

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO PAMPA**

**DANIEL MEIRELLES AFFELDT**

**PROJETO DE DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE  
BAROPÔDOMETRO**

**Bagé  
2018**

**DANIEL MEIRELLES AFFELDT**

**PROJETO DE DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE  
BAROPÔDOMETRO**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao curso de Bacharelado em Engenharia de Computação como requisito parcial para a obtenção do grau de Bacharel em Engenharia de Computação.

Orientador: Julio Saraçol Domingues Júnior  
Co-orientador: Érico Marcelo Hoff do Amaral

**Bagé  
2018**

Ficha catalográfica elaborada automaticamente com os dados fornecidos  
pelo(a) autor(a) através do Módulo de Biblioteca do  
Sistema GURI (Gestão Unificada de Recursos Institucionais) .

A256p Affeldt, Daniel Meirelles

projeto de desenvolvimento de um protótipo de  
baropodômetro / Daniel Meirelles Affeldt.

74 f.: il.

Trabalho de Conclusão de Curso(Graduação)--  
Universidade Federal do Pampa, ENGENHARIA DE  
COMPUTAÇÃO, 2018.

"Orientação: Julio Saraçol Domingues Júnior".

1. Baropodômetro. 2. Pressão plantar. 3.  
Microcontroladores. I. Domingos Júnior, Julio  
Saraçol (Orient.). II. Título.

**DANIEL MEIRELLES AFFELDT**

**PROJETO DE DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE  
BAROPÔDOMETRO**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao curso de Bacharelado em Engenharia de Computação como requisito parcial para a obtenção do grau de Bacharel em Engenharia de Computação.

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado em: 08 de Dezembro de 2018.

Banca examinadora:

---

Prof. MSc. Julio Saraçol Domingues Júnior  
Orientador

---

Prof. Dr. Bruno Silveira Neves  
Universidade Federal do Pampa

---

Prof. MSc. Gerson Alberto Leira Nunes  
Universidade Federal do Pampa

## RESUMO

Este trabalho contém o processo de desenvolvimento de um protótipo baropodômetro, o qual é uma ferramenta utilizada para gerar o padrão de distribuição de pressão da parte inferior do pé ou região plantar, o desenvolvimento teve como objetivo a construção de um protótipo de baixo custo, para ser utilizado por profissionais em pequenas clínicas. Na realização deste trabalho foi utilizado sensores de pressão e a plataforma de prototipagem Arduino, além de uma solução em *software* para processamento e análise de dados. Obteve-se, como resultados, uma solução que é capaz de proporcionar aos fisioterapeutas a capacidade de analisar a marcha dinâmica dos pacientes, assim como dos padrões de distribuição pressão plantar nos diferentes estágios da marcha.

**Palavras-chave:** Microncontroladores. Baropodômetro. Pressão plantar.

## **ABSTRACT**

This work contains the development process of a baropodometer prototype, which is a tool used to generate the pressure distribution pattern of the lower part of the foot or plantar region, the development was aimed at building a low-cost prototype, to be used by physiotherapists in small clinics, it was realized using pressure sensors and the Arduino prototyping platform, as well as a software solution for data processing and analysis. As result, the proposed solution was able to provide the patients dynamic gait analysis as well the planar pressure distribution patterns in different gait stages by physiotherapists.

**Keywords:** Baropodometer, Microcontroller, Plantar pressure.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Etapas do projeto .....	14
Figura 2	Proposta de solução .....	15
Figura 3	Etapas de construção .....	16
Figura 4	Figuras do Pé Humano .....	18
Figura 5	Representação do Pé Humano .....	19
Figura 6	Representação da Distribuição de Pressão do Pé Côncavo .....	20
Figura 7	Representação da Distribuição de Pressão do Pé Plano .....	21
Figura 8	Diferentes modelos de placas Arduino .....	22
Figura 9	Componentes do sensor FSR .....	24
Figura 10	Comportamento do sensor FSR .....	25
Figura 11	Equação Krigagem simples .....	26
Figura 12	Equação Krigagem Ordinária .....	26
Figura 13	Componentes do sistema planipes .....	28
Figura 14	Aplicativo do sistema planipes .....	28
Figura 15	Máquina de Testes Universal .....	29
Figura 16	Resultados do Processo de Calibração .....	29
Figura 17	Esboço do Protótipo.....	30
Figura 18	Palmilha Utilizada .....	30
Figura 19	Resultados Comparativos .....	31
Figura 20	Componentes e Aplicativo.....	32
Figura 21	Diagrama do Protótipo.....	33
Figura 22	Aplicações da proposta .....	34
Figura 23	Palmilha Sensor .....	34
Figura 24	Representação da Pressão .....	34
Figura 25	Diagrama do fluxo de informações.....	37
Figura 26	Metodologia de Desenvolvimento .....	37
Figura 27	Casos de uso do sistema .....	39
Figura 28	Casos de uso do Usuário.....	40
Figura 29	Diagrama de sequência do diagnóstico .....	40
Figura 30	Diagrama de classes conceitual .....	41

Figura 31 Diagrama de casos de uso do nó sensor .....	42
Figura 32 Arduino Mega 2560 .....	43
Figura 33 Modelos de Sensores .....	44
Figura 34 Esquema do Sensor e Arduino .....	44
Figura 35 Primeiro modelo de soquetes .....	45
Figura 36 Modelo atual de soquetes .....	45
Figura 37 Palmilha .....	46
Figura 38 Esquema elétrico .....	47
Figura 39 Placa construída .....	47
Figura 40 Modelos de disposição dos sensores .....	48
Figura 41 Diagrama do Nó Sensor.....	48
Figura 42 Nó Sensor.....	49
Figura 43 Resultado protótipo de <i>software</i> .....	50
Figura 44 <i>Software</i> .....	51
Figura 45 Resultado do <i>software</i> área 1 .....	52
Figura 46 Resultado do <i>software</i> área 2 .....	53
Figura 47 Resultado do <i>software</i> área 3 .....	54
Figura 48 Gráfico Sensores .....	56
Figura 49 Resultado armazenamento .....	57
Figura 50 Resultado dos testes dos Sensores .....	58
Figura 51 Resultado da calibração .....	59
Figura 52 Sessão de diagnóstico .....	60

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Tabela de resumo dos trabalhos correlatos .....	35
Tabela 2	Requisitos Funcionais.....	38
Tabela 3	Requisitos Não Funcionais .....	39

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>11</b>
<b>1.1 Problema de Pesquisa</b> .....	<b>12</b>
<b>1.2 Objetivos</b> .....	<b>12</b>
1.2.1 Objetivos Gerais.....	12
1.2.2 Objetivos específicos.....	12
<b>1.3 Organização do texto</b> .....	<b>13</b>
<b>2 METODOLOGIA</b> .....	<b>14</b>
<b>3 REFERENCIAL TEÓRICO</b> .....	<b>17</b>
<b>3.1 Anatomia do pé humano</b> .....	<b>17</b>
<b>3.2 Problemas nas regiões Plantares</b> .....	<b>19</b>
3.2.1 Pé Côncavo .....	19
3.2.2 Pé Plano .....	20
3.2.3 Protetização aplicada a problemas nas regiões plantares .....	21
<b>3.3 Microcontroladores</b> .....	<b>21</b>
<b>3.4 Sensoriamento</b> .....	<b>23</b>
3.4.1 Medição de força .....	23
3.4.2 Sensores FSR .....	24
<b>3.5 Krigagem</b> .....	<b>25</b>
<b>3.6 Trabalhos correlatos</b> .....	<b>27</b>
3.6.1 Planipes .....	27
3.6.2 Sistema baseado em IoT para monitoramento de pressão plantar .....	28
3.6.3 Palmilha de baixo custo para análise de marcha.....	30
3.6.4 FootStriker .....	32
3.6.5 <i>Exploring Subtle foot plantar-based gestures with sock-placed pressure sensors</i> 32	
3.6.6 Palmilha sensor para análise em tempo real de marcha.....	33
3.6.7 Análise Comparativa.....	34
<b>4 PROPOSTA</b> .....	<b>36</b>
<b>4.1 Projeto</b> .....	<b>36</b>
<b>4.2 Modelagem do sistema</b> .....	<b>37</b>

<b>4.3 Desenvolvimento.....</b>	<b>41</b>
4.3.1 Nó sensor .....	41
4.3.2 <i>Software</i> .....	49
<b>5 TESTES E RESULTADOS .....</b>	<b>55</b>
<b>5.1 Testes do Nó sensor .....</b>	<b>55</b>
<b>5.2 Avaliação da Solução .....</b>	<b>60</b>
<b>6 CONCLUSÕES .....</b>	<b>61</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>62</b>
<b>7 APÊNDICE X.....</b>	<b>64</b>
<b>8 APÊNDICE Y .....</b>	<b>71</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O uso de computação na área médica é diverso e multidisciplinar, estando presente nos mais diversos campos de pesquisa como epidemiologia, e sistemas de diagnóstico (WYATT; LIU, 2002). Com o avanço da miniaturização e aumento de eficiência energética dos circuitos elétricos e advento de tecnologias como *wireless*, cada vez mais busca-se soluções para equipamentos de monitoramento e diagnóstico clínico, utilizando essas tecnologias. Considerando este contexto, uma área que tem atraído a atenção de pesquisadores é a análise na distribuição de pressão na planta do pé (HUNG et al., 2004).

A análise de pressão da planta do pé é importante, pois através dela é possível diagnosticar muitas doenças, como pé côncavo e pé plano, prevenir e determinar tratamentos (TÁBUAS et al., 2012). As duas ferramentas mais comuns de análise são: por plataforma de sensores e palmilha (Tabuas, 2010). Tradicionalmente, com estas ferramentas é possível aplicar dois tipos de exames existentes, o primeiro apresenta a distribuição de pressão quando o paciente está em repouso, denominado de exame estático, enquanto o segundo representa a distribuição de pressão quando a pessoa está em movimento, conhecido como exame dinâmico (TÁBUAS et al., 2012) (RAZAK et al., 2012).

A plataforma de análise consiste em uma matriz de sensores de força sobre uma superfície plana, sua vantagem é que por ser estático é simples de utilizar, porém, suas desvantagens são: no caso de uma avaliação dinâmica é necessário que o paciente caminhe de forma natural; entretanto, como a plataforma possui um espaço limitado este tipo de exame fica comprometido. O sistema de palmilha ou baropodômetro é uma rede de sensores de pressão que ficam entre o calçado e a planta do pé do paciente, sua vantagem é ser flexível, conseguir capturar os movimentos naturais do paciente, e ser mais barato pois utiliza menos sensores, por outro lado, sua desvantagem é ser mais complexo de utilizar pois necessita ser vestido (RAZAK et al., 2012).

Tendo em vista as vantagens do sistema de palmilha nota-se que é viável a construção de um sistema desse tipo, utilizando microcontroladores e sensores de pressão, esse sistema pode ser uma alternativa efetiva e com custo reduzido ao sistema de plataforma. É interessante notar que existe demanda no Brasil, visto que os equipamentos do sistema de plataforma possuem custo elevado no país.

## 1.1 Problema de Pesquisa

É possível criar um solução em *software* e *hardware* efetiva e com baixo custo, para auxiliar os profissionais da fisioterapia a identificar problemas nas regiões plantares ?

## 1.2 Objetivos

Nesta seção com base no problema de pesquisa serão apresentados os objetivos gerais do projeto, que é o que espera-se alcançar ao final do projeto, e os objetivos específicos, que são o que almeja-se alcançar ao longo do projeto.

### 1.2.1 Objetivos Gerais

Desenvolver um protótipo de Baropedômetro de baixo custo com elementos sensores e a plataforma Arduino, além de um *software* auxiliar para análise dos dados coletados durante uma sessão de avaliação.

### 1.2.2 Objetivos específicos

Para alcançar o objetivo geral foram traçados alguns objetivos específicos, são eles:

- Levantamento e estudo da bibliografia que esteja relacionada aos temas que englobam o projeto;
- Definir os requisitos do sistema;
- Desenvolver a modelagem do sistema com base nos requisitos definidos;
- Construção do protótipo;
- Testes e validação do protótipo;
- Desenvolvimento do *software* ;
- Teste e validação do *software* ;
- Integração do *software* e do protótipo;

- Teste e validação da solução ;
- Discussão e análise dos resultados.

### **1.3 Organização do texto**

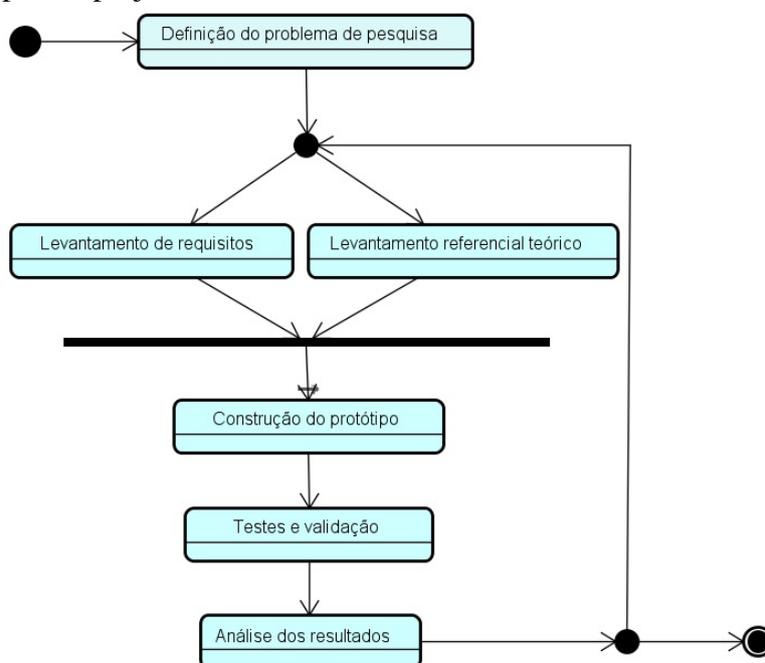
O presente trabalho está organizado na seguinte estrutura: capítulo dois é apresentado a metodologia, onde são descritos os princípios seguidos no desenvolvimento do trabalho; capítulo três é apresentado o referencial teórico sendo realizado uma revisão de literatura, apresentando trabalhos correlatos e conceitos referentes ao trabalho; capítulo quatro é apresentado a proposta, onde o desenvolvimento do trabalho é descrito; capítulo cinco são apresentados os testes e resultados; capítulo seis são realizadas as conclusões.

## 2 METODOLOGIA

O presente projeto pode ser enquadrado com relação a metodologia científica em hipotético-dedutivo, visto que foi realizado com o objetivo de construir um protótipo de baropodômetro. Para isso, foi construído um primeiro modelo, com base no conhecimento existente na literatura, e a partir desse modelo, foi realizada uma etapa de testes e validação. Logo após, com base na análise dos resultados obtidos, foram propostas melhorias no modelo. Com relação ao tipo de pesquisa, o presente projeto pode ser classificado como aplicada, porque possui como objetivo uma aplicação específica e bem definida, além de viabilizar a geração de conhecimento útil e aplicável.

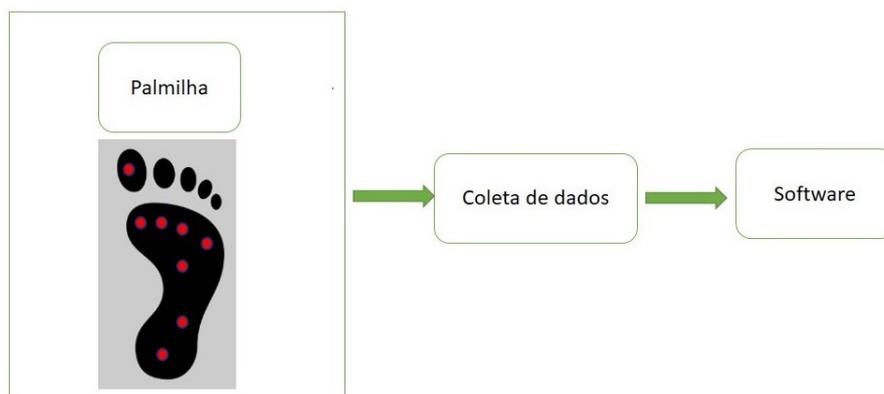
A primeira etapa do projeto consistiu na definição do problema de pesquisa, sendo esse definido através da percepção da necessidade de uma solução computacional, para atender a demanda de pequenas clínicas de reabilitação. Através de algumas análises e entrevistas com profissionais da área, identificou-se a necessidade de um sistema que seja capaz de analisar pressão nas regiões plantares, e que possua baixo custo de aquisição. De posse do problema de pesquisa foi definido um conjunto de etapas a serem realizadas para a execução do projeto, a figura 1 apresenta as etapas do projeto.

