão é definida como: $p = F/A$, como ilustra a figura 6.

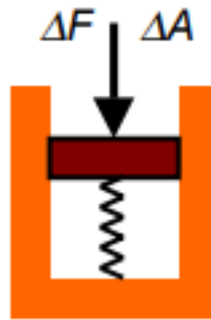


Figura 6 – Exemplificando a pressão.

Fonte: (SILVA, 2004)

2.2.2 SENSORES DE PRESSÃO

Os sensores são classificados conforme a técnica usada na conversão mecânica da pressão em um sinal elétrico proporcional. Todas as tecnologias tem um só propósito que é transformar a pressão aplicada a um sensor em um sinal elétrico proporcional à mesma. Existem vários tipos de sensores, como: Capacitância Variável (Capacitivos), Resistivo/Piezo-resistivo, Potenciométrico, Piezo-elétrico entre outros. (CASSIOLATO, 2008)

O quadro 1 ilustra os principais méritos e deméritos de alguns tipos de sensores de pressão.

Devido à natureza do trabalho aqui proposto de procurar por alternativas mais simples e de baixo custo, os dois tipos que se destacam aqui são os resistivos e os capacitivos. Os sensores capacitivos, devido ao seu formato, não são adequados para a utilização em uma palmilha, portanto foi decidido pela utilização de sensores resistivos. Há dois modelos principais de sensores resistivos que poderiam ser utilizados: os sensores FSR (Force Sensitive Resistors) e os *strain gages*. A seguir uma visão geral de ambos.

2.2.2.1 STRAIN GAGE

Extensômetros, ou *strain gages* (figura 7), são transdutores capazes de medir a deformação sobre eles. Sua resistência varia de acordo com a segunda lei de Ohm. O *strain gage* mais amplamente utilizado é o *strain gage* de ligação metálica. (NATIONALINSTRUMENTS, 2017)

Os valores comerciais disponíveis para *strain gages* são de 30 a 3000 Ω , com 120, 350, e 1000 Ω sendo os valores mais comuns. (NATIONALINSTRUMENTS, 2017)

Uma medida muito importante de um *strain gage* é a sua sensibilidade de distensão, a qual pode ser observada na equação 2.1 (NATIONALINSTRUMENTS, 2017):

Tipo	Méritos	Deméritos
Piezoresistivo	Baixo custo, boa sensibilidade, baixo ruído e eletrônica simples	Rígido, frágil, resposta não-linear, histerese sensível a temperatura
Efeito túnel	Sensível, flexível	Resposta não-linear
Capacitivo	Sensível, baixo custo, disponibilidade de <i>chips</i> analógicos e digitais comerciais	Histerese e eletrônica complexa
Óptico	Flexível, sensível, rápido e sem conexões	Perda de luz quando dobrado, consumo de energia, computação complexa
Ultrassônico	Resposta rápida e dinâmica, boa resolução da força	Utilidade limitada em frequências baixas, eletrônica complexa e sensível a temperatura

Quadro 1 – Vantagens e desvantagem de sensores de pressão.

Fonte: (DAHIYA; VALLE, 2008)

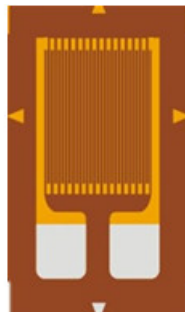


Figura 7 – Strain Gage

Fonte: (MST, 2017)

$$GF = \frac{\frac{\Delta R}{R}}{\frac{\Delta L}{L}} = \frac{\Delta R}{R} \cdot \frac{L}{\Delta L} \quad (2.1)$$

Onde GF é o *Gage factor*, que representa a sensibilidade da distensão, R é a resistência, L é o comprimento do material e ε é o valor da *strain*. ΔR e ΔL representam a variação da resistência e do comprimento do material após a deformação.

Para obter medidas de um *strain gage*, deve-se montar uma ponte de Wheatstone devido à baixa tensão de saída do equipamento que geralmente é da ordem de 10mV. Necessita-se assim também de um amplificador para aumentar o sinal de saída (NATIONALINSTRUMENTS, 2017). Para isto, pode-se aplicar uma ponte de Wheatstone, como na figura 8.

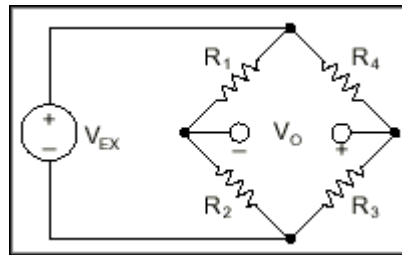


Figura 8 – Ponte de Wheatstone

Fonte: (NATIONALINSTRUMENTS, 2017)

Para uma ponte de Wheatstone padrão, tem-se a equação 2.2:

$$V_0 = \left[\frac{R_3}{R_3 + R_4} - \frac{R_2}{R_2 + R_1} \right] \cdot V_{EX} \quad (2.2)$$

Para fazer uma ponte com um *strain gage* podemos notar a equação na figura 9:

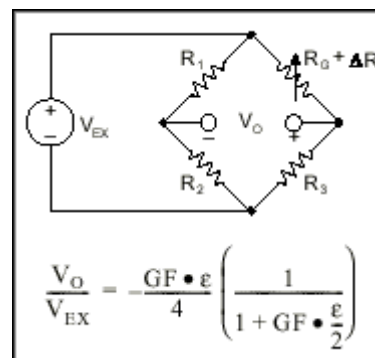


Figura 9 – Um quarto de uma ponte de Wheatstone

Fonte: (NATIONALINSTRUMENTS, 2017)

Como *Strain gages* trabalham com a distensão aplicada, eles também sofrem bastante interferência da temperatura. Para aumentar a sensibilidade e minimizar o efeito da temperatura, pode-se adicionar mais *strain gages* à ponte, como se vê na figura 10:

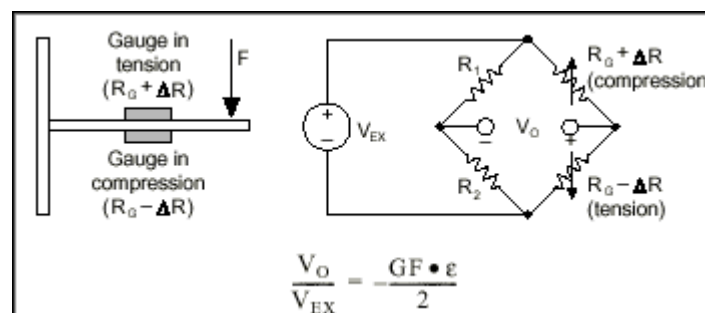


Figura 10 – Meia ponte de Wheatstone

Fonte: (NATIONALINSTRUMENTS, 2017)

Para aumentar ainda mais a sensibilidade e compensar o ruído da temperatura, pode-se trabalhar com uma ponte de Wheatstone completa, vista na figura 11.

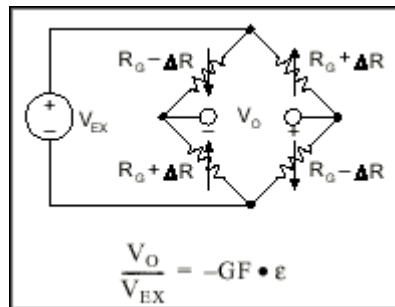


Figura 11 – Ponte de Wheatstone completa

Fonte: (NATIONALINSTRUMENTS, 2017)

Para um projeto de maior investimento, os *Strain Gage* provavelmente representariam a melhor opção, pelo mesmo motivo que não foi possível escolhê-lo nesse momento: seu pequeno tamanho.

Os *Strain Gage* são sensores muito pequenos, em uma plataforma de baropodometria comum, há dezenas de milhares. Ainda que a quantidade para uma calcanheira seja muito menor, não era viável para utilização neste protótipo por necessitar de uma grande quantidade para poder ter resultados satisfatórios.

2.2.2.2 FSR

O Interlink 402 model, modelo de FSR que acabou sendo utilizado, possui uma resistência que varia como mostra a figura 12.

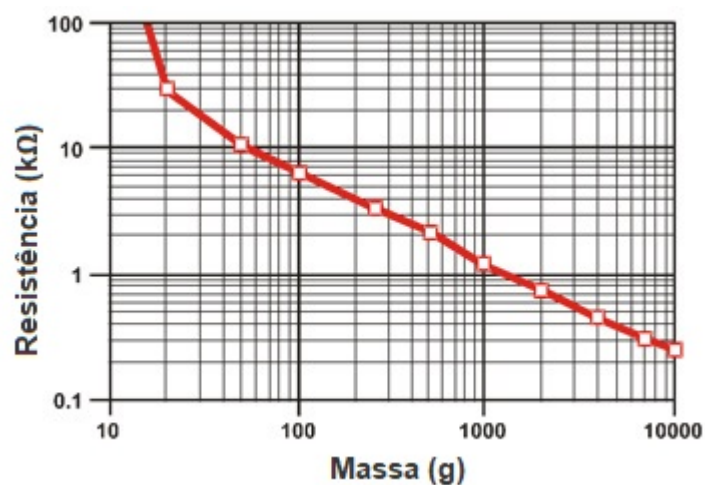


Figura 12 – Relação entre a resistência e a força do Interlink 402

Fonte: (ADAFRUIT, 2017)

Sua faixa de atuação é de 100 g até 10 kg , podendo aumentar esta faixa fazendo uma associação de sensores.

Para medir a força em Newtons através de um FSR pode-se mapear os valores lidos no intervalo de 0V até à tensão fornecida. Depois calcula-se a resistência do FSR usando a equação 2.3:

$$R_{FSR} = \frac{(V_{cc} - U) * R}{U} \quad (2.3)$$

Onde:

R_{FSR} - Resistência do FSR

V_{cc} – Tensão de alimentação

U – (tensão medida)

R – resistor de *pulldown*

A leitura do conversor analógico-digital tem de ser convertida para o intervalo de 0V a Vcc. Depois pode calcular-se a condutividade denominada C_{FSR} em S/m [Siemens por metro]. É traçada a traçada a relação entre condutância e força (o inverso da resistência: $1/R$). Este formato permite a interpretação numa escala linear.

$$C_{FRS} = \frac{1}{R_{FSR}} \quad (2.4)$$

O guia de gráficos do FSR no datasheet pode ser usado para aproximar a força. Isso depende do intervalo de medição. Por exemplo, para a gama de força baixa (0-1 kg) pode ser usada a equação 2.5:

$$F_{FSR} = \frac{C_{FSR}}{80} \quad (2.5)$$

2.3 BAROPODOMETRIA

Em meio a outras técnicas mais rudimentares, a baropodometria é um método de exploração das pressões plantares, geralmente mediante o uso de dispositivos eletrônicos. Essas pressões indicam, indiretamente, anormalidades importantes na postura. Altas pressões plantares podem ser um fator causal para diversas doenças e deformidades que podem afetar o pé como dor, fraturas por estresse, além de lesões de várias estruturas articulares e músculo-tendíneas no complexo tornozelo-pé, joelho, quadril e complexo lombo-pélvico. (ROSARIO, 2014) (SOUZA *et al.*, 2011). Portanto, a análise de diferentes pressões é importante em termos de uma proposta para prevenir doenças, dores e problemas de postura. A análise baropodométrica identifica disfunções no pé mapeando a pressão plantar, o que pode levar a diferentes diagnósticos.

Os equipamentos de baropodometria disponíveis atualmente no mercado para uma avaliação da pressão plantar podem ser divididos em três tipos diferentes: plataformas, que medem a pressão entre o pé e o solo (ROSARIO, 2014); palmilhas, que medem a pressão entre o pé e o calçado; e uma pista de marcha, a qual funciona como uma versão mais longa da plataforma e é mais adequada para o estudo da marcha (SILVA, 2015). Como resultado, os equipamentos fornecem um mapa de calor das pressões plantares do usuário, e também em números. Cada fabricante oferece mais ou menos funções e análises. A figura 13 ilustra um mapa de calor fornecido pela plataforma de baropodometria, após a realização do teste

O trabalho aqui proposto visa uma adaptação para medir pressões apenas no calcanhar, diminuindo muito o custo para a confecção do aparelho e substituindo a plataforma em certas ocasiões. É importante lembrar que as palmilhas, se utilizadas, têm tamanho específico para cada tamanho de pé. Espera-se que esse problema possa ser diminuído ao utilizar o modelo da calcaneira. O prototipo desenvolvido é focado na indicação de pronação e supinação, movimentos que poderiam ser detectados pela análise apenas do calcanhar. Com esse foco, uma calcaneira

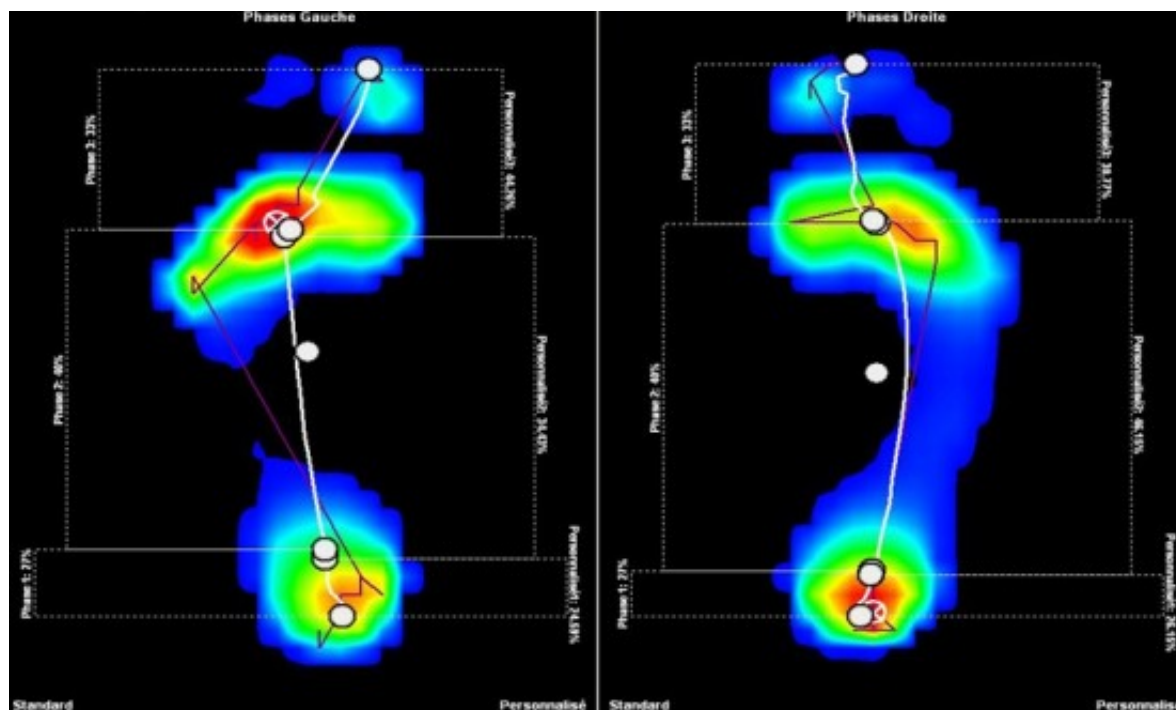


Figura 13 – Mapa de calor fornecido por um baropodômetro

Fonte: (CERB, 2017)

é uma alternativa de custo muito menor do que as palmilhas e plataformas. No entanto, existem problemas como o "Pé Cavo" que necessitariam de outras análises de pressão plantar para serem detectados. Desta forma, não é proposto algo que substitua o que há no mercado, mas uma alternativa mais barata para um dos problemas, de forma a atingir uma maior parcela da população comum.

2.4 CENÁRIO MERCADOLÓGICO

Os aparatos de baropodometria existentes são caros para a pessoa comum. Foi feita uma breve pesquisa de preços, porém uma dificuldade foi encontrada: para sequer obter um orçamento é necessário entrar em contato com interesse de compra, na grande maioria dos sites de fornecedores. A plataforma utilizada para testes neste trabalho é uma *Infortique - Footwork*; uma plataforma similar pode ser encontrada pelo valor aproximado de doze mil reais. (PODIAFRANCE, 2017) Pelo mesmo fabricante, um sistema completo de palmilhas, que inclui 5 pares, chega a custar oitenta e sete mil reais. (PODIAFRANCE, 2017)

Um outro fornecedor, a Kinetec, enviou um orçamento de 16 mil reais por uma plataforma, conforme a figura 14.

Além disso, no Mercado Livre um produto parecido com o desenvolvido neste trabalho, porém com mais sensores para o resto do pé (e três nos calcanhares), aparece sendo vendido a

Oferta do sistema de Baropodometria EPS R1 NOVA VERSÃO:

Plataforma para análise de pressão plantar estática, dinâmica e avaliação Estabilométrica. Leve portátil e com Cobertura em policarbonato. 2304 sensores resistivos, 2300 cm², Frequência 100hz, Interface USB, Alimentação 12VDC, Software incluído BIOMECH STUDIO, Dimensões 700 mm x 550 mm x 6 mm - Peso 5 kg.

Qt.	Itens	Valor unitário	Subtotal
1 qt	BAR-001 - Baropodômetro EPS R1	16.200,00	16.200,00
		Total	16.200,00
		Descontos	300,00
		Valor a cobrar	15.900,00

Figura 14 – Orçamento de uma Plataforma

Fonte: (KINETEC, 2017)

12 mil reais, usado. A figura 15 ilustra a oferta:



Figura 15 – Orçamento de um "Win Shoe"

Fonte: (MERCADOLIVRE, 2017)

Um outro aparelho do tipo plataforma foi encontrada no site da "Super Fisio", neste o orçamento era de 19 mil reais. A figura 16 ilustra:



Figura 16 – Orçamento "Foot Scanner"

Fonte: (SUPERFISIO, 2017)

Tendo em vista esse cenário, justifica-se a busca por soluções que barateiem os equipamentos.

2.5 MICROCONTROLADORES

Microcontroladores são circuitos integrados programáveis com periféricos, memória e processador que pode ser usado como sistema embarcado. Muitos microcontroladores que

são usados hoje são embutidos em outros produtos ou maquinários como telefones, periféricos, automóveis e eletrodomésticos. (FUTUREELECTRONICS, 2017)

2.5.1 ARDUINO

Arduino é uma plataforma eletrônica de código livre baseada em hardware e software de fácil uso (ARDUINO, 2017). Com um Arduino é possível executar diversos projetos em microprocessadores, desde acender LEDs até publicar uma mensagem no Twitter, por exemplo.

A plataforma nasceu no Ivrea Interaction Design Institute como uma ferramenta fácil para prototipagem rápida, visando estudantes sem conhecimento em eletrônica e programação. (ARDUINO, 2017)

O Arduino possui diversas versões oficiais distribuídas que variam de tamanho, quantidade de pinos de entrada e saída, quantidade de conexões disponíveis, entre outros. Dentre todas as versões, pode-se citar o Uno, visto na figura 17, Micro, visto na figura 18, Nano, visto na figura 19, e o Mega 2560, visto na figura 20.