Figura 1 – Etapas do projeto



A primeira proposta de solução consistiu em uma palmilha com uma série de sensores de força, e uma solução em *software* que processe esses dados e apresente aos profissionais de fisioterapia. Na figura 2 é apresentada uma representação simplificada da proposta.

Figura 2 – Proposta de solução

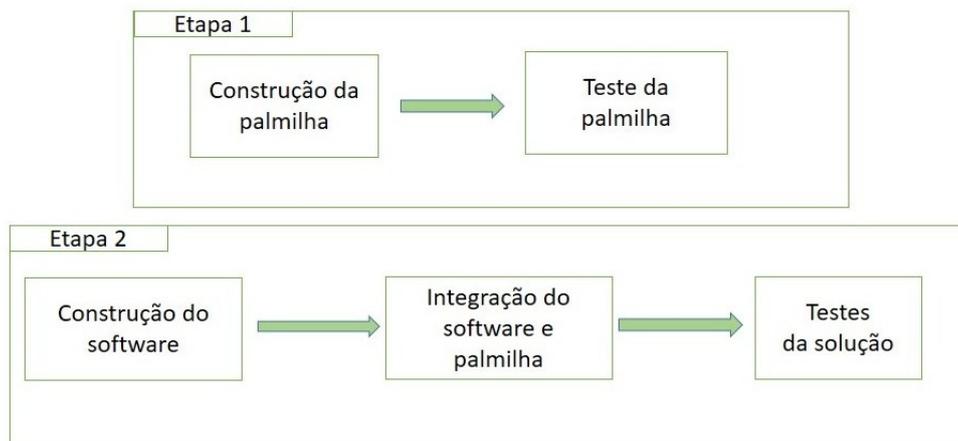


Fonte: Autor (2018)

Com o fim da primeira etapa a qual definiu o problema de pesquisa e a proposta de solução, deu-se início a segunda etapa. A segunda etapa consistiu em um levantamento de requisitos e referenciais teóricos. No levantamento de referenciais teóricos foram escolhidos referenciais teóricos sobre microcontroladores, computação aplicada à saúde e tópicos de podologia, em bibliotecas virtuais de relevância como portal da Capes, IEEE, Springer, também foram analisados trabalhos de linhas de pesquisa próximas. O levantamento de requisitos foi realizado através de reuniões e entrevistas com os profissionais do centro de reabilitação, através dessas reuniões foram levantados os requisitos funcionais e não funcionais, os requisitos definidos foram a base para as próximas etapas do trabalho.

Na terceira etapa ocorreu a construção da proposta, que foi subdividida em suas etapas, a construção da palmilha e o desenvolvimento do *software*. A palmilha foi construída utilizando a plataforma Arduino e sensores de pressão, o *software* foi implementado para computadores pessoais, e sua função é receber os dados amostrados dos sensores de pressão e processar para apresentar as informações aos usuários, da representação de distribuição de pressão plantar. O protótipo foi implementado seguindo as fases apresentadas na figura 3, na etapa um ocorreu a construção da palmilha e testes da mesma, na etapa dois aconteceu a construção do *software*, integração do *software* e a solução em *hardware* e assim que foram integrados, foram aplicados testes funcionais na solução.

Figura 3 – Etapas de construção



Fonte: Autor (2018)

Na quarta etapa ocorreram os testes e validação do protótipo, onde ocorreram testes experimentais e ensaios, a solução foi validada com base na apresentação de resultados e análise destes pelos profissionais de fisioterapia. Na quinta etapa foram analisados os resultados obtidos, onde foram propostas melhorias para o protótipo, com base nas propostas, todas as etapas a partir do levantamento de requisitos foram revisitadas.

### 3 REFERENCIAL TEÓRICO

Neste capítulo serão abordados os conceitos relevantes relacionados ao desenvolvimento deste trabalho, sendo assim será abordado a anatomia do pé humano, algumas doenças plantares, a plataforma de prototipação Arduino, sensores FSR, métodos de geostatística e um estudo dos trabalhos correlatos.

#### 3.1 Anatomia do pé humano

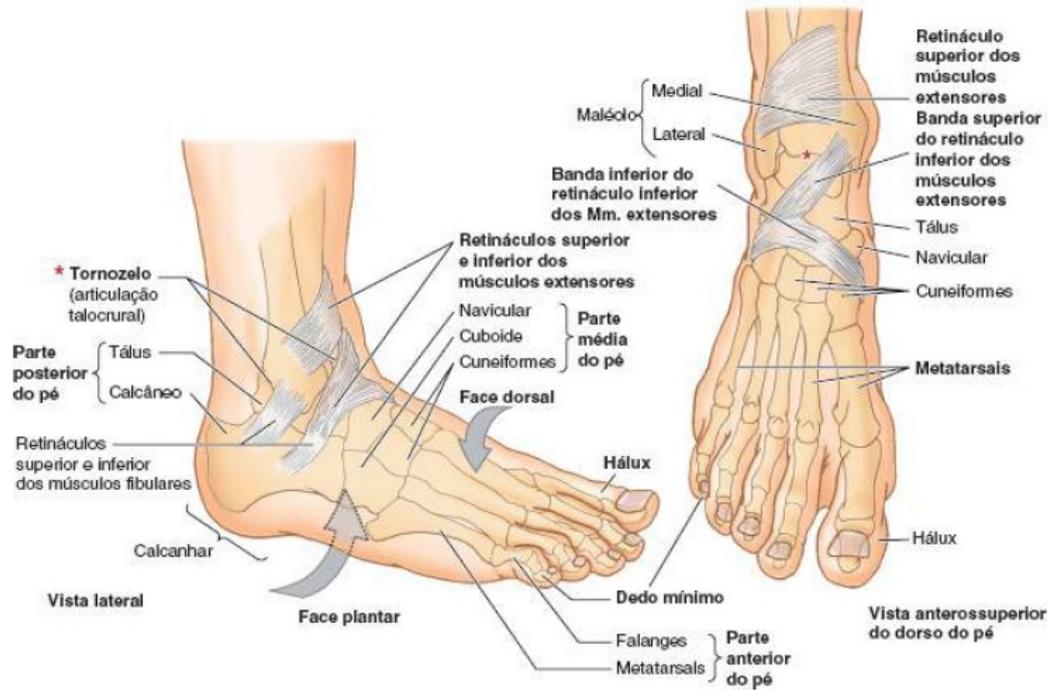
A função do pé humano é complexa, pois precisa tanto sustentar o peso do corpo de forma estável, quanto permitir mobilidade. Dessa maneira, sua estrutura reflete essa capacidade, visto que possui um arranjo de ossos e articulações que são orientados para garantir tanto a mobilidade quanto a sustentação do corpo (LANG, 1987).

Segundo (LANG, 1987), quando o ser humano está com o corpo na posição vertical de forma estática, ele necessita de uma base firme de sustentação, porém, quando se locomove, ele necessita que suas extremidades inferiores respondam a demandas por flexibilidade e resistência. Neste sentido, o pé precisa satisfazer estas necessidades absorvendo ou transmitido forças dinâmicas, para realizar suas funções de forma eficiente, o que cria alta dependência na integridade de sua estrutura.

A estrutura do pé humano é formada por 26 ossos, assim como um conjunto de músculos e articulações que possibilitam sustentação e mobilidade a esses ossos. O pé humano está dividido em três partes anatômicas e funcionais, como é apresentado na figura 4, são elas: a primeira parte é a posterior do pé ou retropé, que contém o tálus e o calcâneo, a segunda é a parte média do pé ou mediopé, onde estão os ossos navicular, cubóide e os cuneiformes. Por último, a terceira parte é denominada anterior do pé ou antepé, onde se localizam os metatarsais e as falanges. A estrutura esquelética do pé é subdividida em 3 partes, são elas: ossos tarsais, metatarsais e falanges, onde existem 7 ossos tarsais, 5 metatarsais e 15 falanges (MOORE K.L. ;DALLEY, 2007).

A região do pé que toca o solo é conhecida como planta ou região plantar, por outro lado, a parte voltada para cima é o dorso do pé ou região dorsal do pé. A parte da planta do pé subjacente ao calcâneo é o calcanhar ou região calcânea, o hálux é o dedo grande (MOORE K.L. ;DALLEY, 2007).

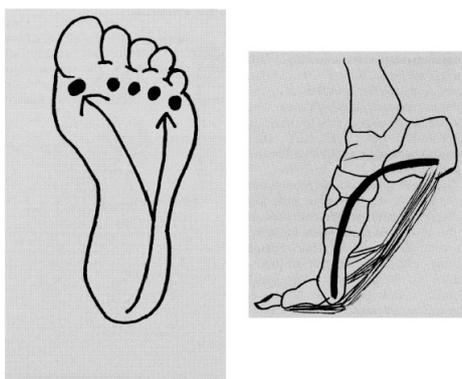
Figura 4 – Figuras do Pé Humano



Fonte: (MOORE K.L. ;DALLEY, 2007)

O alinhamento dos ossos tarsais e metatarsais em conjunto com seus ligamentos resultam na formação de uma estrutura em formato de arco, que permitem ao pé absorver e distribuir o peso corporal. Em um pé com estrutura de arco devidamente alinhada, durante a marcha, este irá se contrair e expandir-se, realizando o chamado efeito *windlass*, com isso, a distribuição de pressão ocorre da seguinte forma, os pontos com maior concentração de força serão a região dos metatarsos e do calcânhar, como apresentado na figura 5 (FRANCO, 1987).

Figura 5 – Representação do Pé Humano



Fonte: Autor (2018) adaptado de (FRANCO, 1987)

### 3.2 Problemas nas regiões Plantares

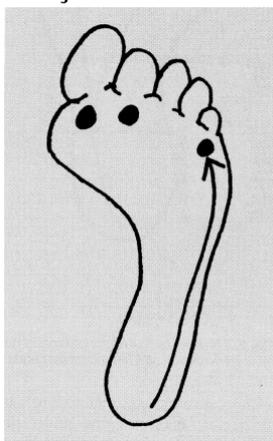
A complexidade da estrutura do pé somado a complexidade dos movimentos dessa região pode ocasionar o surgimento de deformidades, as quais não são incomuns. Sendo assim, quando ocorre uma deformidade a distribuição de pressão na face plantar se altera, o que pode acarretar em diversos problemas, dentre os quais são mais recorrentes o pé côncavo e o pé plano.

#### 3.2.1 Pé Côncavo

É denominado Pé côncavo o pé que possui na estrutura do arco de sustentação uma curvatura mais côncava que o normal, como consequência a distribuição de peso padrão é desviada, ou seja, a sustentação de peso passa a ser desigual ao longo das cabeças metatarsais e na barra lateral no pé como apresenta a figura 6.

A anomalia na distribuição de força, faz com que o pé esteja mais propenso a contusões nas pontas dos metatarsos e no calcanhar, devido a excesso de pressão. O pé também fica sujeito a formação de osteófitos (esporões). Com a minimização da absorção de choques, e da área de suporte, podem ocorrer dores no calcanhar, fraturas por estresse, além de outros problemas relacionados a excesso de choques, os quais podem afetar os joelhos e as pernas (FRANCO, 1987).

Figura 6 – Representação da Distribuição de Pressão do Pé Côncavo



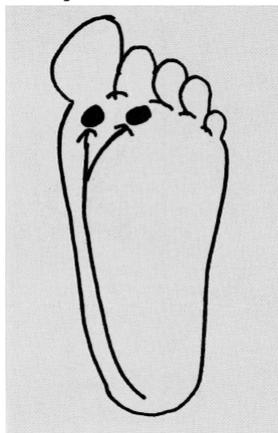
Fonte: (FRANCO, 1987)

### 3.2.2 Pé Plano

Por outro lado, o pé plano ocorre quando o tálus (dedo maior) sofre um deslocamento para frente, onde na maioria das vezes causa um estiramento no tendões e músculos e, conseqüentemente, faz com que a estrutura de arco de sustentação se achatam. Assim, com essa distensão a capacidade de absorver e distribuir força da estrutura é afetada, fazendo com que a distribuição de peso deixe de ser concentrada nos metatarsos e calcanhar e passe a ser distribuída de forma mais uniforme na face plantar do pé, como apresentado na figura 7 (FRANCO, 1987).

Pessoas com pé plano apresentam uma marcha com pés achatados, e com uma grande superfície de sustentação. Esse achatamento pode prejudicar a marcha, visto que minimiza o arco de suporte, o que pode causar com o tempo danos na estrutura óssea e muscular do pé devido a super exposição da estrutura aos choques (FRANCO, 1987).

Figura 7 – Representação da Distribuição de Pressão do Pé Plano



Fonte: (FRANCO, 1987)

### 3.2.3 Protetização aplicada a problemas nas regiões plantares

As doenças plantares apresentadas até o momento podem ser tratadas através de próteses ortopédicas, também conhecidas por palmilhas ortopédicas, nas quais são construídas com princípios simples e materiais acessíveis. Através de uma prótese ortopédica a função normal do pé pode ser restaurada em minutos, visto que a prótese poderá ser confeccionada com uma forma cuja finalidade poderá ser compensar os desvios de pressão do pé. Assim, a prótese ortopédica poderá deixar o pé em uma posição neutra durante a marcha (FRANCO, 1987). Neste sentido, para realizar uma protetização mais eficiente e rápida, se faz necessário o uso de exames apurados para identificar as deformidades na distribuição de peso plantar e, desta forma, identificar as áreas de correção da prótese.

### 3.3 Microcontroladores

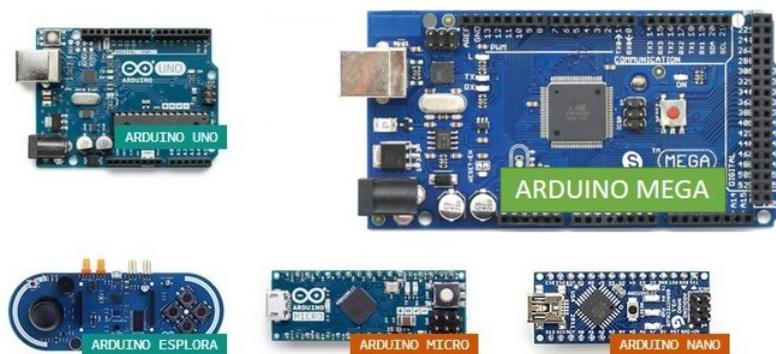
Uma das tecnologias mais empregadas atualmente no desenvolvimento de soluções computacionais para a área de informática médica são os microcontroladores. Microcontroladores são circuitos integrados considerados como um computador completo em um único chip, visto que possuem todos os recursos necessário para realizar o processamento, como por exemplo: unidade central de processamento (CPU), memória ram, memória programável de leitura, memória flash, e recursos de entrada e saída. Microcontroladores podem ser utilizados em diversas aplicações, pois se tornam uma alternativa de baixo custo para soluções computacionais que não exijam alto poder de processamento.

Existem diversos modelos de microcontroladores, a diferença entre eles é o seu poder de processamento e quantidade de recursos disponíveis, essa diferenciação ocorre para satisfazer os diferentes níveis de complexidade das aplicações (MARTINS, 2005).