Figura 17 – Arduino UNO

Fonte: (ARDUINO, 2017)

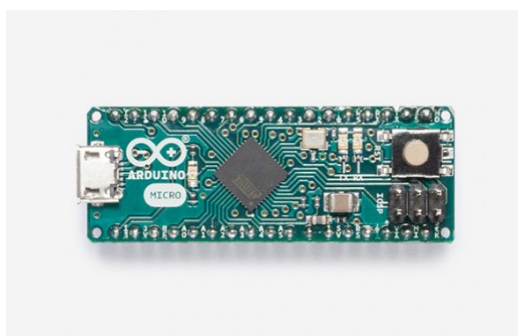


Figura 18 – Arduino Micro

Fonte: (ARDUINO, 2017)

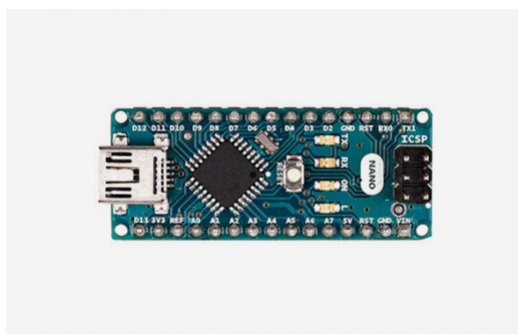


Figura 19 – Arduino Nano

Fonte: (ARDUINO, 2017)

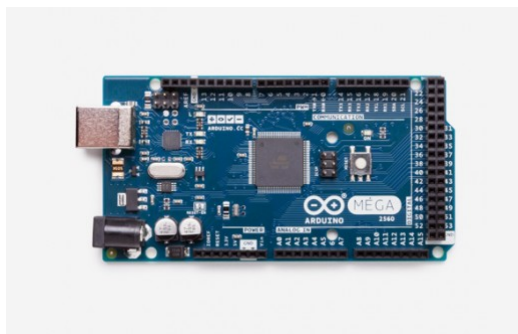


Figura 20 – Arduino Mega

Fonte: (ARDUINO, 2017)

A figura 21 mostra o IDE do Arduino. Ele foi feito para ser multiplataforma, ou seja, funciona em Windows, Mac OS e Linux. Uma grande vantagem é a facilidade que ele proporciona para escrever código para a placa. Ele também possui um verificador de código para identificar potenciais erros que possam ser gerados na compilação.



Figura 21 – IDE do Arduino.

Fonte: Autoria própria

O IDE também possui uma comunicação direta com o Arduino assim que conecta-se o Arduino a um computador com um cabo USB AB. Deste modo, pode-se subir o código desenvolvido para a placa mais facilmente apenas apertando o botão "Carregar".

2.5.1.1 MOTIVOS DA ESCOLHA DA PLATAFORMA

Os maiores motivos por optar pelo Arduino e não outras plataformas para o desenvolvimento do projeto são por ele ser baseado em software livre e por ter uma grande comunidade de desenvolvimento. Essa comunidade é de muita ajuda quando se encontra alguma dificuldade técnica ou mesmo quando se tem o primeiro contato com o Arduino, pois há muito material disponível para poder superar obstáculos técnicos.

Outros motivos são o conhecimento prévio dos integrantes em desenvolvimento nesta plataforma, baixo custo e a disponibilidade da placa no país, o que facilitou e agilizou muito o desenvolvimento do projeto.

3 PROJETO

3.1 LEITURA DOS SENSORES

Para obter as leituras do sensor, um de seus terminais deve ser conectado diretamente em 5V, e a outra em um resistor de *pull-down* de $10k\Omega$ para o terra. O valor medido pelo sensor é obtido entre o sensor FSR e o resistor de *pull-down*, como mostra a figura 22.

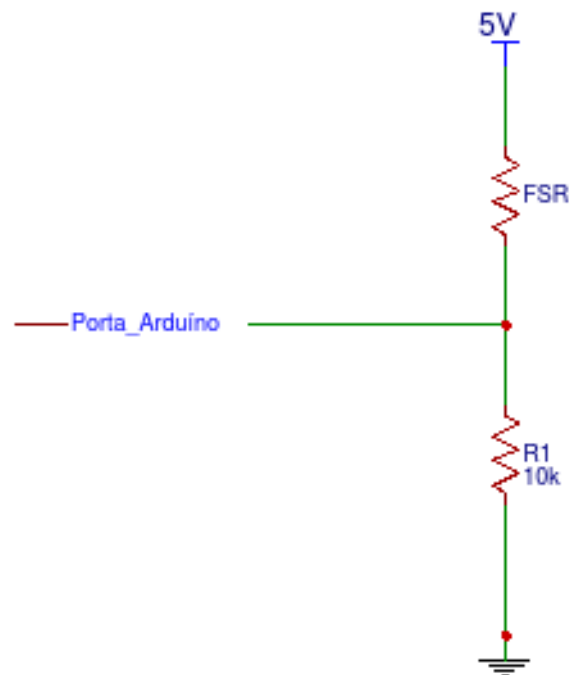


Figura 22 – Circuito de cada sensor FSR.

Fonte: Autoria própria

3.2 COMUNICAÇÃO

Para comunicação foi escolhida a conexão Wireless, por não haver a necessidade de módulos adicionais, o que ajuda no baixo custo do produto final.

Como o produto será utilizado em consultórios, a distância máxima não passará do alcance do Wifi que é de aproximadamente 90 metros.

3.3 MÓDULO ESP8266

Para realizar a comunicação foi utilizado o módulo ESP8266 (figura 23) devido ao seu tamanho e praticidade. Ele possibilita a conexão entre dispositivos através do Wifi a baixo custo com ótima funcionalidade.

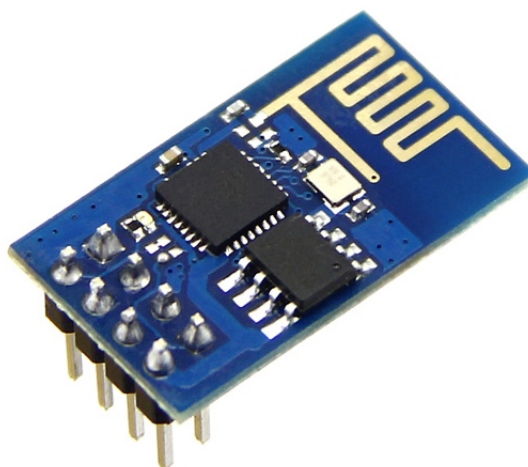


Figura 23 – Módulo ESP8266
(FILIFELOP, 2017)

O módulo ESP se conecta a uma rede, gera um *webserver* e passa então a fornecer o serviço para quem requisitar. Ambos, estação base e módulo devem estar conectados na mesma rede. Assim, quando o cliente digita o IP do *webserver* no navegador, ele acessa o serviço de leitura e obtém os valores dos seis sensores da calcanheira. O diagrama da figura 24 exemplifica o funcionamento.

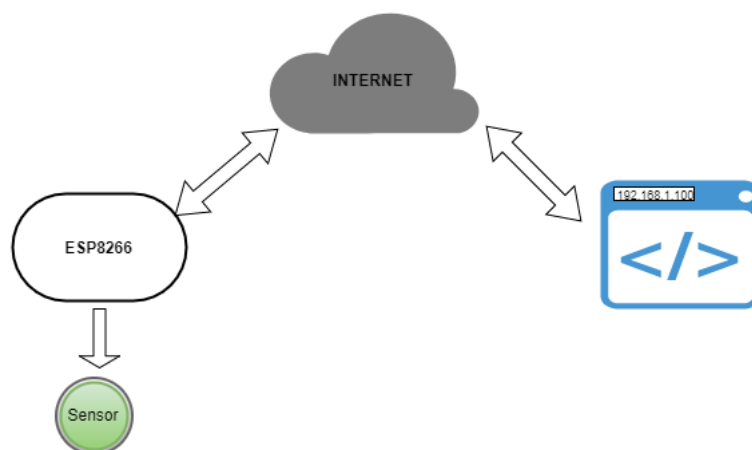


Figura 24 – Diagrama do funcionamento da comunicação.

Fonte: Autoria própria

3.4 ARDUINO MEGA 2560

Como microcontrolador foi escolhido o Arduino Mega 2560, um microcontrolador baseado no microcontrolador ATmega2560, pois ele foi concebido para projetos mais complexos e é compatível com todos os periféricos do Arduino Uno, abrindo assim um leque maior de possibilidades para este trabalho.

Alguns dos pontos positivos do Arduino Mega são o grande número de pinos digitais e analógicos e a capacidade de memória, como pode ser visto no quadro 2.

Microcontrolador	ATMega2560
Tensão de operação	5V
Tensão de entrada (Recomendada)	7-12V
Tensão de entrada (Limite)	6-20V
Pinos digitais E/S	54 (15 geram saída PWM)
Pinos analógicos de entrada	16
Corrente DC por pino E/S	20 mA
Corrente DC por pino de 3,3V	50 mA
Memória Flash	256 KB (8 KB usados pelo bootloader)
SRAM	8 kB
EEPROM	4 kB
Clock	16 MHz
LED embutidos	16
Comprimento	101,52 mm
Largura	53,3 mm
Massa	37 g

Quadro 2 – Especificações técnicas do Arduino Mega 2560

Fonte: (ARDUINO, 2017)

4 DESENVOLVIMENTO TÉCNICO

4.1 SOFTWARE

O software foi desenvolvido utilizando a IDE nativa do Arduino vista na Figura 21. A linguagem de programação utilizada foi a nativa para Arduino, o que facilitou muito o desenvolvimento.

Primeiro é necessário definir as variáveis a serem utilizadas todas como *double*, para obter as medidas com maior precisão. Ao todo foram 36 variáveis, 6 para cada sensor de cada pé, sendo cada variável de cada sensor uma de leitura analógica, uma para a leitura convertida em tensão, uma para a tensão convertida em resistência, uma para a resistência convertida em condutância, uma para a condutância convertida em força e outra para a força convertida em massa. Estes passos são necessários para converter a entrada do sensor em massa, dado que o valor presente em um pino configurado como entrada analógica é internamente convertido pelo A/D de 10 bits do Arduino. Dessa forma o valor da leitura estará na faixa de 0 a 1023 conforme o valor presente no pino.

Após a definição das variáveis, é criado um método *sendData* que é responsável pela transmissão de dados para o módulo ESP8266, o qual executa os comandos da comunicação de dados.

Feito isto, um outro método chamado *setup*, responsável pelas configurações iniciais, é definido (este método é executado na inicialização do Arduino). Nele define-se uma comunicação serial com *baud rate* de 9600bps, para usar o monitor serial do IDE, e configuração da porta Serial 1 com um *baud rate* de 19200bps, para comunicação com o ESP8266. Definidas as portas seriais, passa-se para a configuração do ESP8266 executando os comandos, pelo método *sendData*, definidos no quadro 3.(SYSTEMS, 2013)

AT+RSTrn	Resetar o módulo
AT+CWJAP="tcc","a1b2c3d4e5"rn	Conectar o módulo na rede wifi tcc com a senha a1b2c3d4e5
delay(9000)	Delay de 9s (fora do método sendData) para dar tempo de o módulo se conectar à rede
AT+CWMODE=1rn	Configurar o módulo como cliente
AT+CIFSRrn	Permitir o módulo mostrar o IP
AT+CIPMUXrn	Configurar múltiplas conexões
AT+CIPSERVER=1,80rn	Habilitar o webserver na porta 80

Quadro 3 – Comandos de configuração do ESP8266

Fonte: Autoria própria

Após as configurações, encontra-se o método *loop*, a função principal que ficará rodando todo o tempo. Nele, o código começa verificando se a porta Serial1 está recebendo dados; se ela estiver, verifica-se o comando +IPD. Após a validação, lê-se a Connection ID através de $intconnectionId = Serial1.read()$, mas como a função *read()* retorna o valor decimal em ASCII e o caractere '0' vale 48, deve-se subtrair 48 para ter-se o valor inteiro correto. Corrigindo o código, tem-se $intconnectionId = Serial1.read() - 48$;

Então inicia-se as variáveis de resultados como valor 0.01 para ter ao menos um valor simbólico no final. O programa entra então no *loop* de 80 iterações para atingir o número de medições desejado. As variáveis de condutância são iniciadas com o valor 0 e captura-se os valores dos sensores a partir das entradas analógicas por $f_{sr}Reading = analogRead(A0)$, sendo A0 a porta analógica 0. Com a leitura analógica, mapeia-se o valor de 0-1023(10 bits) para 0-5V (5000mV). Se houver uma medição, passa-se para o cálculo da resistência do FSR a partir da equação 4.1 (IRWIN, 2000):

$$V_{out} = \frac{V_{cc} * R}{R + R_{FSR}} \quad (4.1)$$

Pode-se achar R rearranjando a equação 4.1, obtendo a equação 4.2.

$$R_{FSR} = \frac{(V_{cc} - V_{out}) * R}{V} \quad (4.2)$$

Pode-se traduzir a equação 4.2 em código com a equação 4.3, sendo $V_{cc} = 5000\text{mV}$ e $R = 10000\Omega$.

$$f_{sr}Resistance = ((5000 - f_{sr}Voltage) * 10000) / f_{sr}Voltage \quad (4.3)$$

Com a resistência do FSR, calcula-se a condutância em μS com a equação 4.4

$$f_{sr}Conductance = f_{sr}Resistance / 1000000 \quad (4.4)$$

Após achar a condutância, podemos calcular a força analisando o gráfico da figura 12. Se a condutância for menor que $1000 \mu\text{S}$, utiliza-se a equação 4.5. Caso contrário, a equação 4.6 será utilizada.

$$f_{sr}Force = f_{sr}Conductance / 80 \quad (4.5)$$

$$f_{sr}Force = (f_{sr}Conductance - 1000) / 30 \quad (4.6)$$

Com a força, consegue-se a massa pela 2ª lei de Newton:

$$f_{sr}Mass = f_{sr}Force / 9.8 \quad (4.7)$$

Então acumula-se `fsrMass` em uma variável de resultado e executa-se um atraso de 500ms para ter 40s em 80 iterações. Estes valores são definidos a partir da norma a qual define o tempo de captura confiável entre 25 e 40 segundos. Tempos acima apenas irão adicionar ruídos ao sistema (SCOPPA *et al.*, 2012). Sendo assim, foi considerado o número de 80 medições dos 3 sensores dentro de 40s para garantir um resultado satisfatório.

Após as 80 iterações, divide-se os resultados por 80 para fazer uma média das medidas.

Tendo os resultados, pode-se montar uma página *web* para mostrar os resultados que será enviada pelo ESP8266. Cria-se duas variáveis e monta-se metade da página com os resultados de uma calcanheira em cada variável. A página montada pode ser vista na figura 25.

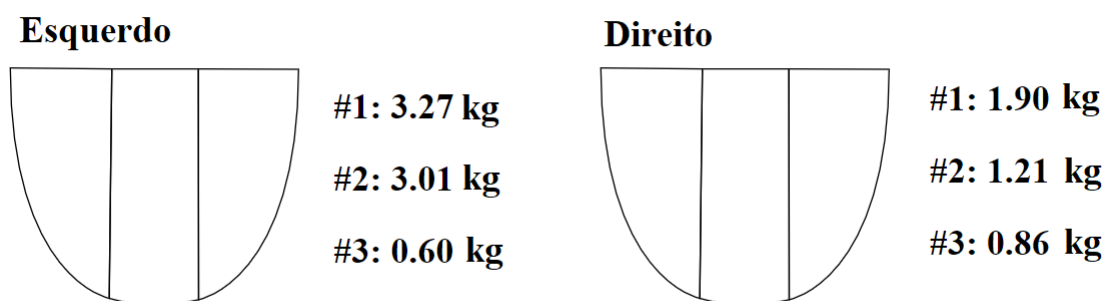


Figura 25 – Página Web do sistema

Fonte: Autoria própria

Montada a página, constrói-se o comando para enviar ela para o cliente. Utiliza-se o comando `AT+CIPSEND=connectionId,webpage.length()`, onde `connectionId` é a ID de conexão armazenada no começo da requisição e `webpage.length()` o tamanho da página *web*. Este comando serve para avisar ao cliente que o ESP8266 está enviando um arquivo e em seguida é enviada a página *web*. Repete-se este passo para a segunda metade da página.

Enviadas as páginas, utiliza-se o comando `AT+CIPCLOSE=connectionIdrn` para fechar a conexão.

4.2 HARDWARE

O hardware consiste de 6 sensores FSR, que pode ser visto na figura 26. Cada sensor possui dois terminais, uma delas é conectada ao 5V do Arduino e a outra é conectada a um resistor *pull-down* de 10kΩ ao terra.

Os valores medidos pelo sensor são obtidos do terminal do sensor que vai para os 5V. A figura 27 ilustra a montagem.



Figura 26 – Sensor de FSR - 402

Fonte: (INTERLINK, 2016)

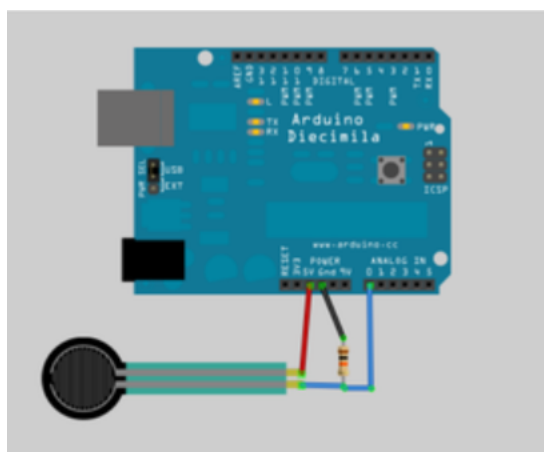


Figura 27 – Circuito de um sensor

Fonte: (ADAFRUIT, 2017)

Cada sensor é preso à palmilha através de uma malha magnética. Na figura 28, pode-se ver as duas palmilhas com seus 3 sensores.

O esquemático do sistema completo pode ser visto na figura 29.