Um exemplo de microcontrolador muito utilizado é o ATmega328P, o qual é fabricado pela Atmel, segundo suas especificações, o ATmega328P possui um processador de 8 bits AVR, 32 KB de memória de programa na tecnologia flash, 1KB de memória na tecnologia EEPROM, 2 KB de memória de dados na tecnologia SRAM. Além disso, o microcontrolador possui 23 portas de entrada e saída, 6 analógicas e 14 digitais, sendo o microcontrolador utilizado na *devboard* denominada Arduino UNO.

A Arduino é uma plataforma de prototipagem, de código aberto, que foi desenvolvida na Itália em 2005. Atualmente, esta plataforma é a mais utilizada tanto em soluções acadêmicas, quanto comerciais, visto que permite uma prototipagem rápida de soluções, e porque foi concebida para ser uma plataforma para iniciantes, porém, possui flexibilidade para atender usuários experientes. O sucesso de utilização da plataforma Arduino se deve, além da sua facilidade e intuitividade de utilização, a sua comunidade, a qual é ativa na colaboração de código aberto e desenvolvimento de bibliotecas para sensores. Além disso, a grande variedade de sensores disponíveis para esta plataforma com baixo custo de aquisição transformam essa *devboard* em uma ótima alternativa para prototipações rápidas de sistemas computacionais. Existem diferentes alternativas de Arduino, a diferença entre as plataformas são, basicamente, a capacidade de processamento de sua CPU, a capacidade de armazenamento em memória e a quantidade de dispositivos de entrada e saída. A figura 8 apresenta as diferentes plataformas Arduino (MONK, 2011).

Figura 8 – Diferentes modelos de placas Arduino



### 3.4 Sensoriamento

Elementos sensores são dispositivos para medição de variáveis físicas em sistemas genéricos, qualquer sensor é um conversor de energia, não importa o que for medido sempre haverá transferência de energia entre o objeto medido e o sensor, com isso processo de sensoriamento é um caso particular da transmissão de informação com transferência de energia, sensores e transdutores possuem funções semelhantes, porém suas definições possuem algumas particularidades (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2010).

Segundo o VIM (vocabulário internacional de termos gerais e fundamentais da metrologia) sensor é um elemento de um sistema de medição que é diretamente afetado por um fenômeno, corpo ou substância que contém uma grandeza a ser medida.

Segundo o VIM transdutor de medida é um dispositivo que contém uma correlação específica com a grandeza de entrada, ele converte um sinal em uma forma física para um sinal correspondente em outra forma física, na maioria da vezes apesar do transdutor interferir no sistema a ser medido essa interferência é considerada insignificante.

#### 3.4.1 Medição de força

Força é uma grandeza física a qual pode ser definida como uma quantidade capaz de mudar a forma, o tamanho ou o movimento de um objeto, trata-se de uma grandeza vetorial, possui magnitude, direção e sentido. A medição de força é importante para diversas áreas, pois tem muitas aplicações, como determinar peso de veículos e monitorar processos na indústria de transformação, os principais elementos que realizam essa tarefa são os transdutores de força piezelétricos, transdutores de força capacitivo e, os resistores sensores de força (FSR force sensor resistor) (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2010).

Transdutores de força piezelétricos são elementos que utilizam as propriedades piezelétricas de alguns materiais para mensurar força, esses materiais possuem a propriedade de gerar tensão elétrica ao serem submetido a carga mecânica. Os transdutores piezelétricos são construídos utilizando diversos discos de cerâmicas piezelétricas, suas características são possuírem uma relação linear de aumento de tensão mecânica aplicada por aumento de tensão elétrica, e não possuírem a capacidade de medição de força e pressão de estática, apenas forças dinâmicas (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2010).

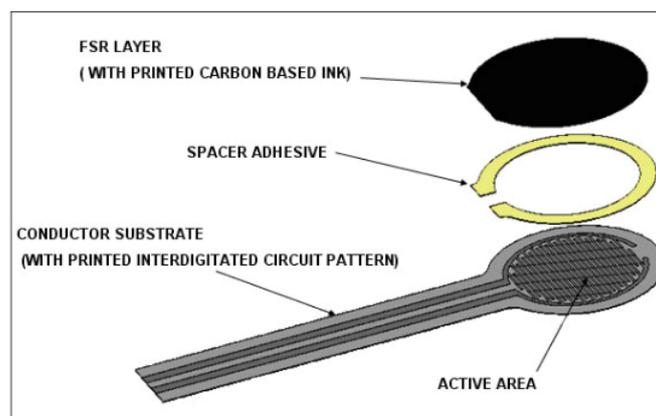
O transdutor de força capacitivo utiliza o efeito capacitivo para medir força, é constituído por duas placas paralelas, uma placa condutora flexível que é utilizada como

membrana, e uma outra placa fixa, ao variar a distância entre as duas placas ocorre uma variação na capacitância, utilizando esse efeito pode ser mensurado a força aplicada, uma de suas características é estabilidade e sensibilidade, eles não são afetados por mudanças na pressão e na temperatura (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2010).

### 3.4.2 Sensores FSR

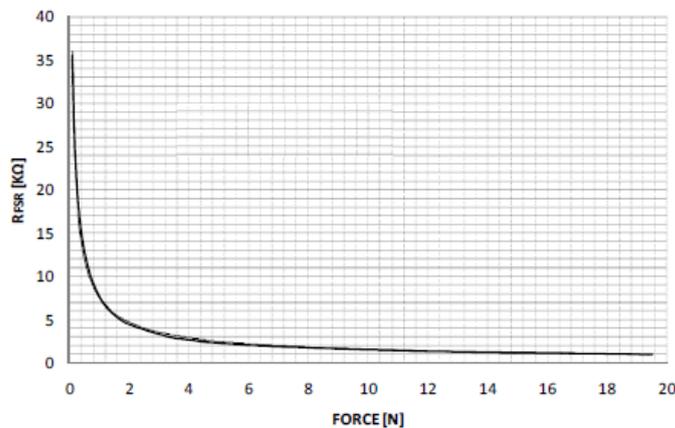
Considerando o escopo deste trabalho, a literatura pesquisada apresenta diversas soluções com o uso de sensores do tipo SFR. Os sensores FSR (do inglês, *Force Sensing Resistor*) são sensores de força, em outras palavras, são dispositivos que podem ser vistos como um resistor que muda sua resistência conforme é pressionado. O FSR é constituído (conforme apresenta a figura 9) por duas membranas separadas por uma pequena camada de ar. Uma dessas membranas possui um material semicondutor, a outra possui uma área ativa de material condutor, o que forma um circuito aberto. Assim, quando pressionado essas duas camadas se aproximam, fechando gradativamente contato entre os terminais da lâmina condutora, através da lâmina semicondutora. Neste sentido, a condutância é aumentada conforme a força é aplicada e, por consequência, diminuindo a resistência. O gráfico apresentado na figura 10 apresenta o comportamento do sensor, onde é possível verificar uma relação não linear de resistência por força aplicada ((INTERLINKELECTRONICS, 2015),(BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2010)).

Figura 9 – Componentes do sensor FSR



Fonte: (INTERLINKELECTRONICS, 2015)

Figura 10 – Comportamento do sensor FSR



Fonte: (INTERLINKELECTRONICS, 2015)

### 3.5 Krigagem

Para melhor entendermos a técnica utilizada nesse trabalho podemos considerar as seguintes definições:

"O termo krigagem é derivado do nome Daniel G. Krige, que foi o pioneiro a introduzir o uso de médias móveis para evitar a superestimação sistemática de reservas de mineração (Delfiner e Delhomme, 1975). Inicialmente, o método de krigagem foi desenvolvido para solucionar problemas de mapeamentos geológicos, mas seu uso expandiu-se com sucesso no mapeamento de solos (Burgess e Webster, 1980a,b), mapeamento hidrológico (Kitanidis e Vomvoris, 1983), mapeamento atmosférico(Lajaunie, 1984) e outros campos correlatos"(CAMARGO, 1998, p.19) .

"Na krigagem, o procedimento é semelhante ao de interpolação por média móvel ponderada, exceto que aqui os pesos são determinados a partir de uma análise espacial, baseada no semivariograma experimental"(CAMARGO, 1998, p.19).

"Segundo Oliver e Webster (1990), a krigagem engloba um conjunto de métodos de estimação, a saber: krigagem simples, krigagem ordinária, universal, Co-krigagem, krigagem disjuntiva."(CAMARGO, 1998, p.19)

"Os métodos de Krigagem são métodos de interpolação que procuram minimizar o erro de estimação. Na realidade o erro de estimação é nulo. O problema que se coloca normalmente é o de estimar o valor de uma variável em locais não amostrados, a partir de valores de locais amostrados"(CARVALHO; VIEIRA, 2001, p.10)

"A krigagem simples considera a média  $m(u)$  como conhecida e constante em toda

área de estudo A. O estimador linear  $Z^*_{SK}(u)$  é definido como:"(CARVALHO; VIEIRA, 2001, p.14)

Figura 11 – Equação Krigagem simples

$$Z^*_{SK}(\mathbf{u}) = \sum_{\alpha=1}^{n(u)} \lambda_{\alpha}^{SK}(\mathbf{u}) Z(\mathbf{u}_{\alpha}) + [1 - \sum_{\alpha=1}^{n(u)} \lambda_{\alpha}^{SK}(\mathbf{u})]m$$

Fonte: (CARVALHO; VIEIRA, 2001, p.14)

"Os  $n(u)$  pesos  $\lambda_{\alpha}^{SK}(u)$  são determinados de tal maneira que a variância do erro seja mínima  $\sigma_E^2(u) = \text{Var}(Z^*_{SK}(u) - Z(u))$  mediante a condição de não tendenciosidade"(CARVALHO; VIEIRA, 2001, p.14).

"Na krigagem ordinária as flutuações locais da média são consideradas, limitando o domínio de sua estacionaridade para a vizinhança do local  $W(u)$ . A média é constante, mas desconhecida. O estimador linear é definido por: "(CARVALHO; VIEIRA, 2001, p.15).

Figura 12 – Equação Krigagem Ordinária

$$Z^*_{OK}(\mathbf{u}) = \sum_{\alpha=1}^{n(u)} \lambda_{\alpha}^{OK}(\mathbf{u}) Z(\mathbf{u}_{\alpha}) \text{ para}$$

$$\sum_{\alpha=1}^{n(u)} \lambda_{\alpha}^{OK}(\mathbf{u}) = 1$$

Fonte: (CARVALHO; VIEIRA, 2001, p.15)

Considerando as definições citadas de (CARVALHO; VIEIRA, 2001) e (CAMARGO, 1998) nota-se o amplo uso de krigagem como ferramenta de geoestatística, utilizada para mapeamento e análise, existem diversas técnicas de krigagem cada uma com suas particularidades, elas são utilizadas em situações onde é conhecido algumas amostras do espaço, e a partir destas amostras, utilizam-se dos métodos matemáticos, para realizar interpolações e gerar estimativas sobre espaço amostrado, Neste sentido, o método de Krigagem foi utilizado neste trabalho com o objetivo de recriar as áreas de intersecção entre os sensores amostrados.

### 3.6 Trabalhos correlatos

Nesta seção serão apresentados os trabalhos elencados por possuírem alguma relação com o tema desenvolvimento nesta proposta. Neste sentido, a seguir são apresentados os trabalhos correlatos, assim como uma análise comparativa dos mesmos em relação ao trabalho proposto.

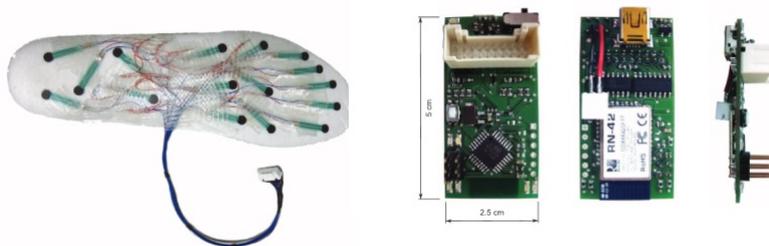
#### 3.6.1 Planipes

Samuel Pfaffen, propõe em 2011 (PFAFFEN et al., 2011), o sistema planipes, o qual é um sistema *mobile* para análise da pressão plantar. A proposta consistiu em duas partes, a primeira contempla o nó sensor, e a segunda o *software* de processamento. O nó sensor contém uma palmilha com uma distribuição de sensores do tipo FSR, uma placa com um microcontrolador e módulo de comunicação *bluetooth*. O *software* é um aplicativo para a plataforma *Android*, que apresenta os dados coletados. Os objetivos do trabalho eram criar um sistema versátil, que pudesse ter diversas aplicações clínicas, como diagnósticos de pé diabético e auxílio na criação de palmilhas ortopédicas. Além disso, supõem-se na proposta que a solução poderia ser utilizada para análise esportiva.

O nó sensor contém a palmilha e a placa de comunicação. A palmilha foi composta por uma distribuição de 16 sensores FSR, que foram distribuídos por diferentes regiões da palmilha, a qual foi conectada a placa de comunicação. Assim, após realizar as amostragens, os dados são enviados através da placa de comunicação. Esta placa de envio é composta por um microcontrolador atmel ATmega328P e um módulo *bluetooth*, onde os dados são transferidos diretamente para um smartphone onde são processados e armazenados no cartão de memória do aparelho, este sistema computacional pode ser observado na figura 13.

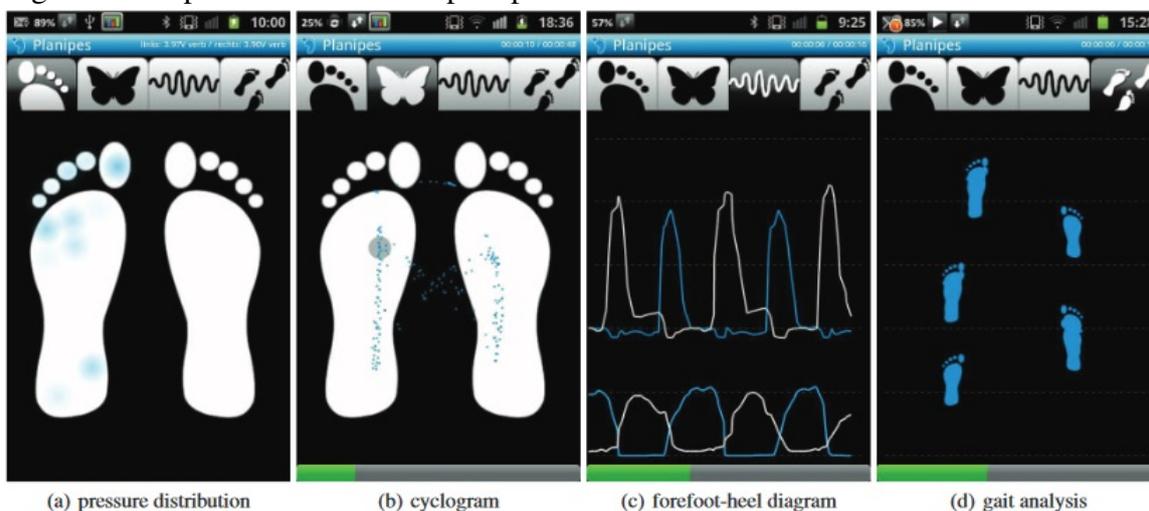
O aplicativo, por sua vez, processa os dados armazenados no cartão de memória e apresenta vários indicadores, como por exemplo: distribuição de pressão, análise de marcha e análise da pressão distribuída durante a marcha. A interface desta aplicação é apresentada na figura 14 .

Figura 13 – Componentes do sistema planipes



Fonte: Autor(2018) adaptado de (PFAFFEN et al., 2011)

Figura 14 – Aplicativo do sistema planipes



Fonte: (PFAFFEN et al., 2011)

### 3.6.2 Sistema baseado em IoT para monitoramento de pressão plantar

Este trabalho apresenta um sistema proposto por Maldave (MALVADE et al., 2017), com o objetivo de atender a demanda por um dispositivo de análise de pressão plantar, com base em internet das coisas (do inglês *Internet Of Things*). O objetivo foi que o sistema pudesse ser aplicado no campo da saúde e do esporte, onde consistia em um arranjo de sensores FSR, conectados a um microcontrolador, o qual realiza amostragens dos sensores e envia para um dispositivo móvel através de um módulo *bluetooth*. Este, por sua vez, envia os dados obtidos para um servidor, onde poderão ser acessados por um computador.