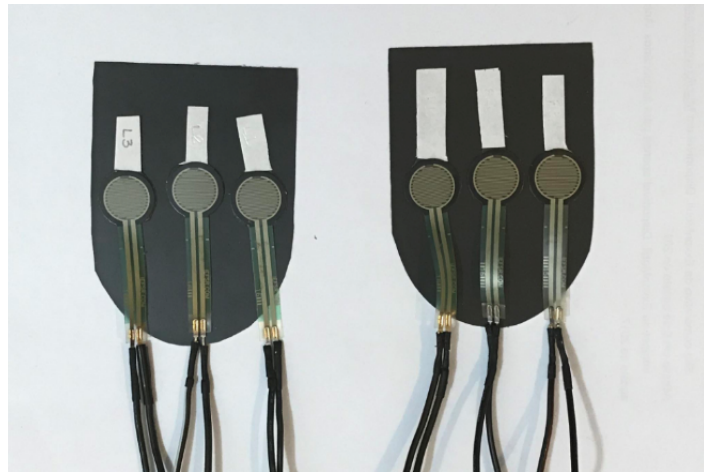


Figura 28 – Palmilhas

Fonte: Autoria própria

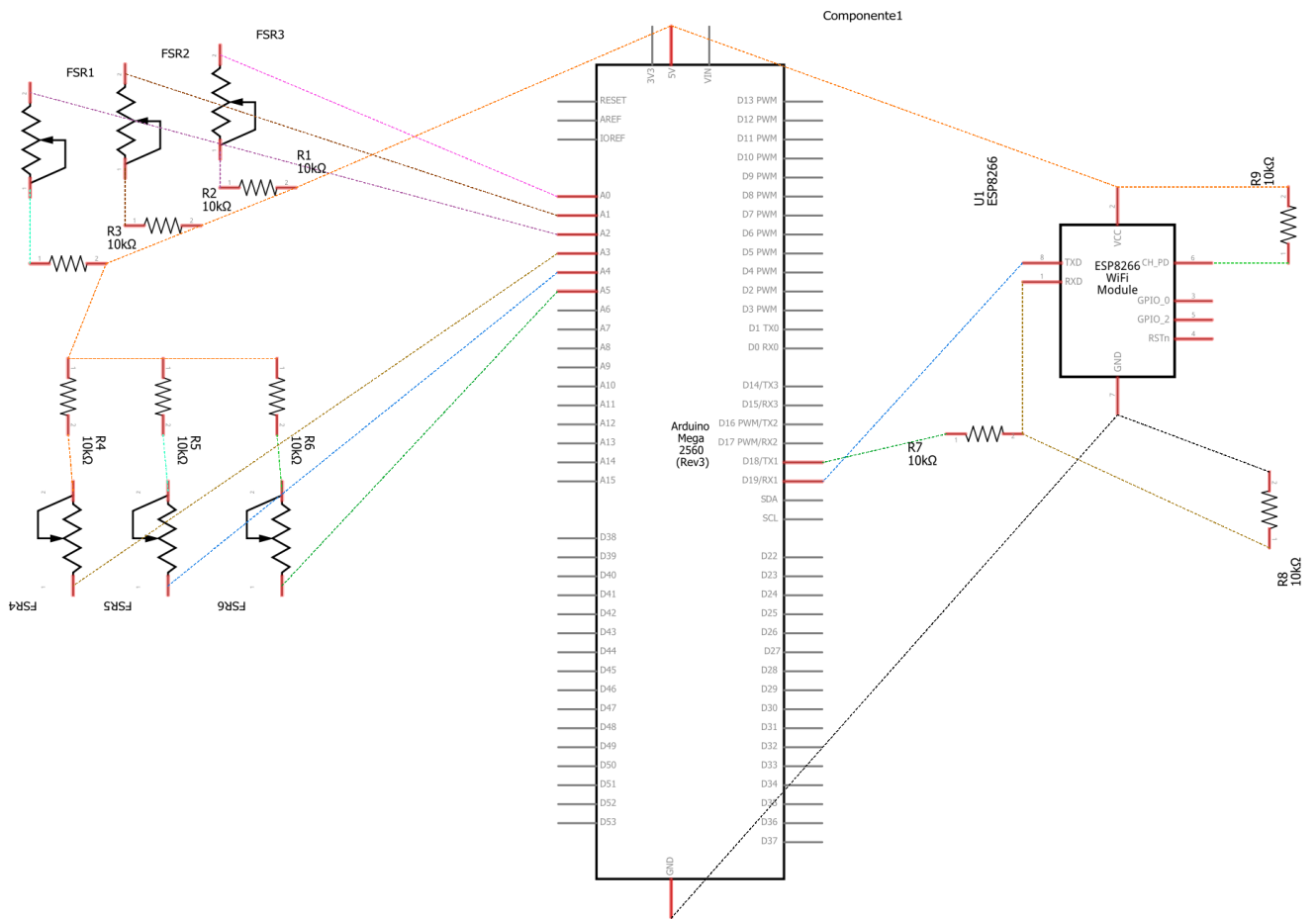


Figura 29 – Esquemático

Fonte: Autoria própria

5 RESULTADOS

A apresentação do resultado foi organizada de três formas.

O primeiro resultado apresentado foi obtido ao coletar valores da palmilha e da plataforma ao mesmo tempo, porém a palmilha possuía apenas um pé neste dado momento.

O segundo mostra a palmilha com os dois pés sendo usada em uma bateria de três testes, cada um deles coletando ao longo dos 40 segundos pré-determinados. Os testes foram realizados com o mesmo indivíduo que permaneceu o mais estável possível sobre a palmilha ao longo de todos eles, sem se mover entre os testes.

O terceiro segue o mesmo método do segundo, porém foi realizado com dois outros indivíduos. Posteriormente comparamos os resultados obtidos desses dois indivíduos com suas avaliações sobre a plataforma de baropodometria.

A numeração vai do sensor da esquerda para o da direita, como ilustra a figura 30.

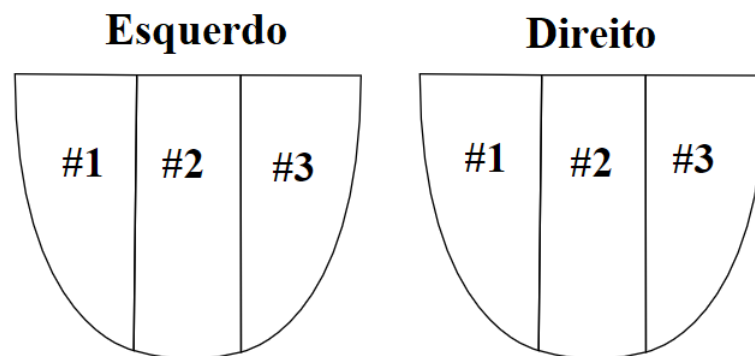


Figura 30 – Posição dos sensores.

Fonte: Autoria própria

5.1 PRIMEIRO TESTE

A tabela 1 ilustra os resultados obtidos da plataforma e da palmilha, ao serem obtidos ao mesmo tempo do mesmo indivíduo. Os resultados da plataforma estão em kgf/cm^2 . Os resultados da calcaneira foram aproximados para a mesma unidade. A aproximação foi feita baseada no tamanho do sensor circular utilizado, cuja área foi definida como 1.76cm^2 . Foram realizadas três baterias de testes, assim como nos demais casos, e os resultados apresentados são as médias das três.

Tabela 1 – Calcanheira vs Plataforma - Indivíduo A

Sensor	Plataforma	Calcanheira
1	0,52	0,44
2	0,57	1,57
3	0,37	0.29

Fonte: Autoria própria

A plataforma mostra que na parte esquerda do pé a pressão é 40% maior que a pressão no lado direito do pé. Na calcanheira vê-se que a pressão no lado esquerdo é 50% maior ao valor no lado direito, o que é consistente com o que foi medido na plataforma. A calcanheira apresenta no entanto um valor maior no sensor do centro. Acredita-se que isso ocorre por um motivo principal: O protótipo desenvolvido utiliza três sensores FSR circulares para realizar a análise que milhares de pequenos *Strain Gages* fazem na plataforma. Existe uma distribuição da pressão plantar sobre todos eles que cobrem uma área maior do pé que os FSR. No entanto o foco das análises é sempre na diferença entre o lado esquerdo e o lado direito, visto que uma disparidade acentuada indicaria pronação ou supinação, portanto não há impacto negativo no trabalho. Além disso, os valores absolutos coletados da calcanheira são menos importantes do que a relação de magnitude entre eles. Ou seja, mesmo os resultados não sendo os mesmos da plataforma, eles apresentam uma diferença de pressão muito similar entre os dois lados. Em ambos os casos a variação entre uma bateria de medições e outra não ultrapassou 0,20 kgf/cm² no pior caso para a calcanheira e 0,07 kgf/cm² no baropodômetro. A imagem a seguir ilustra o momento das coletas:

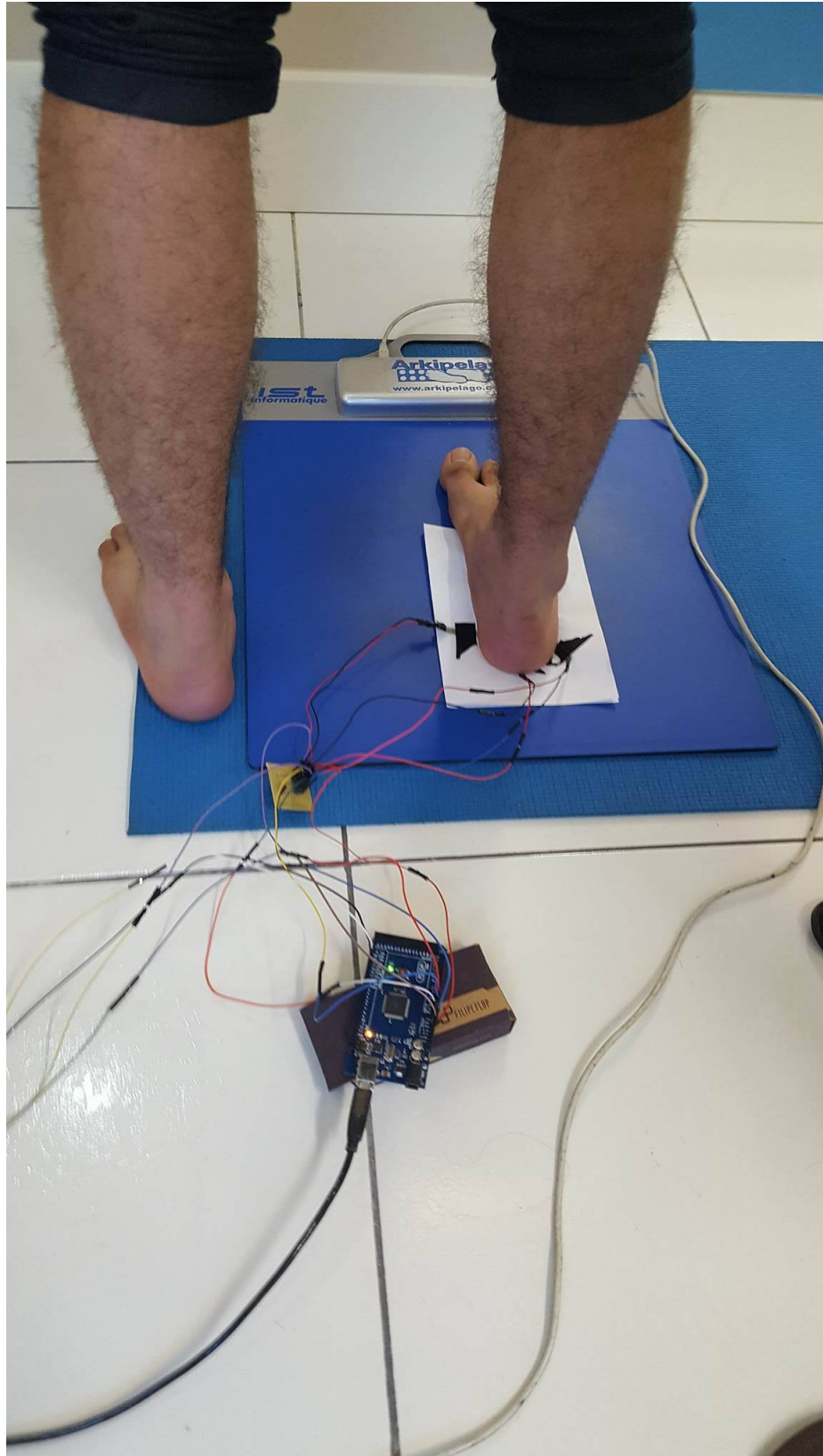


Figura 31 – Coleta das primeiras medições

Fonte: Autoria própria

5.2 SEGUNDO TESTE

As tabelas 2, 3, 4 ilustram os valores obtidos com a calcanheira, em uma bateria de três testes como descrito no início do capítulo. Como não há uma comparação aqui com a plataforma, os valores apresentados estão em "kg" e não "kg/cm²"

Tabela 2 – Indivíduo B, coleta 1

Sensor	Esquerdo	Direito
1	2.91	1.06
2	2.88	1.94
3	1.02	0.61

Fonte: Autoria própria

Tabela 3 – Indivíduo B, coleta 2

Sensor	Esquerdo	Direito
1	3.25	1.03
2	3.07	1.63
3	1.00	0.53

Fonte: Autoria própria

Tabela 4 – Indivíduo B, coleta 3

Sensor	Esquerdo	Direito
1	3.54	0.81
2	3.23	1.76
3	1.01	0.53

Fonte: Autoria própria

O que se observa é que os dados obtidos com a calcanheira são consistentes entre si. Vê-se que a variação no resultado de cada sensor entre cada bateria não é grande e que a proporção entre pressão no lado direito e no lado esquerdo se mantém.

5.3 TERCEIRO TESTE

As tabelas 5, 6 e 7 são os resultados obtidos com a calcanheira no mesmo indivíduo testado na seção 5.1.

Tabela 5 – Indivíduo A, coleta 1

Sensor	Esquerdo	Direito
1	1.44	0.81
2	2.21	0.84
3	0.56	0.37

Fonte: Autoria própria

Tabela 6 – Indivíduo A, coleta 2

Sensor	Esquerdo	Direito
1	0.81	0.96
2	1.81	1.02
3	0.51	0.41

Fonte: Autoria própria

A tabela 8 mostra os resultados do Indivíduo A em testes na plataforma de baropodometria.

Desta vez houve uma variação um pouco maior em uma das coletas, o pé esquerdo na coleta 2 destoou das outras duas. Houve também disparidade entre o que foi visto na plataforma e o que foi visto na calcanheira.

Tabela 7 – Indivíduo A, coleta 3

Sensor	Esquerdo	Direito
1	1.26	1.53
2	1.85	1.11
3	0.42	0.40

Fonte: Autoria própria

Tabela 8 – Indivíduo A, Medição Plataforma

Lados	Esquerdo	Direito
1	0.32	0.34
2	0.39	0.33
3	0.41	0.36

Fonte: Autoria própria

Aqui, valem considerações: a medição de pressões plantares é altamente sujeita a variações. Qualquer alteração no comportamento do indivíduo, movimentação, mau posicionamento do pé sobre os sensores ou mudança de postura pode variar o resultado final. A tabela 9 ilustra isso usando a própria plataforma. O Indivíduo A, como dito, é o mesmo apresentado na seção 5.1 testando seu pé direito na plataforma. Os resultados evidenciam a diferença entre as duas medições.

Tabela 9 – Indivíduo A: Plataforma vs Plataforma

Lados	Plataforma1	Plataforma2
1	0.52	0.34
2	0.57	0.33
3	0.37	0.36

Fonte: Autoria própria

Ou seja, era de certa forma esperado que pudessem haver essas variações. Há outra diferença: os resultados apresentados nesta seção foram obtidos separadamente, isto é, em um dia foram feitas coletas na plataforma, no consultório e com o auxílio do fisioterapeuta. Em um outro dia foram coletadas as amostras da calcanheira, utilizando um molde desenhado no consultório para auxiliar no posicionamento dos pés.

As tabelas 10, 11, 12 ilustram os resultados das coletas do indivíduo C com a calcanheira.

Tabela 10 – Indivíduo C, coleta 1

Sensor	Esquerdo	Direito
1	0.32	0.35
2	1.82	0.78
3	0.61	0.52

Fonte: Autoria própria

Tabela 11 – Indivíduo C, coleta 2

Sensor	Esquerdo	Direito
1	0.29	0.58
2	2.03	0.81
3	0.56	0.27

Fonte: Autoria própria

Tabela 12 – Indivíduo C, coleta 3

Sensor	Esquerdo	Direito
1	0.29	0.35
2	2.08	0.87
3	0.59	0.21

Fonte: Autoria própria

Novamente, pode-se notar que houve variação no pé direito. Como previamente discutido, essas variações são aceitáveis. A tabela 13 traz os resultados do Indivíduo C na plataforma. Assim como no teste anterior, as coletas foram feitas em dias diferentes.

Tabela 13 – Indivíduo C, coleta Plataforma

Lados	Esquerdo	Direito
1	0.4	0.62
2	0.52	0.54
3	0.53	0.47

Fonte: Autoria própria

No entanto, diferentemente do Indivíduo A, pode-se ver um padrão. Compara-se as proporções entre lados direito e esquerdo de cada pé da coleta da plataforma com a média das

coletas da calcaneira na tabela 14. Na tabela estão representados os dois pés e a proporção (Lado Esquerdo/Lado Direito) de cada um dos pés em porcentagem, tanto na plataforma como na calcaneira.

Tabela 14 – Indivíduo C, Proporções

	Plataforma	Calcaneira
Pé Esquerdo	75%	51%
Pé Direito	132%	127%

Fonte: Autoria própria

Ou seja, tanto na plataforma quanto na calcaneira, o lado esquerdo do pé esquerdo faz menos pressão e o lado esquerdo do pé direito faz mais pressão.

5.3.1 CONSIDERAÇÕES

Os resultados apresentados na seção 5.3 não foram realizados concomitantemente com a análise baropodométrica pois a equipe não possui um desses aparelhos. Para realizar as comparações que foram feitas, o fisioterapeuta co-orientador deste projeto forneceu seu aparelho, consultório e *know-how*. Não foi possível marcar outras datas devido ao tempo escasso de ambas as partes.

6 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

O projeto aqui apresentado tem como objetivo estudar se poderia existir uma alternativa mais barata às opções de aparatos de baropodometria que estão disponíveis no mercado, em especial às plataformas, que são as mais utilizadas em consultórios de fisioterapeutas e também custam muito caro, como mostrado previamente. A ideia é que apenas com o calcanhar é viável detectar pronação ou supinação na pisada do indivíduo. A aplicação da calcanheira não eliminaria a plataforma, mas poderia trazer uma alternativa que ajudasse a solucionar pelo menos um dos problemas existentes.

O protótipo que foi desenvolvido se mostrou promissor e alcançou os objetivos propostos, ao apresentar e indicar resultados consistentes e coerentes com os da plataforma em duas ocasiões separadas (vide seções 5.1 e 5.3). Porém, para assegurar-se disso, mais testes certamente seriam necessários, mais do que foram possíveis realizar neste trabalho. Projetos futuros que disponham de uma plataforma podem focar em testes e validação mais completos. Além disso, o protótipo aqui construído não está em nível de competição direta com a tecnologia que hoje é vendida no mercado, não sendo ainda um produto finalizado. Porém, da mesma forma, outros projetos que disponham de mais investimento, podem se utilizar do conceito aqui discutido e criar uma calcanheira que tenha poder de entrar no mercado. O mesmo conceito poderia, talvez, ser aplicado para outros problemas relacionados ao pé/pisada e outras soluções podem ser agregadas ao projeto de forma a aumentar seu valor.

REFERÊNCIAS

- ADAFRUIT. **Force Sensitive Resistor (FSR)**. 2017. <<https://learn.adafruit.com/force-sensitive-resistor-fsr/>>. Acessado: 20/04/2017.
- ANTONIO, M. **Tornozelo e Pé**. 2014. <<http://www.def.ufla.br/marcoantonio/wp-content/uploads/2014/09/tornozelo-e-p%C3%A9-C%C3%B3pia.pdf>>. Acessado: 07/08/2016.
- ARDUINO. **Arduino - Home**. 2017. <<https://www.arduino.cc/>>. Acessado: 18/10/2017.
- ASICS. Entendendo a pronação: Encontrando o calçado correto. acessado: 14/05/2016. 2016.
- CASSIOLATO, C. **Medição de Pressão**. 2008. <<http://www.smar.com/brasil/artigo-tecnico/medicao-de-pressao-caracteristicas-tecnologias-e-tendenciasa>>. Acessado: 07/08/2017.
- CERB. **Baro**. 2017. <<http://www.cerb.com.br/portfolio/25/55/baropodometria>>. Acessado: 07/08/2017.
- DAHIYA, R.; VALLE, M. **Tactile Sensing for Robotic Applications**. 2008.
- DAHLE, L. K. *et al.* Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 14, n. 2, p. 1–5, August 1991. ISSN 1553-877X.
- FILIFELOP. **Módulo WiFi ESP8266**. 2017. <<https://www.filipeflop.com/produto/modulo-wifi-esp8266-esp-01/>>. Acessado: 10/02/2017.
- FLORES, H. M. L. P. **Contact Force Models for Multibody Dynamics**. [S.l.]: Springer, 2016.
- FOOT, T. london; CLINIC, A. **Foot and Ankle anatomy**. 2017. <<https://www.lfaclinic.co.uk/patient-information/general-foot-ankle-advice/>>. Acessado: 15/03/2017.
- FUTUREELECTRONICS. **What is a Microcontroller?** 2017. <<http://www.futureelectronics.com/en/Microcontrollers/microcontrollers.aspx>>. Acessado: 18/10/2017.
- INTERLINK. **Interlink Electronics**. 2016. <<http://www.interlinkelectronics.com/index.php>>. Acessado: 17/06/2016.
- IRWIN, D. **Análise de circuitos em engenharia**. [S.l.: s.n.], 2000.
- KINETEC. **Orçamento da sistema de Baropodometria EPS R1**. 2017. Email. Recebido: 13/11/2017.
- MAGEE, D. J. Avaliação musculoesquelética. São Paulo: Manole, 2010.
- MERCADOLIVRE. **Mlivre**. 2017. <https://produto.mercadolivre.com.br/MLB-933450294-baropodometria-win-shoe-_JM>. Acessado: 20/09/2017.
- MST, X. M. S. T. T. C. L. **Metal Foil Strain Gauges AA pattern**. 2017. <<http://www.mstransducers.com/en/newsinfo.asp?id=9>>. Acessado: 18/02/2017.
- MULTIJR-CORRIDA. **Tipos de Pisada**. 2017. <<http://www.multijr.com.br/>>. Acessado: 13/08/2017.