Na primeira etapa do projeto os pesquisadores calibraram os sensores FSR, com

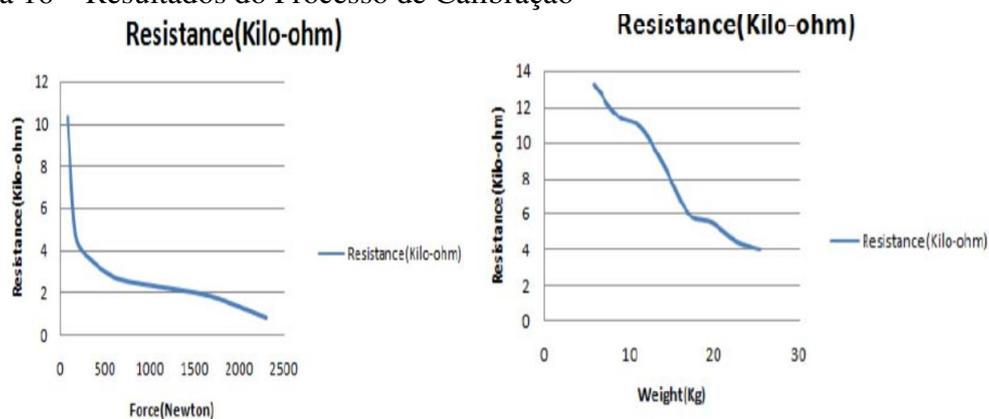
uma máquina de teste universal, apresentada na figura 15. Os resultados obtidos definiram as relações de resistência por força, e resistência por peso dos sensores FSR utilizados, esses resultados são apresentados na figura 16. Logo após, foi confeccionado um protótipo da palmilha utilizando 5 sensores FSR, organizados como apresenta a figura 17. As conclusões do trabalho afirmam que a palmilha possui capacidade de avaliar as variações de pressão plantar em pacientes, e assim, viabilizar identificação de problemas na região plantar dos pacientes.

Figura 15 – Máquina de Testes Universal



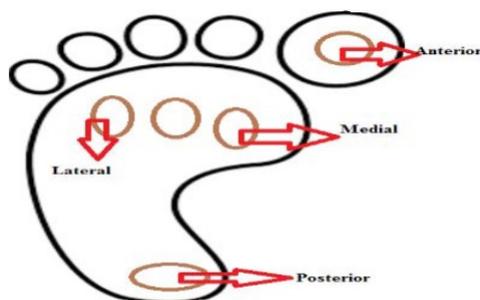
Fonte: (MALVADE et al., 2017)

Figura 16 – Resultados do Processo de Calibração



Fonte: (MALVADE et al., 2017)

Figura 17 – Esboço do Protótipo

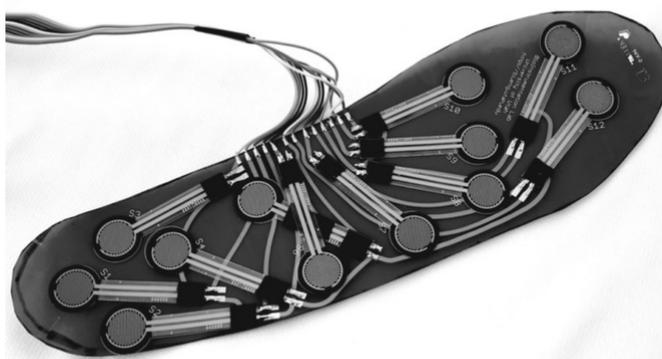


Fonte: (MALVADE et al., 2017)

### 3.6.3 Palmilha de baixo custo para análise de marcha

Em 2013, Howell (HOWELL et al., 2013) propôs um sistema de baixo custo para análise de marcha utilizando uma palmilha, o objetivo do trabalho era conseguir um sistema de baixo custo capaz de analisar pacientes em recuperação de derrame. Segundo Howel, a marcha anormal é causada, principalmente, por derrame cerebral e, acompanhar e analisar a marcha desses casos é muito importante para reabilitação. Entretanto, os métodos tradicionais de análise de marcha são caros e, por isso, se tornam inacessíveis para a maioria dos pacientes. Desta forma, é importante o desenvolvimento de uma solução de baixo custo para atender esta demanda.

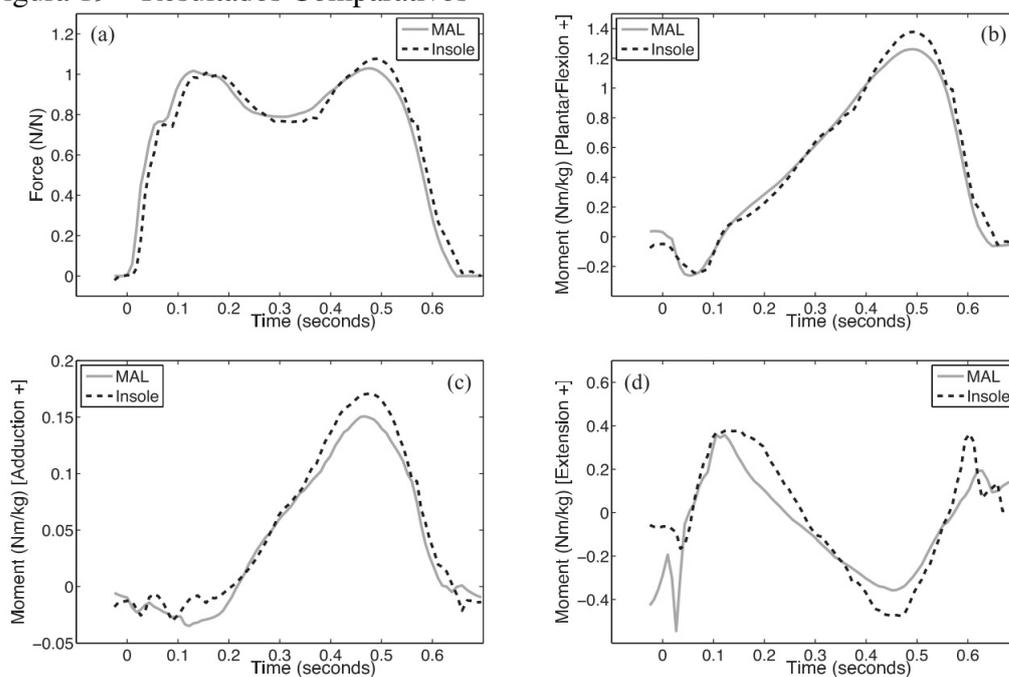
Figura 18 – Palmilha Utilizada



Fonte: (HOWELL et al., 2013)

A palmilha foi construída utilizando silicone e 12 sensores FSR, o protótipo é apresentado na figura 18. Os sensores utilizados foram calibrados um a um, com uma célula de carga *iLoad Mini 50 pound miniature*. A palmilha foi conectada a um microcontrolador e um módulo *wireless*, o qual era responsável pelo envio dos dados a um computador. Os experimentos foram efetuados nos laboratórios de reabilitação física da Universidade de Utah, onde foram obtidos dados de pacientes em processo de reabilitação de derrame cerebral. Foram efetuadas amostragens de dados na solução proposta, e em equipamentos comerciais de análise de marcha, logo após, foram efetuadas comparações dos resultados obtidos. As ferramentas utilizadas para processar e comparar os dados foram o Matlab, e Excel. Os dados foram normalizados e plotados em gráficos, alguns dos resultados podem ser observados na figura 19. Ao comparar os resultados nota-se que a margem de erro da solução esteve abaixo de 10% o que demonstra um resultado satisfatório.

Figura 19 – Resultados Comparativos



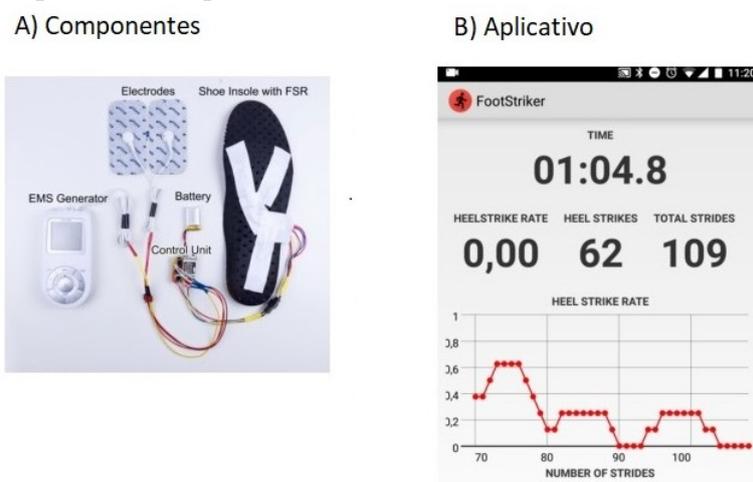
Fonte: (HOWELL et al., 2013)

Como conclusões do trabalho, obteve-se que o modelo demonstrou ser efetivo para o problema de análise de marcha de pacientes em reabilitação de derrame cerebral, sendo uma solução de baixo custo comparada às soluções existentes. Como trabalhos futuros foi sugerido que seria possível adicionar mais sensores, como por exemplo, um acelerômetro e giroscópio, para viabilizar a geração de entradas adicionais no modelo.

### 3.6.4 FootStriker

FootStriker é uma plataforma para assistência e estímulo de corrida para atletas amadores, proposta por Hassan (HASSAN et al., 2017). Essa plataforma consiste em um sistema que possui uma palmilha com sensores FSR, para capturar o momento que o usuário pisa no chão e ativa os eletródos de estimulação muscular (EMS), os quais estimulam a panturrilha com pequenos pulsos elétricos. Além disso, o sistema possui um aplicativo que exibe os dados da corrida, apresentado na figura 20, onde é possível observar o aplicativo em utilização juntamente com os componentes do sistema. O *hardware* do sistema é composto por uma palmilha com 3 sensores do tipo FSR, uma unidade de controle baseada em Arduino e dois EMS. Foram realizados experimentos com 18 participantes e os resultados demonstraram que o sistema é capaz de auxiliar os participantes nos exercícios. Os autores concluíram que o sistema de estímulo do Footstriker possui potencial para auxiliar atletas amadores na prática do esporte.

Figura 20 – Componentes e Aplicativo



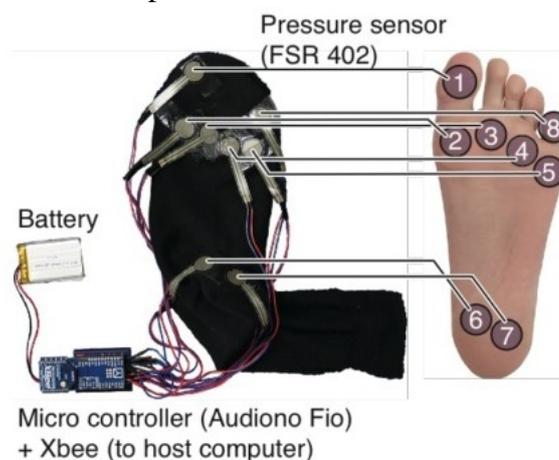
Fonte: Autor(2018) adaptado de (HASSAN et al., 2017)

### 3.6.5 Exploring Subtle foot plantar-based gestures with sock-placed pressure sensors

Este trabalho proposto por Fukahori (FUKAHORI et al., 2015) possui como objetivo o desenvolvimento de um dispositivo capaz de utilizar a distribuição de peso plantar para interagir com dispositivos eletrônicos através de gestos. O sistema proposto com a utilização de uma meia com uma distribuição de 8 sensores do tipo FSR, conectados

a um Arduino Atmega328P e um módulo *wireless Xbee*. O protótipo é apresentado na figura 21, onde foi definido um conjunto de gestos os quais seriam identificados por um algoritmo baseado em aprendizado supervisionado (SVM). O protótipo foi testado como controle, para alguns comandos do sistema operacional Windows, como por exemplo, um teclado numérico para senhas, como controle em um ambiente de jogo, conforme apresenta a figura 22. Ao final, foi possível concluir que é viável utilizar este tipo de solução para controle de ambientes.

Figura 21 – Diagrama do Protótipo

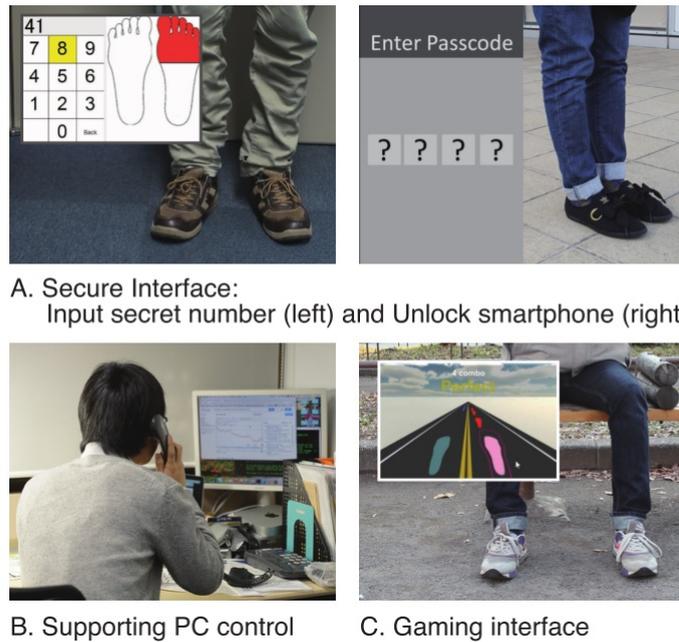


Fonte: (FUKAHORI et al., 2015)

### 3.6.6 Palmilha sensor para análise em tempo real de marcha

O sistema proposto por Melakessou (MELAKESSOU, 2017), possui como foco aplicações médicas e esportivas, onde exista a necessidade de analisar a marcha de um paciente em tempo real, ou seja, a distribuição dinâmica de peso. A solução proposta consiste de uma palmilha sensor e um *software* de processamento, onde a palmilha sensor (apresentada na figura 23) é composta por 8 sensores do tipo HD-FSR. Essa tecnologia de sensor é semelhante a tecnologia FSR, porém, com um tempo de resposta mais baixo. Após o processamento dos dados é possível para gerar a informação visual apresentada no sistema, o qual é apresentado na figura 24, este processamento é efetuado utilizando técnicas de geostatística com interpolação denominada *ordinary Kriging*.

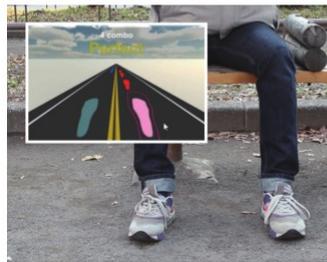
Figura 22 – Aplicações da proposta



A. Secure Interface:  
Input secret number (left) and Unlock smartphone (right)



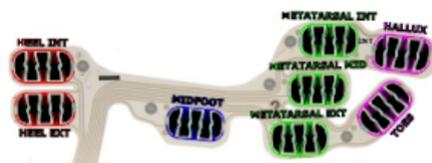
B. Supporting PC control



C. Gaming interface

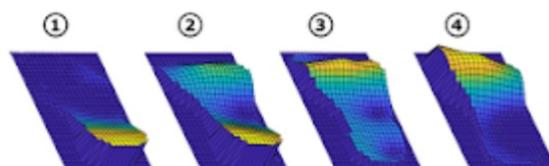
Fonte: (FUKAHORI et al., 2015)

Figura 23 – Palmilha Sensor



Fonte: (MELAKESSOU, 2017)

Figura 24 – Representação da Pressão



Fonte: (MELAKESSOU, 2017)

### 3.6.7 Análise Comparativa

Tabela 1: Tabela de resumo dos trabalhos correlatos

Trabalhos Correlatos	Foco	Sensor	Calibração	Comunicação
Pfaffen	Monitoramento	FSR	Aproximação baseado no Datasheet	<i>Bluetooth</i>
Malvade	Monitoramento	FSR	Máquina de testes universal	<i>Bluetooth</i>
Howell	Análise de marcha	FSR	Célula de carga padronizada	<i>Wireless</i>
Hassan	Auxiliar atletas	FSR	-	-
Fukahori	Interação com dispositivos	FSR	-	<i>Wireless</i>
Melakessou	Monitoramento em tempo real	HD-FSR	-	-

Fonte: Autor (2018)

Comparando os trabalhos correlatos elencados, nota-se que embora alguns tenham objetivos diferentes, todos possuem diversos aspectos em comum. O principal aspecto em comum dos seis trabalhos é a tarefa de medir a pressão plantar, onde é possível verificar que a aplicação desta tarefa e a forma de mensurar pode variar. A partir disso, nota-se que a maioria dos trabalhos usam a mesma tecnologia de sensores, o sensor do tipo FSR, e microcontroladores para a amostragem dos sensores. Dentre as tecnologias utilizadas para comunicação, alguns trabalhos utilizaram *wireless* como o trabalho de Fukahori e Howell, e outros utilizaram *bluetooth* como Pfaffen. Considerando os materiais utilizados, quatro dos seis trabalhos construíram palmilhas de silicone para base dos sensores.

Quanto aos objetivos, vários trabalhos possuíam objetivos semelhantes, como o trabalho de Pfaffen, Howell e Malvade, todos esses trabalhos focavam em monitorar a pressão plantar para aplicações médicas ou esportivas. Contudo, Pfaffen apresentou um trabalho mais bem definido, pois estabeleceu que queria realizar uma análise de marcha e constatar se era aplicável ao tratamento de pacientes que tiveram derrame cerebral. Por outro lado, Malvade e Howell não possuíam grupo de pacientes bem definidos, buscando uma solução com caráter mais abrangente, os objetivos de Hassan e Fukahori diferem dos outros, visto que o primeiro focou em auxiliar a atividade de corrida, e o segundo buscou uma abordagem para controle por gestos utilizando a pressão plantar.

Por fim, o trabalho de Melakessou destaca-se por ser o único de usa uma tecnologia de sensores diferente e métodos de geoestatística para análise dos dados.

## 4 PROPOSTA

Neste capítulo serão apresentadas as etapas que envolvem, a modelagem, construção e desenvolvimento do projeto. Assim sendo, serão abordados os seguintes itens: descrição teórica do projeto, a modelagem do sistema e o desenvolvimento da solução inicial.

### 4.1 Projeto

A partir dos conceitos discutido nos capítulos 1 a 3, chegou-se a constatação que existe uma demanda para uma solução computacional de baixo custo para análise e monitoramento de pressão plantar, a qual possa auxiliar o desenvolvimento de palmilhas ortopédicas. Neste sentido, este projeto busca satisfazer estas demandas com o desenvolvimento de um protótipo.

Para realização do projeto foi firmado uma parceria com o Serviço de Reabilitação Física (SRF) da cidade de Bagé-RS, esta parceria visa adicionar ao projeto o conhecimento específico da área de fisioterapia, assim como os pacientes objetos de estudo, além de proporcionar uma estrutura adequada para realização dos testes. Outra parceria realizada para o desenvolvimento do projeto foi com a Ortopédica Canadense, que é uma empresa do ramo de ortopedia, a qual produz e comercializa palmilhas ortopédicas. Assim, a partir dela, espera-se que seja possível validar se a solução proposta será efetiva no auxílio para produção de próteses ou não.

Levando em consideração os conceitos da seção 3 e os objetivos dos trabalhos correlatos, este projeto consistirá na análise e monitoramento de um conjunto de sensores de força. Para realizar esta análise, a solução proposta será composta por uma plataforma de *hardware* e uma interface de monitoramento em *software*. Os dados serão coletados seguindo o fluxo representado na figura 25, onde o conjunto de dados dos sensores de pressão serão enviados para a interface de monitoramento através da plataforma de *hardware*.

Figura 25 – Diagrama do fluxo de informações

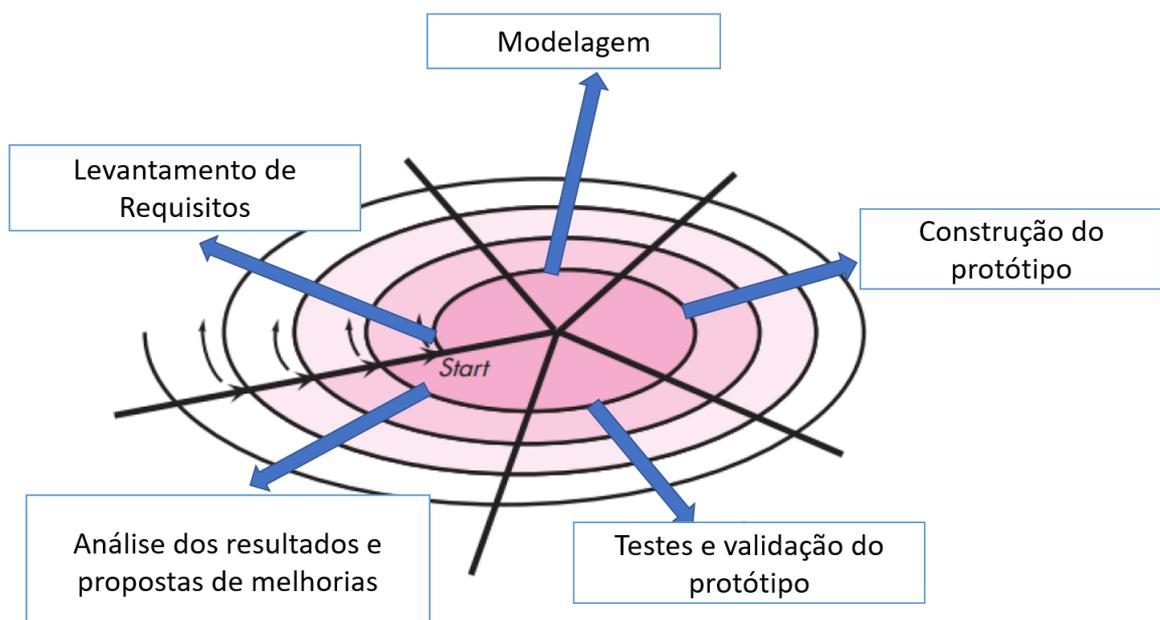


Fonte: Autor (2018)

## 4.2 Modelagem do sistema

Para desenvolvimento do projeto foi adotado uma metodologia espiral, que está apresentada na figura 26, com as respectivas etapas de desenvolvimento, no primeiro ciclo de desenvolvimento são realizados: levantamento de requisitos, modelagem, construção do protótipo, testes e validação do protótipo, ao fim desse ciclo os resultados são analisados, e a partir disso, são propostas melhorias, onde então um novo ciclo de desenvolvimento começa revisitando todas as etapas realizadas.

Figura 26 – Metodologia de Desenvolvimento



Fonte: Autor (2018)

Considerando a metodologia proposta, a primeira etapa foi a execução do levantamento de requisitos, a qual foi realizada através de reuniões com os profissionais do SRF. Para isso, foi utilizada a técnica de *mockups*, a qual consiste em uma simulação de execução do sistema através de imagens de possíveis telas do sistema ou diagramas de navegação.

Para o levantamento de requisitos primeiro foi realizado uma reunião com os profissionais do SRF, onde foi discutido quais seriam os objetivos principais do sistema, e esboçado de forma simplificada suas principais interfaces. A partir disso, foram realizados os *mockups* do sistema, levando em conta o primeiro esboço e a reunião. Posteriormente, foi realizada outra reunião onde esses *mockups* foram apresentados aos profissionais do SRF que validaram o modelo, os *mockups* utilizados podem ser conferidos no apêndice Y.

Dessa forma, foram obtidos os requisitos funcionais e não funcionais do sistema (apêndice X), os requisitos foram classificados como essenciais, importantes e desejáveis, onde essencial é um requisito imprescindível para construção do sistema, já os requisitos importantes são os requisitos que são importantes para aplicação, mas se não forem implementados não comprometem as funções da aplicação, os requisitos desejáveis são requisitos que seriam relevantes ao sistema, porém, sua implementação não é obrigatória.

Na tabela 2 estão apresentados os requisitos funcionais do sistema elencados, onde é possível observar que são requisitos essenciais obter, armazenar e processar os dados. Da mesma forma, os requisitos desejáveis são: editar cadastro de paciente e profissional. Já os requisitos interface de login, cadastrar paciente e profissional, são considerados importantes.

Tabela 2: Requisitos Funcionais

Requisitos Funcionais	Essencial	Importante	Desejável
Obter dados	X		
Processar dados	X		
Apresentar dados	X		
Armazenar dados	X		
Cadastrar paciente		X	
Cadastrar profissional		X	
Buscar paciente		X	
Fazer login		X	
Editar cadastros dos pacientes			X
Editar cadastros dos profissionais			X

Na tabela 3 estão representados os requisitos não funcionais do sistema, os itens desempenho, interface fácil e integridade são considerados essenciais.

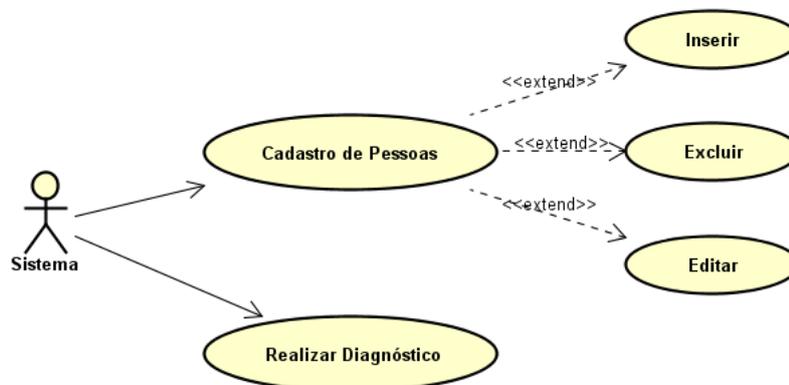
Tabela 3: Requisitos Não Funcionais

Requisitos Não Funcionais	Essencial	Importante	Desejável
Desempenho	X		
Interface fácil	X		
Integridade	X		

Fonte: Autor (2018)

Logo após a etapa de levantamento de requisitos do sistema, foi utilizado a linguagem de modelagem unificada UML, para elaboração de diagramas de casos de uso. Esses diagramas identificam uma ação ou interação a partir da definição de um ator. Na figura 27, é apresentado os casos de uso do sistema, estes casos de uso representam de forma geral as funcionalidades que podem ser implementadas no sistema.

Figura 27 – Casos de uso do sistema

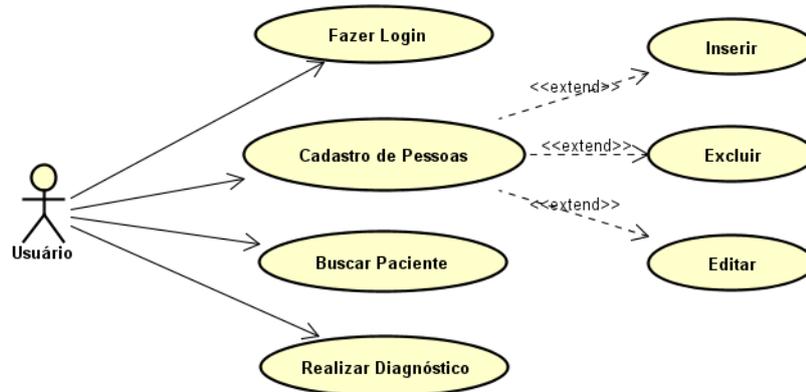


Fonte: Autor (2018)

Na figura 28 temos os casos de uso do usuário, que representam uma visão mais enfatizada do sistema do ponto de vista do possível usuário, o fisioterapeuta ou profissional responsável pela seção de avaliação para a geração de diagnósticos.

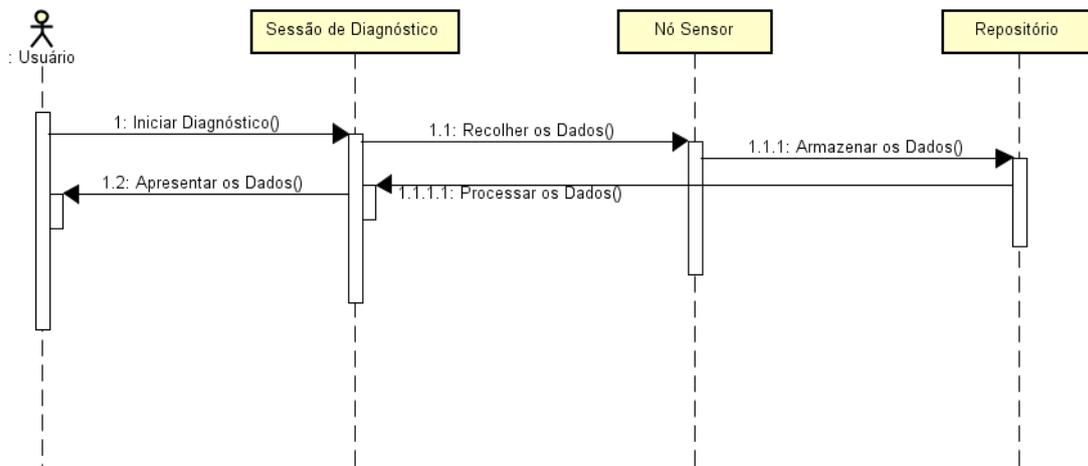
A figura 29 contém o diagrama sequência que representa as funcionalidades que serão implementadas para realização de um diagnóstico, esse diagnóstico o qual é um conjunto de tarefas computacionais que são realizadas para análise e processamento de dados.

Figura 28 – Casos de uso do Usuário



Fonte: Autor (2018)

Figura 29 – Diagrama de sequência do diagnóstico

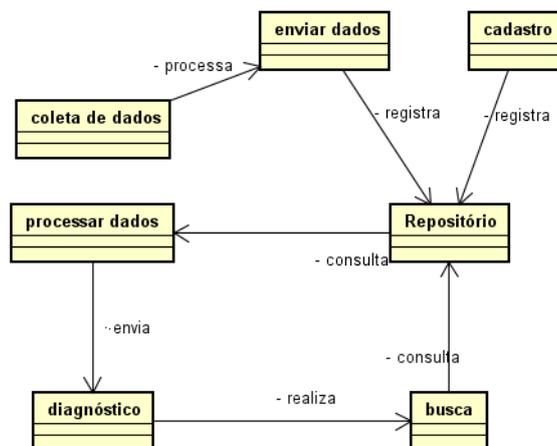


Fonte: Autor (2018)

Além dos casos de uso, foi concebido um diagrama de classes conceitual, o qual é apresentado na figura 30, este diagrama foi criado para representar os domínios importantes do sistema.

Os casos de uso e o diagrama de classes conceitual serviram como base para o desenvolvimento do sistema, na próxima seção serão apresentadas as etapas de desenvolvimento da solução proposta.

Figura 30 – Diagrama de classes conceitual



Fonte: Autor (2018)

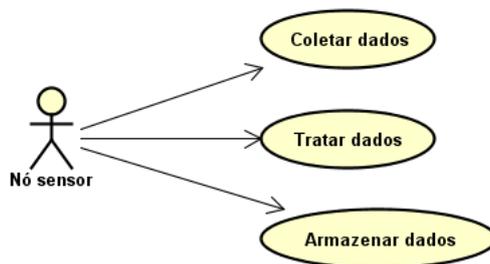
### 4.3 Desenvolvimento

A implementação ocorreu em duas etapas, conforme a modelagem da arquitetura do sistema. A primeira etapa contemplou o desenvolvimento do nó sensor, e a segunda etapa contemplou o desenvolvimento do *software*. Sendo assim, cada etapa será apresentada em uma seção específica a seguir.