- NATIONALINSTRUMENTS. **Medições de deformação com Strain Gages**. 2017. <<http://www.ni.com/white-paper/3642/pt/>>. Acessado: 15/06/2016.
- NEELY, F. G. Biomechanical risk factors for exercise-related lower limb injuries. **Sports Medicine**, v. 26, n. 1, p. 395–416, Dec 1998.
- PANCHBHAVI, V. K. Foot bone anatomy. **Medscape**., 2015.
- PAPALIODIS D. N.AND VANUSHKINA, M. A.; RICHARDSON N. G.AND PRETA, J. A. D. The foot and ankle examination. **Journal of Medical Clinics**., v. 98, n. 2, p. 181–204, April 2014.
- PODIAFRANCE. **Plataforma**. 2017. <<http://www.podiafrance.com/>>. Acessado: 18/06/2017.
- ROSARIO, J. L. A review of the utilization of baropodometry in postural assessment. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 18, n. 2, p. 215–219, April 2014.
- SCOPPA, F. *et al.* Clinical stabilometry standardization basic definitions – acquisition interval – sampling frequency. 2012.
- SILVA, J. L. K. M. **ANÁLISE DA CORRELAÇÃO DE MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA PISADA RELACIONADA À ATIVAÇÃO NEUROMUSCULAR**. 0-94 p. Dissertação (Mestrado) — UTFPR, 2015.
- SILVA, R. T. da. **Notas de Aula de Física**. 2004.
- SOUZA, T. R. de *et al.* Pronação excessiva e varismos de pé e perna: relação com o desenvolvimento de patologias músculo-esqueléticas – revisão de literatura. 2011.
- SUPERFISIO. **Super Fisio**. 2017. <<http://www.superfisio.com.br/baropodometro-foot-scanner-ortho-pauher/p>>. Acessado: 13/03/2017.
- SYSTEMS, E. **ESPRESSIF SMART CONNECTIVITY PLATFORM: ESP8266**. 2013. <<http://www.electroschematics.com/wp-content/uploads/2015/02/esp8266-datasheet.pdf>>. Acessado: 20/05/2017.
- TAO, W. *et al.* Gait analysis using wearable sensors. **Sensors**, v. 12, p. 2255–2283, November 2012.

Anexos

ANEXO A - CÓDIGO

```

// Programa: Web Server com modulo ESP8266
// Alteracoes e adaptacoes: Andre Vitor de Palma Lopes

#define DEBUG true

double fsrReading0;    // the analog reading from the FSR resistor div
double fsrVoltage0;   // the analog reading converted to voltage
double fsrResistance0; // The voltage converted to resistance , can be
double fsrConductance0;
double fsrForce0;     // Finally , the resistance converted to force
double fsrMass0;

double fsrReading1;   // the analog reading from the FSR resistor div
double fsrVoltage1;   // the analog reading converted to voltage
double fsrResistance1; // The voltage converted to resistance , can be
double fsrConductance1;
double fsrForce1;     // Finally , the resistance converted to force
double fsrMass1;

double fsrReading2;   // the analog reading from the FSR resistor div
double fsrVoltage2;   // the analog reading converted to voltage
double fsrResistance2; // The voltage converted to resistance , can be
double fsrConductance2;
double fsrForce2;     // Finally , the resistance converted to force
double fsrMass2;

//second heel
double fsr2Reading0;  // the analog reading from the FSR resistor di
double fsr2Voltage0;  // the analog reading converted to voltage
double fsr2Resistance0; // The voltage converted to resistance , can be
double fsr2Conductance0;
double fsr2Force0;    // Finally , the resistance converted to force
double fsr2Mass0;

double fsr2Reading1;  // the analog reading from the FSR resistor di

```

```

double fsr2Voltage1;    // the analog reading converted to voltage
double fsr2Resistance1; // The voltage converted to resistance , can be
double fsr2Conductance1;
double fsr2Force1;     // Finally , the resistance converted to force
double fsr2Mass1;

double fsr2Reading2;   // the analog reading from the FSR resistor di
double fsr2Voltage2;   // the analog reading converted to voltage
double fsr2Resistance2; // The voltage converted to resistance , can be
double fsr2Conductance2;
double fsr2Force2;     // Finally , the resistance converted to force
double fsr2Mass2;

void setup ()
{
  Serial.begin(9600);
  Serial1.begin(19200);

  sendData("AT+RST\r\n", 2000, DEBUG); // rst
  // Conecta a rede wireless
  sendData("AT+CWJAP=\" tcc \",\" a1b2c3d4e5 \"\r\n", 2000, DEBUG);
  delay(9000);
  sendData("AT+CWMODE=1\r\n", 1000, DEBUG);
  // Mostra o endereco IP
  sendData("AT+CIFSR\r\n", 1000, DEBUG);
  // Configura para multiplas conexoes
  sendData("AT+CIPMUX=1\r\n", 1000, DEBUG);
  // Inicia o web server na porta 80
  sendData("AT+CIPSERVER=1,80\r\n", 1000, DEBUG);
}

void loop ()
{
  // Verifica se o Serial1 esta enviando dados
  if (Serial1.available ())
  {
    if (Serial1.find("+IPD, "))
    {

```

```
delay(300);
int connectionId = Serial1.read() - 48;

double result1 = 0.01;
double result2 = 0.01;
double result3 = 0.01;

double result4 = 0.01;
double result5 = 0.01;
double result6 = 0.01;
int maxMeasures = 80;
for(int i=0; i < maxMeasures; i++){

    fsrConductance0 = 0;
    fsrConductance1 = 0;
    fsrConductance2 = 0;

    fsr2Conductance0 = 0;
    fsr2Conductance1 = 0;
    fsr2Conductance2 = 0;
    fsrReading0 = analogRead(A0);
    fsrReading1 = analogRead(A1);
    fsrReading2 = analogRead(A2);

    fsr2Reading0 = analogRead(A3);
    fsr2Reading1 = analogRead(A4);
    fsr2Reading2 = analogRead(A5);
    Serial.print(" Analog reading A0 = ");
    Serial.println(fsrReading0);
    Serial.print(" Analog reading A1 = ");
    Serial.println(fsrReading1);
    Serial.print(" Analog reading A2 = ");
    Serial.println(fsrReading2);
    Serial.print(" Analog reading A3 = ");
    Serial.println(fsr2Reading0);
    Serial.print(" Analog reading A4 = ");
    Serial.println(fsr2Reading1);
    Serial.print(" Analog reading A5 = ");
```

```

Serial.println(fsr2Reading2);
Serial.print("-----");

// analog voltage reading ranges from about 0 to 1023 which map
fsrVoltage0 = map(fsrReading0, 0, 1023, 0, 5000);
Serial.print(" Voltage reading A0 in mV = ");
Serial.println(fsrVoltage0);
fsrVoltage1 = map(fsrReading1, 0, 1023, 0, 5000);
Serial.print(" Voltage reading A1 in mV = ");
Serial.println(fsrVoltage1);
fsrVoltage2 = map(fsrReading2, 0, 1023, 0, 5000);
Serial.print(" Voltage reading A2 in mV = ");
Serial.println(fsrVoltage2);

fsr2Voltage0 = map(fsr2Reading0, 0, 1023, 0, 5000);
Serial.print(" Voltage reading A3 in mV = ");
Serial.println(fsr2Voltage0);
fsr2Voltage1 = map(fsr2Reading1, 0, 1023, 0, 5000);
Serial.print(" Voltage reading A4 in mV = ");
Serial.println(fsr2Voltage1);
fsr2Voltage2 = map(fsr2Reading2, 0, 1023, 0, 5000);
Serial.print(" Voltage reading A5 in mV = ");
Serial.println(fsr2Voltage2);

// if (fsrVoltage == 0) {
//   Serial.println("No pressure");
// } else {
if(fsrVoltage0 != 0){
  // The voltage = Vcc * R / (R + FSR) where R = 10K and Vcc =
  // so FSR = ((Vcc - V) * R) / V          yay math!
  fsrResistance0 = 5000 - fsrVoltage0;    // fsrVoltage is in
  fsrResistance0 *= 10000;                // 10K resistor
  fsrResistance0 /= fsrVoltage0;
  Serial.print("FSR resistance A0 in ohms = ");
  Serial.println(fsrResistance0);

  fsrConductance0 = 1000000;              // we measure in micromh
  fsrConductance0 /= fsrResistance0;
}