#### 4.3.1 Nó sensor

O desenvolvimento do nó sensor iniciou com a elaboração de um diagrama de casos de uso do nó sensor, o diagrama é apresentado na figura 31. A partir desse diagrama, foi possível identificar as funcionalidades necessárias a serem implementadas, são elas: coleta, tratamento e armazenamento de dados.

Figura 31 – Diagrama de casos de uso do nó sensor

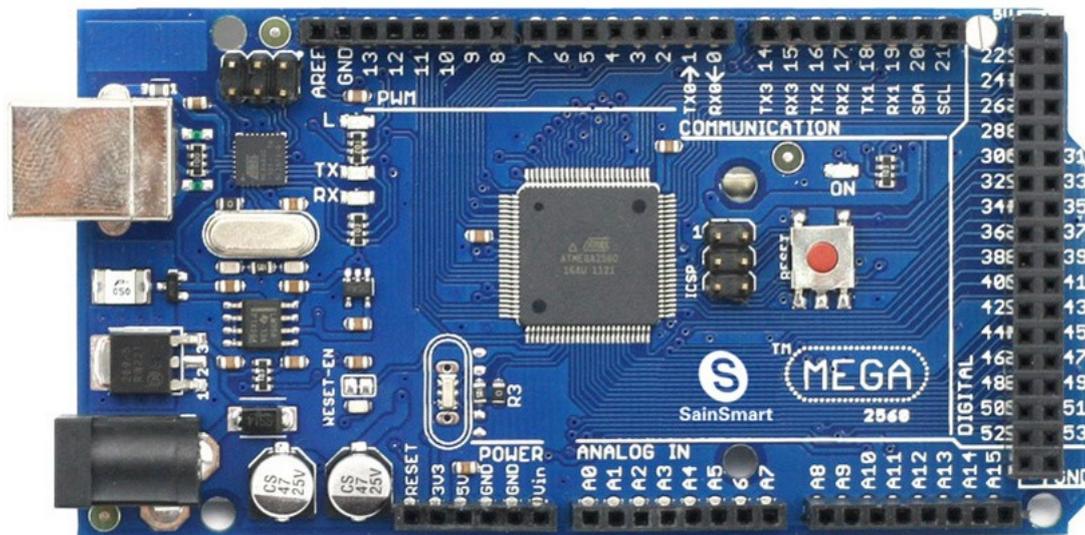


Fonte: Autor (2018)

Os dados que serão obtidos pelo sistema serão as amostras da pressão plantar do paciente, para recolher os dados serão utilizados os seguintes componentes: sensores de pressão do tipo FSR, um Arduino Mega 2560, um módulo SD para armazenamento dos dados, um conjunto de soquetes para os sensores FSR, resistores de 10K ohms com tolerância de 10% e uma palmilha para suporte dos soquetes e sensores.

O Arduino Mega 2560 apresentado na figura 32 foi escolhido pois foi a solução encontrada a qual satisfazia as demandas por recursos para a construção da solução. O Arduino Mega possui os seguintes recursos: um microcontrolador ATmega2560 de 8 bits, 256 KB de memória flash, 8KB de memória de acesso aleatório (RAM, do inglês, *Random Access Memory*) e 4 KB de EEPROM (do inglês, *Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory*) e chega a 16 MIPS (do inglês, *Millions of Instructions Per Second*), operando em 16 MHz. Além disso, o Arduino Mega 2560 possui 16 entradas analógicas, 15 saídas PWM, além de 54 pinos de entrada e saída digitais. Também, possui suporte a comunicação serial SPI e I2C. A escolha do módulo SD para armazenamento, se deu devido a simplicidade e confiabilidade da tecnologia, além da grande capacidade de armazenamento e baixo custo. Outra motivo da escolha de armazenar os dados amostrados no SD é por facilitar o modelo de comunicação da plataforma de *hardware* com o *software* de visualização das amostras.

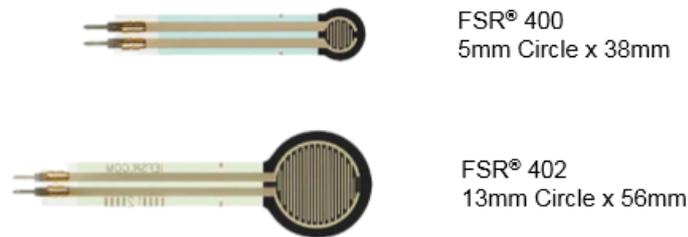
Figura 32 – Arduino Mega 2560



Fonte: Autor (2018)

Os sensores FSR foram escolhidos para solução pois são construídos com uma tecnologia compacta e flexível, também, porque a maioria dos trabalhos correlatos estudados utilizaram esta tecnologia de sensor para proporem suas soluções. Além disso, é importante ressaltar que diversos experimentos foram realizados nos trabalhos correlatos, comprovando a aplicabilidade do sensor FSR no problema de mensurar a pressão plantar. A tecnologia dos sensores FSR foi explicada seção 3.4.2, os modelos de sensores testados foram : o sensor FSR 400 e FSR 402, fabricados pela interlink (Interlink Technologies, 2013). O sensor FSR 402 possui uma área ativa de 12,7mm e faixa de sensibilidade de 0,1 a 100 Newtons. Já o sensor FSR 400 possui área ativa de 5,08 mm, e faixa de sensibilidade de 0,2 a 20 Newtons, na figura 33 são apresentados os sensores, o modelo escolhido para construção da solução foi o FSR 402 pois possui maior área ativa, com isso proporcionou maior facilidade no processo de calibragem.

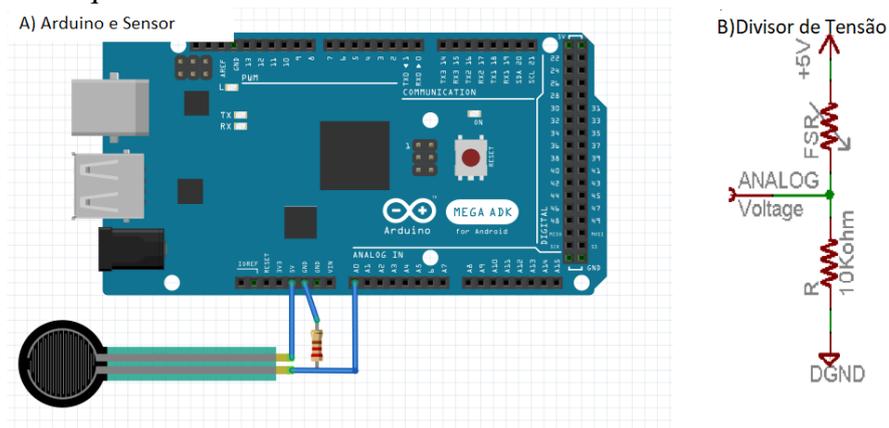
Figura 33 – Modelos de Sensores



Fonte: Adaptado de (Interlink Technologies, 2013)

Para realizar uma amostragem dos sensores com precisão, é necessário que os sensores estejam em um circuito divisor de tensão associados com um resistor, como sugerido pelo fabricante. Sendo assim, o valor do resistor escolhido foi de 10k ohms, esse valor foi escolhido devido ao fato de ser um dos valores recomendados no datasheet, e por ser um dos valores com curva de comportamento com uma tendência linear. A figura 34 é apresentado o diagrama do circuito com divisor de tensão e a representação das ligações entre sensor FSR e Arduino .

Figura 34 – Esquema do Sensor e Arduino

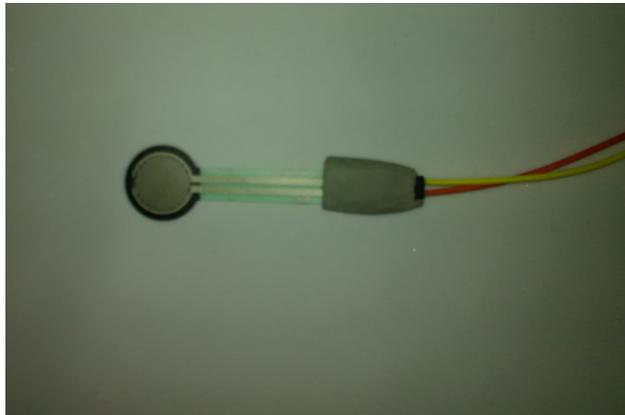


Fonte: Adaptado de (Adafruit Industries, 2012)

Como o ambiente de testes da solução, contém exposição a choques mecânicos, foram confeccionados alguns soquetes para proteção da parte de conexão dos sensores, sendo sua principal função proteger os sensores de danos nos terminais condutores, além de atuar como um extensor para o circuito do resistor. O primeiro modelo de soquetes

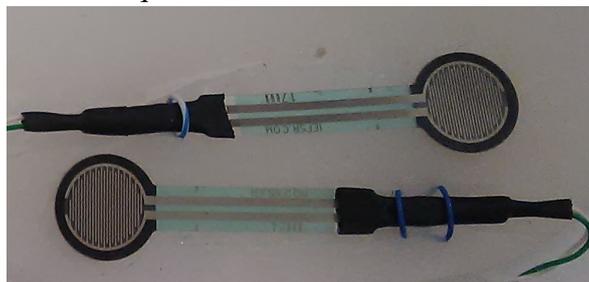
estão apresentados na figura 35 foram utilizados na construção dos soquetes dois jumpers macho - fêmea e massa epóxi, para moldar a proteção e encaixe para os sensores, conforme pode ser observado na figura, após uma sequência de testes esse modelo foi substituído, pois foi evidenciado este o modelo com encaixes adicionava ruído na amostragem, então foi criado um novo modelo de soquetes, estes então, soldados ao sensor e utilizando três camadas de tubos termo retrátil, para isolar e proteger o sensor, para confecção destes soquetes foi utilizado o auxílio o técnico em microeletrônica e equipamentos do laboratório de microeletrônica da Unipampa, o novo modelo de soquetes está apresentado na figura 36.

Figura 35 – Primeiro modelo de soquetes



Fonte: Autor (2018)

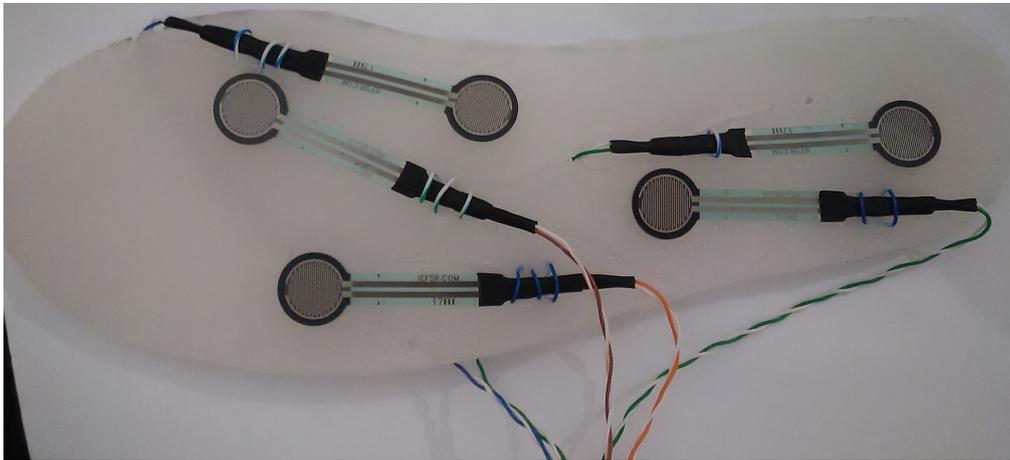
Figura 36 – Modelo atual de soquetes



Fonte: Autor (2018)

Para suporte dos sensores além dos soquetes de proteção, foi necessário construir uma palmilha para correta fixação e disposição dos sensores. Assim, em um primeiro momento foi criada uma palmilha do material EVA. Entretanto, como o ideal seria a modelagem com o auxílio de um profissional da área da saúde, o qual possui conhecimento sobre a questão de anatomia, esta palmilha foi descontinuada. Logo após, foi criada uma outra palmilha, a qual foi construída utilizando um molde de material espuma vinílica acetinada (EVA), confeccionado por um dos profissionais do SRF, levando em conta um pé com tamanho de 28 cm. O material utilizado para compor essa segunda palmilha foi o silicone industrial, o resultado final pode ser visualizado na imagem 37.

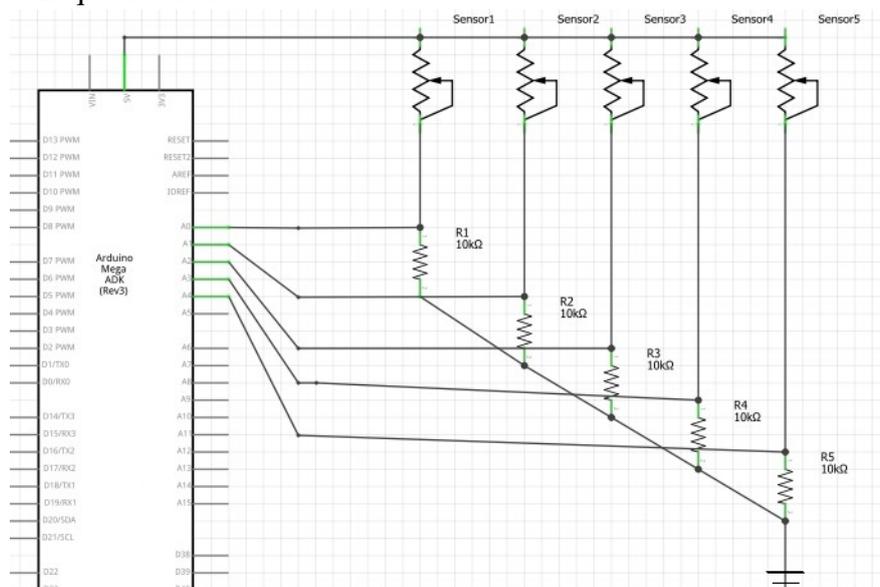
Figura 37 – Palmilha



Fonte: Autor (2018)

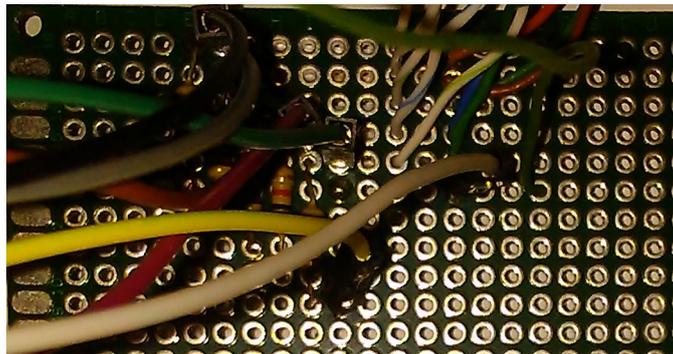
Além da palmilha e dos soquetes, foi confeccionado uma placa para acomodar os circuitos necessário para o correto funcionamento do nó sensor, placa segue a esquemática da figura 38, onde todas ligações necessárias para o nó sensor foram soldadas para evitar ruídos no sistema, as únicas ligações que não foram soldadas foram as que são conectadas diretamente ao Arduino, para a manufatura utilizou-se uma placa de fenolite perfurado como base, o resultado é apresentado na figura 39 .

Figura 38 – Esquema elétrico



Fonte: Autor (2018)

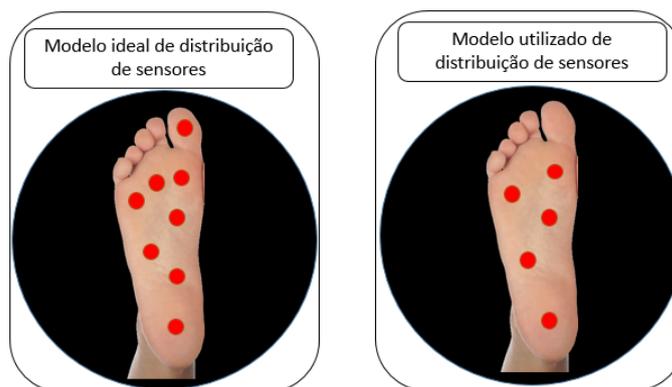
Figura 39 – Placa construída



Fonte: Autor (2018)

A metodologia para disposição dos sensores utilizada, foi baseado no conhecimento adquirido no estudo da anatomia do pé humano, e dos padrões de distribuição plantar, também foi considerado a opinião dos fisioterapeutas, para a disposição dos sensores foi elaborado dois modelos, um ideal que utiliza 9 sensores e cobre todas as áreas mais significativas do pé humano, e um modelo mais simples, o qual utiliza 5 sensores apenas, este modelo foi desenvolvido devido a restrição de componentes disponíveis para a construção do protótipo, os 2 modelos estão apresentados na figura 40, onde cada ponto vermelho representa uma localização de um sensor .

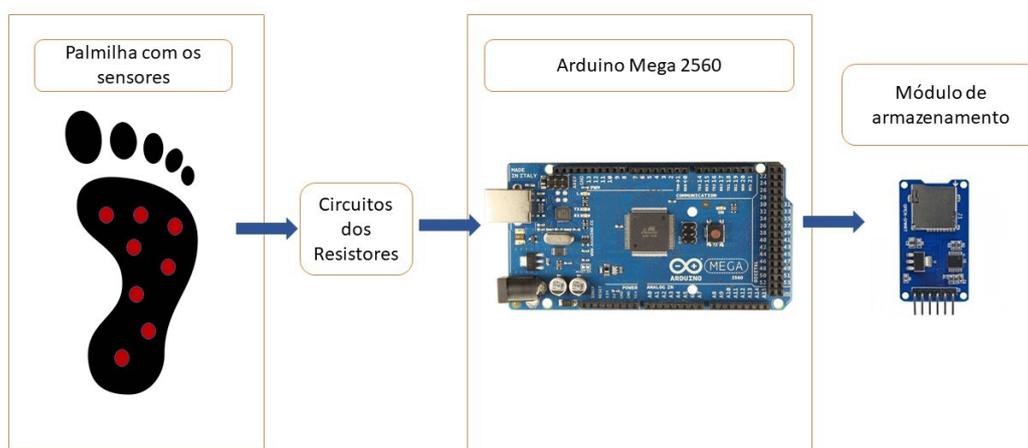
Figura 40 – Modelos de disposição dos sensores



Fonte: Autor (2018)

Na figura 41 é possível observar um diagrama representando o nó sensor desenvolvido, com todos os componentes. Além disso, é possível observar o fluxo de dados que ocorre quando todas as partes do nó sensor estão integradas, a utilização do nó sensor ocorre através de sessões, onde o fisioterapeuta auxilia o paciente calçar a palmilha, estipulará um tempo para duração da sessão, auxiliará o paciente realizar um percurso utilizando o nó sensor, durante esse percurso o nó sensor amostrará diferentes pressões plantares e armazenará no cartão de memória que estará no módulo SD card, assim que a sessão terminar, o fisioterapeuta retira o cartão de memória e transfere os dados para um computador onde será analisado pelo *software*.

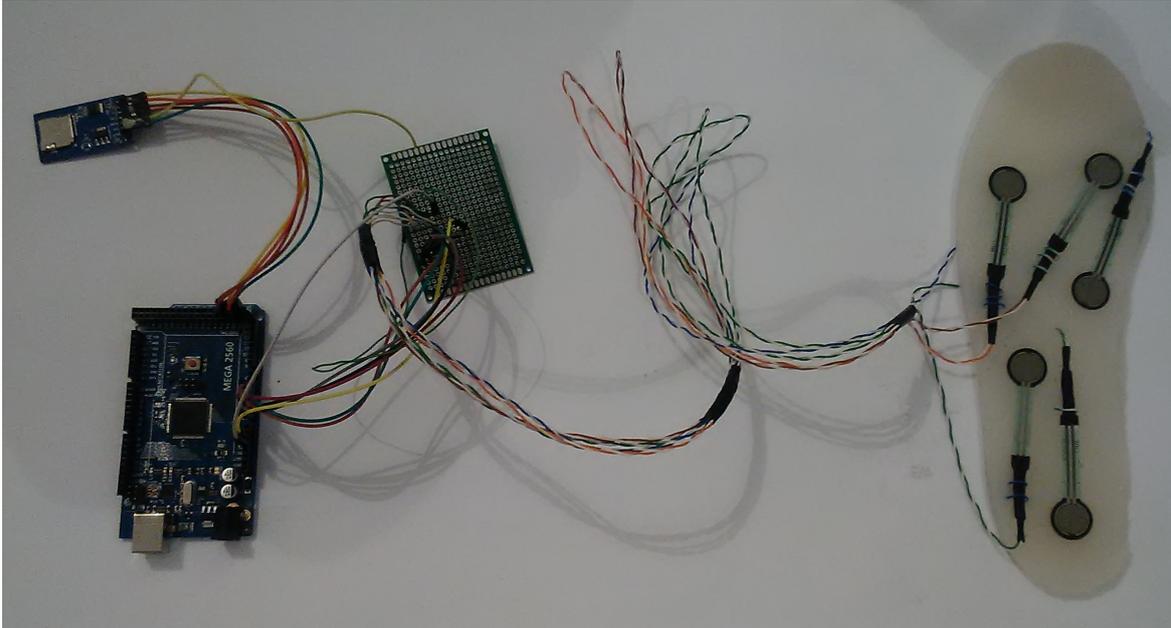
Figura 41 – Diagrama do Nó Sensor.



Fonte: Autor (2018)

Na figura 42 é possível observar um diagrama do nó sensor com todos o componentes integrados.

Figura 42 – Nó Sensor.



Fonte: Autor (2018)

#### 4.3.2 Software

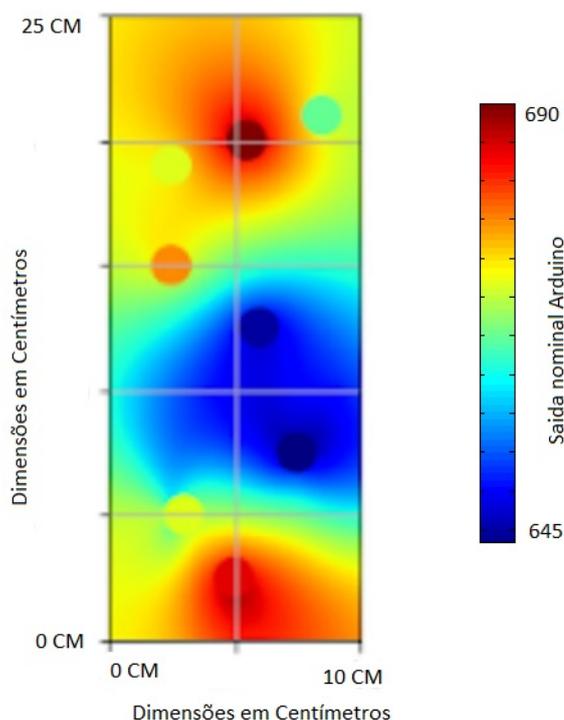
O desenvolvimento do *software* foi realizado em duas etapas distintas uma primeira que buscou verificar a viabilidade de aplicação de métodos de geostática para interpolação dos dados e segunda etapa consistiu na construção de um *software* para análise dos dados recolhidos pelo nó sensor.

Na primeira etapa foi construído um primeiro protótipo de *software*, o qual possui como objetivo demonstrar a viabilidade de utilizar técnicas de geoestatística para gerar informações visuais da distribuição de pressão plantar. O protótipo foi desenvolvido utilizando a linguagem de programação Python, a escolha dessa linguagem se deve ao fato da linguagem possuir diversas bibliotecas para operações matemáticas, ferramentas de plotagem de gráficos e boa documentação. O protótipo foi criado a partir de um código já implementado de Krigagem Ordinária, a qual é uma ferramenta de geoestatística utilizada por (MELAKESSOU, 2017). Através do acesso da biblioteca padrão, foi desenvolvido uma versão do código para atender as necessidades de apresentação da solução imple-

mentada.

Este primeiro protótipo buscou somente validar a possibilidade e viabilidade do uso de geoestatística para tratamento do problema proposto o resultado da implementação do sistema de visualização pode ser conferido na figura 43. O resultado foi avaliado pelo fisioterapeuta que classificou esse resultado preliminar como promissor.

Figura 43 – Resultado protótipo de *software*

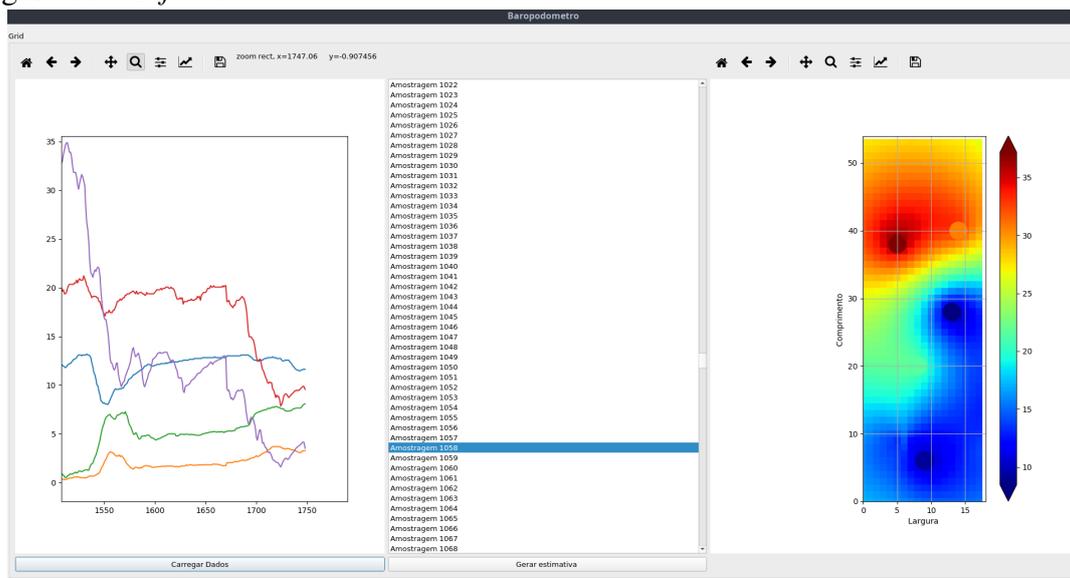


Fonte: Autor (2018)

Na segunda etapa foi desenvolvido um *software* para análise dos dados amostrados pelo nó sensor, esse *software* foi elaborado na linguagem de programação Python 3.5, para construção foi dado ênfase em propiciar ao usuário a possibilidade de analisar os padrões de distribuição plantar, essa ênfase foi dada devido ao fato do método de análise de pressão plantar atual dos fisioterapeutas ser utilizando os padrões gerados a partir de pegadas de tinta no papel, este método de análise é utilizado por fisioterapeutas quando não tem disponibilidade de um exame de baropodometria, consiste em analisar os padrões de pegadas gerados por tinta, em uma superfície plana ao qual os pacientes caminham, a partir dos padrões tentam identificar áreas que contenham anomalias.

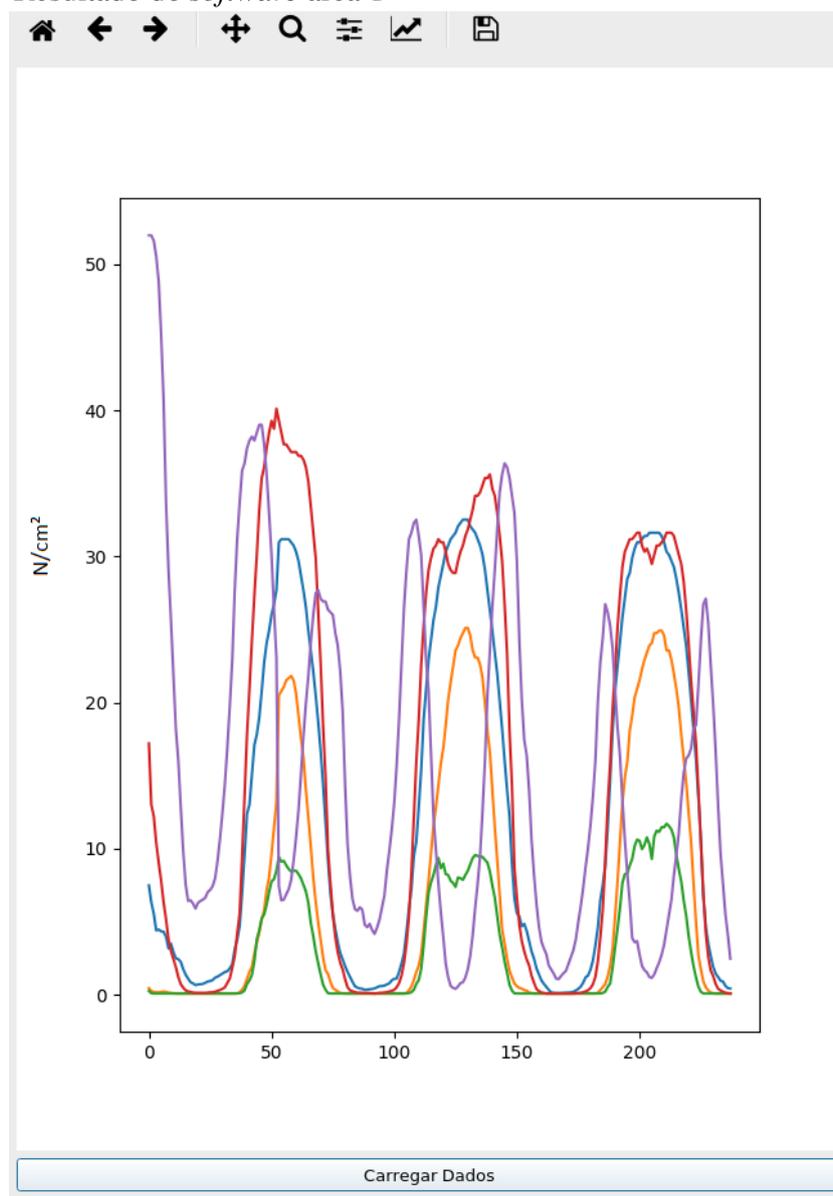
O *software* construído consiste em uma interface gráfica com três áreas distintas, como apresentado na figura 44, a primeira área da esquerda para direita, consiste de um gráfico para análise do padrão de marcha da amostragem da sessão de diagnóstico, a segunda área consiste de uma lista com o total de amostragens, e a terceira área é um gráfico de estimativa de pressão, gerado a partir de uma amostragem selecionada na segunda área.