```

```

if(fsrVoltage1 != 0){
    // The voltage = Vcc * R / (R + FSR) where R = 10K and Vcc =
    // so FSR = ((Vcc - V) * R) / V          yay math!
    fsrResistance1 = 5000 - fsrVoltage1;    // fsrVoltage is in
    fsrResistance1 *= 10000;                // 10K resistor
    fsrResistance1 /= fsrVoltage1;
    Serial.print("FSR resistance A1 in ohms = ");
    Serial.println(fsrResistance1);

    fsrConductance1 = 1000000;             // we measure in micromh
    fsrConductance1 /= fsrResistance1;
}

if(fsrVoltage2 != 0){
    // The voltage = Vcc * R / (R + FSR) where R = 10K and Vcc =
    // so FSR = ((Vcc - V) * R) / V          yay math!
    fsrResistance2 = 5000 - fsrVoltage2;    // fsrVoltage is in
    fsrResistance2 *= 10000;                // 10K resistor
    fsrResistance2 /= fsrVoltage2;
    Serial.print("FSR resistance A2 in ohms = ");
    Serial.println(fsrResistance2);

    fsrConductance2 = 1000000;             // we measure in micromh
    fsrConductance2 /= fsrResistance2;
}

if(fsr2Voltage0 != 0){
    // The voltage = Vcc * R / (R + FSR) where R = 10K and Vcc =
    // so FSR = ((Vcc - V) * R) / V          yay math!
    fsr2Resistance0 = 5000 - fsr2Voltage0;  // fsrVoltage is in
    fsr2Resistance0 *= 10000;              // 10K resistor
    fsr2Resistance0 /= fsr2Voltage0;
    Serial.print("FSR resistance A3 in ohms = ");
    Serial.println(fsr2Resistance0);

    fsr2Conductance0 = 1000000;           // we measure in micromh
    fsr2Conductance0 /= fsr2Resistance0;
}

if(fsr2Voltage1 != 0){
    // The voltage = Vcc * R / (R + FSR) where R = 10K and Vcc =

```

```

// so FSR = ((Vcc - V) * R) / V          yay math!
fsr2Resistance1 = 5000 - fsr2Voltage1;    // fsrVoltage is in
fsr2Resistance1 *= 10000;                 // 10K resistor
fsr2Resistance1 /= fsr2Voltage1;
Serial.print("FSR resistance A4 in ohms = ");
Serial.println(fsr2Resistance1);

fsr2Conductance1 = 1000000;              // we measure in micromhos
fsr2Conductance1 /= fsr2Resistance1;
}
if(fsr2Voltage2 != 0){
// The voltage = Vcc * R / (R + FSR) where R = 10K and Vcc = 5V
// so FSR = ((Vcc - V) * R) / V          yay math!
fsr2Resistance2 = 5000 - fsr2Voltage2;    // fsrVoltage is in
fsr2Resistance2 *= 10000;                 // 10K resistor
fsr2Resistance2 /= fsr2Voltage2;
Serial.print("FSR resistance A5 in ohms = ");
Serial.println(fsr2Resistance2);

fsr2Conductance2 = 1000000;              // we measure in micromhos
fsr2Conductance2 /= fsr2Resistance2;
}

Serial.print("Conductance A0 in microMhos: ");
Serial.println(fsrConductance0);
Serial.print("Conductance A1 in microMhos: ");
Serial.println(fsrConductance1);
Serial.print("Conductance A2 in microMhos: ");
Serial.println(fsrConductance2);

Serial.print("Conductance A3 in microMhos: ");
Serial.println(fsr2Conductance0);
Serial.print("Conductance A4 in microMhos: ");
Serial.println(fsr2Conductance1);
Serial.print("Conductance A5 in microMhos: ");
Serial.println(fsr2Conductance2);
// Use the two FSR guide graphs to approximate the force
if (fsrConductance0 <= 1000) {
fsrForce0 = fsrConductance0 / 80;
}

```

```

    fsrMass0 = fsrForce0 / 9.8;
} else {
    fsrForce0 = fsrConductance0 - 1000;
    fsrForce0 /= 30;
    fsrMass0 = fsrForce0 / 9.8;
}
if (fsrConductance1 <= 1000) {
    fsrForce1 = fsrConductance1 / 80;
    fsrMass1 = fsrForce1 / 9.8;
} else {
    fsrForce1 = fsrConductance1 - 1000;
    fsrForce1 /= 30;
    fsrMass1 = fsrForce1 / 9.8;
}

if (fsrConductance2 <= 1000) {
    fsrForce2 = fsrConductance2 / 80;
    fsrMass2 = fsrForce2 / 9.8;
} else {
    fsrForce2 = fsrConductance2 - 1000;
    fsrForce2 /= 30;
    fsrMass2 = fsrForce2 / 9.8;
}

if (fsr2Conductance0 <= 1000) {
    fsr2Force0 = fsr2Conductance0 / 80;
    fsr2Mass0 = fsr2Force0 / 9.8;
} else {
    fsr2Force0 = fsr2Conductance0 - 1000;
    fsr2Force0 /= 30;
    fsr2Mass0 = fsr2Force0 / 9.8;
}

if (fsr2Conductance1 <= 1000) {
    fsr2Force1 = fsr2Conductance1 / 80;
    fsr2Mass1 = fsr2Force1 / 9.8;
} else {
    fsr2Force1 = fsr2Conductance1 - 1000;
    fsr2Force1 /= 30;
    fsr2Mass1 = fsr2Force1 / 9.8;
}

```



```

}
if (fsr2Conductance2 <= 1000) {
  fsr2Force2 = fsr2Conductance2 / 80;
  fsr2Mass2 = fsr2Force2 / 9.8;
} else {
  fsr2Force2 = fsr2Conductance2 - 1000;
  fsr2Force2 /= 30;
  fsr2Mass2 = fsr2Force2 / 9.8;
}

Serial.print("Mass A0 in Kg: ");
Serial.println(fsrMass0);
Serial.print("Mass A1 in Kg: ");
Serial.println(fsrMass1);
Serial.print("Mass A2 in Kg: ");
Serial.println(fsrMass2);

Serial.print("Mass A3 in Kg: ");
Serial.println(fsr2Mass0);
Serial.print("Mass A4 in Kg: ");
Serial.println(fsr2Mass1);
Serial.print("Mass A5 in Kg: ");
Serial.println(fsr2Mass2);
Serial.println("-----");

result1 += fsrMass0;
result2 += fsrMass1;
result3 += fsrMass2;

result4 += fsr2Mass0;
result5 += fsr2Mass1;
result6 += fsr2Mass2;

delay(200);

}

Serial.print("#1 Total: ");

```

```

Serial.println(result1);
Serial.print("#2 Total: ");
Serial.println(result2);
Serial.print("#3 Total: ");
Serial.println(result3);

Serial.print("#4 Total: ");
Serial.println(result4);
Serial.print("#5 Total: ");
Serial.println(result5);
Serial.print("#6 Total: ");
Serial.println(result6);
Serial.println("-----");

result1 /= maxMeasures;
result2 /= maxMeasures;
result3 /= maxMeasures;
result4 /= maxMeasures;
result5 /= maxMeasures;
result6 /= maxMeasures;

String webpage = "<!doctype html><html><head><meta name=\"viewport
webpage += ".container{display: flex;flex-wrap: wrap;align-items:
webpage += "<body style=\"display: flex; flex-wrap: wrap; justify-
webpage += "<div class=\"container\"><div><h1>#Left </h1>";
webpage += "<svg ";
webpage += " id=\"svg8\" version=\"1.1\" viewBox=\"0 0 60 50\" heig
webpage += "<g id=\"layer1\">";
webpage += "<path id=\"path3680\" d=\"m 1.0552917,1.3334119 c 0,4
webpage += "<path id=\"path3682\" d=\"m 20.833232,47.303772 c 7.8
webpage += "<path id=\"path3680 -4\" d=\"m 58.661092,1.6009419 c 0
webpage += "</g></svg></div><div class=\"measures\">";
webpage += "<h2>#1: ";
webpage += result4;
webpage += " Kg</h2>";
webpage += "<h2>#2: ";
webpage += result5;
webpage += " Kg</h2>";
webpage += "<h2>#3: ";

```

```

webpage += result6 ;
webpage += " Kg</h2></div></div>";

```

```

String webpage2 = "<div class=\" container\"><div><h1>#Right </h1>";
webpage2 += "<svg ";
webpage2 += "viewBox=\"0 0 60 50\" height=\"200px\" width=\"200px\"";
webpage2 += "<g id=\" layer1\">";
webpage2 += "<path id=\" path3680\" d=\"m 1.0552917,1.3334119 c 0, ";
webpage2 += "<path id=\" path3682\" d=\"m 20.833232,47.303772 c 7. ";
webpage2 += "<path id=\" path3680 -4\" d=\"m 58.661092,1.6009419 c ";
webpage2 += "</g></svg></div><div class=\" measures\">";
webpage2 += "<h2>#1: ";
webpage2 += result1 ;
webpage2 += " Kg</h2>";
webpage2 += "<h2>#2: ";
webpage2 += result2 ;
webpage2 += " Kg</h2>";
webpage2 += "<h2>#3: ";
webpage2 += result3 ;
webpage2 += " Kg</h2></div></div>";

```

```

webpage2 += "</body></html>";

```

```

String cipSend = "AT+CIPSEND=";
cipSend += connectionId ;
cipSend += ", ";
cipSend += webpage.length ();
cipSend += "\r\n";

```

```

sendData(cipSend , 1000, DEBUG);
sendData(webpage , 1000, DEBUG);

```

```

cipSend = "AT+CIPSEND=";
cipSend += connectionId ;
cipSend += ", ";
cipSend += webpage2.length ();
cipSend += "\r\n";

```

```

    sendData(cipSend , 1000, DEBUG);
    sendData(webpage2 , 1000, DEBUG);

    String closeCommand = "AT+CIPCLOSE=";
    closeCommand += connectionId; // append connection id
    closeCommand += "\r\n";

    sendData(closeCommand , 3000, DEBUG);
  }
}

String sendData(String command, const int timeout, boolean debug)
{
  // Envio dos comandos AT para o modulo
  String response = "";
  Serial1.print(command);
  long int time = millis();
  while ( (time + timeout) > millis())
  {
    while (Serial1.available())
    {
      // The esp has data so display its output to the serial window
      char c = Serial1.read(); // read the next character.
      response += c;
    }
  }
  if (debug)
  {
    Serial.print(response);
  }
  return response;
}

```