Figura 44 – *Software*



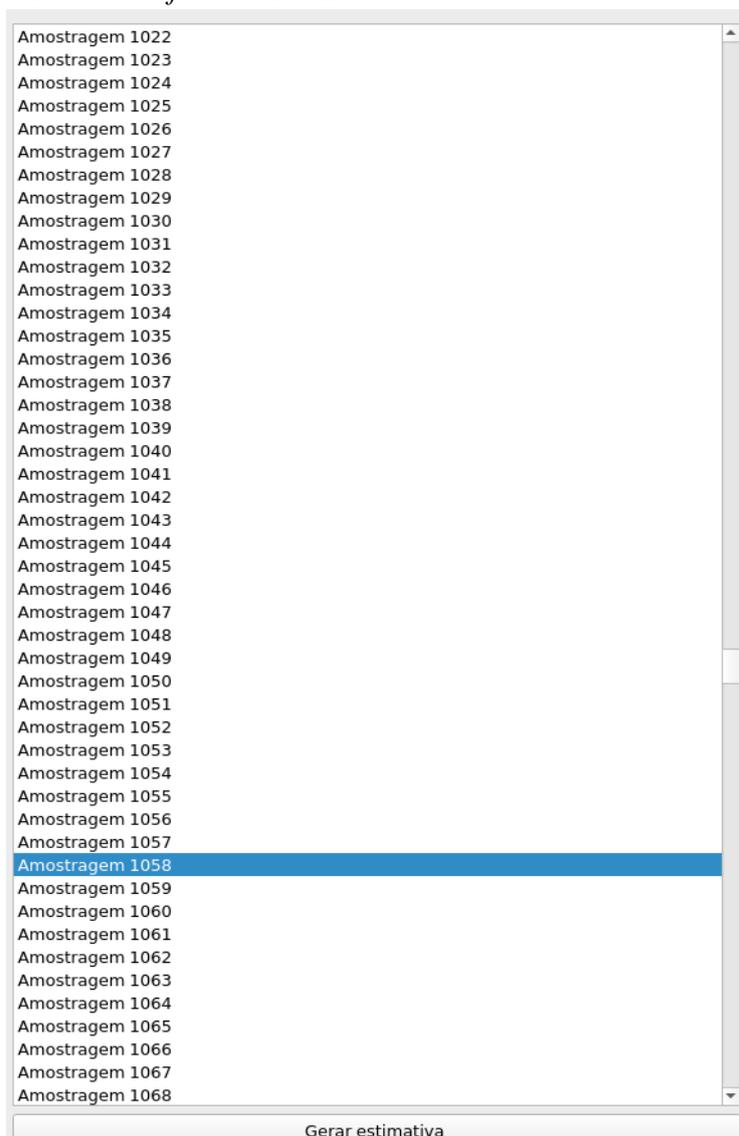
Fonte: Autor (2018)

A área 1 apresentada na figura 45, trata-se de um gráfico de todas as amostragens dos sensores no eixo y, pelo número de total amostragem no eixo x, o objetivo dela é apresentar ao fisioterapeuta uma visão geral da marcha do paciente, e possibilitar que ele identifique pontos de interesse na amostragem, esse gráfico foi gerado a partir da biblioteca Matplotlib do Python, suas entradas são o total de dados amostrados dos sensores, convertidos para unidade de pressão ( $N/cm^2$ ), o botão desta área carrega os dados amostrados de um arquivo no formato .csv e apresenta para o usuário, a barra de ferramentas superior permite ao usuário salvar a imagem do gráfico, além de outras funcionalidades como zoom.

Figura 45 – Resultado do *software* área 1

Fonte: Autor (2018)

A área 2 é a área de seleção de amostragem, consiste em uma lista do número total de amostragem da sessão, ao qual o usuário pode escolher qualquer um dos valores, para gerar a estimativa de padrão de pressão plantar, a área 2 está em destaque na figura 46.

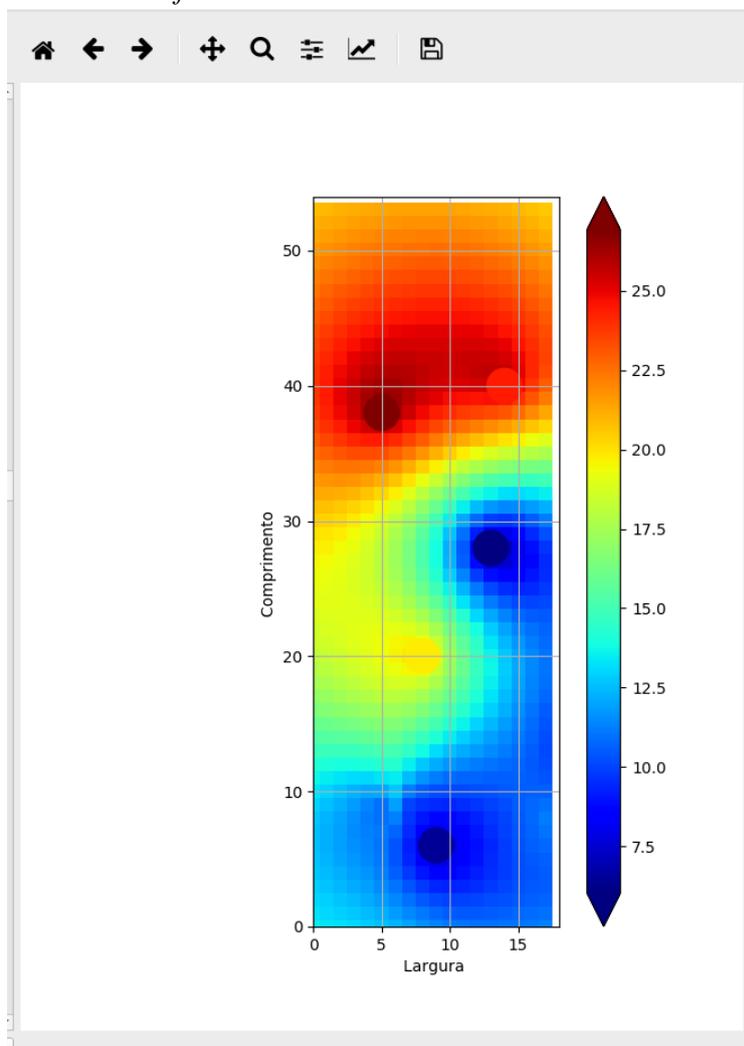
Figura 46 – Resultado do *software* área 2

Fonte: Autor (2018)

A área 3 é a área para análise de pressão plantar, apresentada na figura 47, consiste de um gráfico com a estimativa dos valores de distribuição de pressão plantar, estimados a partir do método de krigagem ordinária, onde a área gráfico é representada por uma matriz de pixels, onde cada dois pixels do gráfico representa 1 centímetro quadrado no modelo real, essa densidade de pixels foi escolhida pois foi a que apresentou melhor resultado por tempo de execução, densidades maiores de pixels, como 3 por  $cm^2$  chegaram a demorar mais de 2 segundos para estimar a distribuição de pressão, os pontos em destaque no gráfico são a representação dos sensores e seus respectivos valores, a escala de variação de cores apresenta ao usuário o intervalo da variação de pressão em  $(N/cm^2)$ , a barra

de ferramentas superior permite ao usuário salvar a imagem do gráfico, além de outras funcionalidades como zoom e arrastar o gráfico.

Figura 47 – Resultado do *software* área 3



Fonte: Autor (2018)

O algoritmo de estimativa (krigagem ordinária) foi reescrito nesta etapa pois na primeira etapa estava na versão 2.7 do Python, e na segunda etapa o *software* foi portado para versão 3.5 do Python por questões de compatibilidade com os elementos da biblioteca gráfica Pyqt5, biblioteca que foi utilizada para gerar a interface gráfica da aplicação.

A aplicação com um todo consegue apresentar duas visões importantes para o fisioterapeuta, um panorama geral da marcha do paciente, e visões específicas no decorrer dessa marcha, propiciando assim uma usabilidade que se complementa.

## 5 TESTES E RESULTADOS

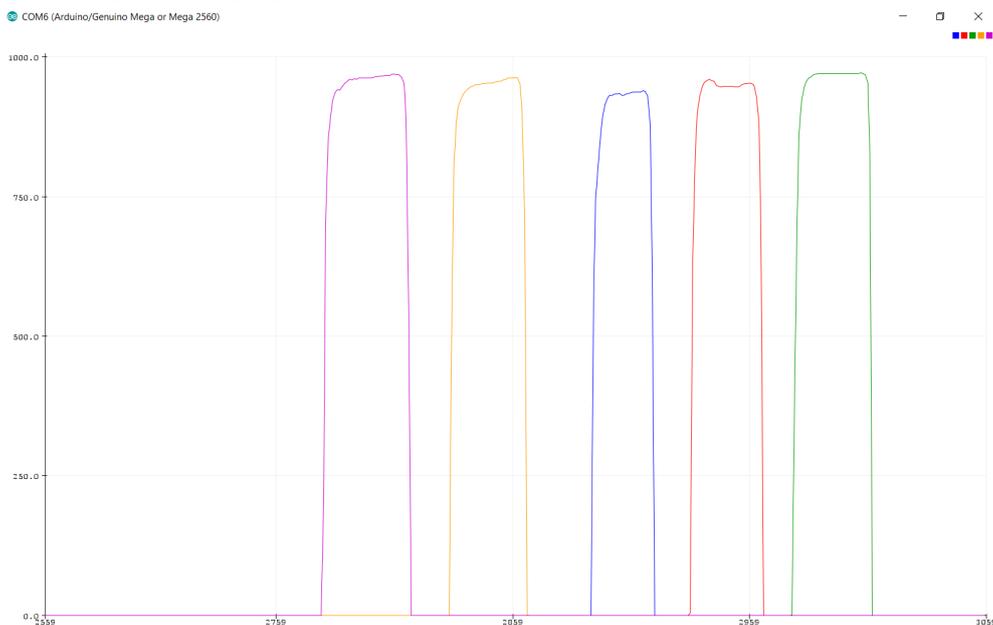
Neste capítulo serão apresentados os resultados dos testes realizados com o nó sensor e com o *software*, assim como as avaliações levantadas a partir dos resultados.

### 5.1 Testes do Nó sensor

Os testes dos componentes do nó sensor foram realizados por etapas, primeiro foram testados a integração dos sensores FSR e Arduino, depois foram testados a integração dos sensores e módulo de armazenamento. Os testes dos componentes começaram com apenas um sensor FSR, que foi conectado ao Arduino e amostrado a partir das portas analógicas, pois os dados possuem natureza analógica já que são reflexos da variação de resistência do sensor. Inicialmente, os resultados obtidos foram impressos a partir da ferramenta da IDE do Arduino denominada monitor serial. Assim, foi percebido o comportamento da saída entrada AD do Arduino, sendo uma faixa de valores que podem variar de 0 a 1023 conforme o sensor é pressionado, essa faixa representa a variação de tensão na porta analógica, que também pode ser interpretado como uma faixa de variação de 0 volts a 5 volts, de acordo com variação da resistência do sensor.

Após testar um sensor, foram adicionados mais sensores até a quantidade de cinco, visto que a modelagem inicial contempla esta quantidade. Os resultados dos sensores foram enviados para a ferramenta plotter serial da IDE, onde é possível verificar os gráficos dos valores amostrados dos cinco sensores, esses gráficos podem ser vistos na figura 48, onde cada cor representa a curva de variação de um sensor FSR.

Figura 48 – Gráfico Sensores



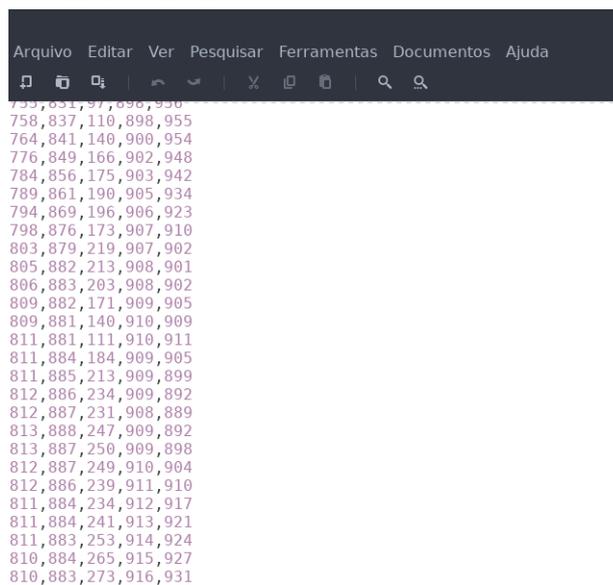
Fonte: Autor (2018)

Assim, logo após, foi desenvolvido o módulo de armazenamento através do cartão de memória, o qual foi conectado ao Arduino e a cinco sensores de FSR. Desta forma, foi desenvolvido o módulo que cria um arquivo de armazenamento para os valores amostrados dos sensores, o resultado desse arquivo pode ser observado na figura 49.

Foi realizado um estudo bibliográfico para compreensão da natureza dos dados dos sensores FSR, melhor forma de realizar testes e formas de calibração. A partir desse estudo, principalmente, devido ao trabalho de Velásques e Flórez (FLÓREZ; VELÁSQUEZ, 2010), chega-se às conclusões que para um processo de calibragem ideal é necessário uma célula de carga padronizada ou uma máquina de testes universal. Estes componentes se tornam necessários para mensurar com exatidão a força que está aplicada no sensor, pois a partir do momento que é possível identificar com exatidão a força aplicada e a saída do sensor, será possível realizar um conjunto de amostragens de diferentes forças aplicadas e saídas do sensor. Assim, de posse dessas amostragens é possível extrair as curvas de comportamento, as quais podem modelar equações matemáticas que definiriam os dados amostrados dos sensores em dados que representam grandezas físicas.

Também foi realizado um ensaio para compreensão dos dados dos sensores, o ensaio consistiu em adicionar diferentes pesos sobre os sensores e observar os valores de saída, foram observados os valores amostrados assim que adicionado o peso sobre os

Figura 49 – Resultado armazenamento

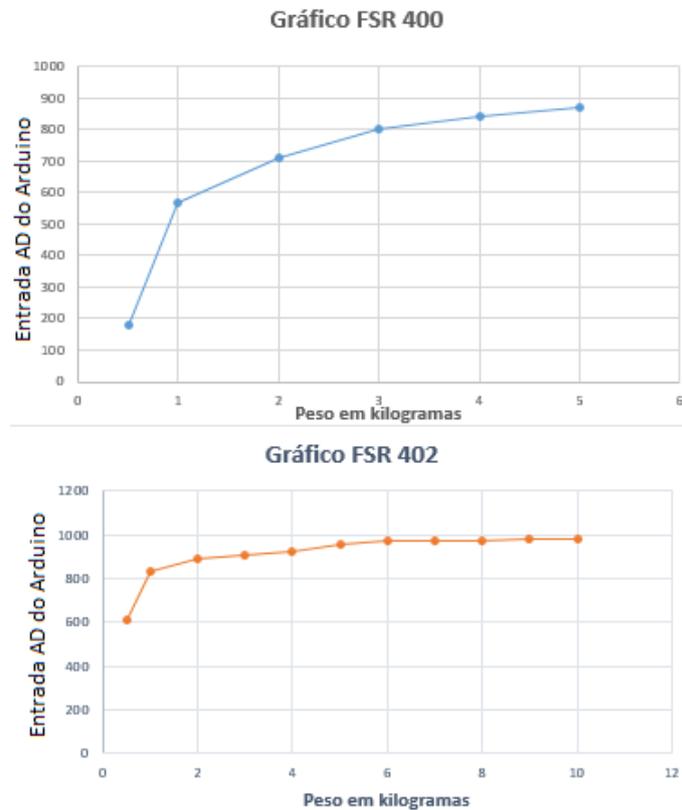


Fonte: Autor (2018)

sensores, e também, até o momento que os valores de saída não sofressem mais variação. Os pesos utilizados foram tornozeleiras de carga de 0,5 kg, 1kg, 2kg, 3kg, 5kg disponíveis no SRF. A escolha desse material é devido ao fato de serem padronizadas e fáceis de manusear. Os pesos adicionados sobre os sensores foram de 0,5 kg a 10 kg com intervalo de 1 kg no sensor FSR 402 e 0,5 a 5 kg com intervalo de 1 kg no sensor FSR 400. Para buscar garantir que o peso correto está sendo adicionado apenas na área ativa, foram criadas duas peças confeccionadas em massa epóxi, a qual permitiram concentrar o ponto de pressão na área ativa do sensor. Os resultados das avaliações podem ser observados nos gráficos da figura 50.

A partir dos resultados dos testes nos gráficos da figura 50 é possível notar um padrão de comportamento dos sensores, do peso aplicado em relação a saída da porta no Arduino. É possível observar que a curva de comportamento do sensor é um curva com comportamento logarítmico. Essa curva é a representação da variação da tensão na porta analógica do Arduino pelo peso aplicado, esse resultado corrobora com os dados da literatura sobre o sensor, visto que existe um comportamento exponencial de queda de resistência por força aplicada. Outro ponto observado foi que existe um intervalo de tempo para que a saída do sensor estabilize, quanto maior o peso aplicado, menor o intervalo de tempo para estabilização da saída. Esse comportamento é devido ao fenômeno físico chamado de histerese, que ocorre devido a deformação do material, onde esse fenômeno também é relatado por (FLÓREZ; VELÁSQUEZ, 2010).

Figura 50 – Resultado dos testes dos Sensores

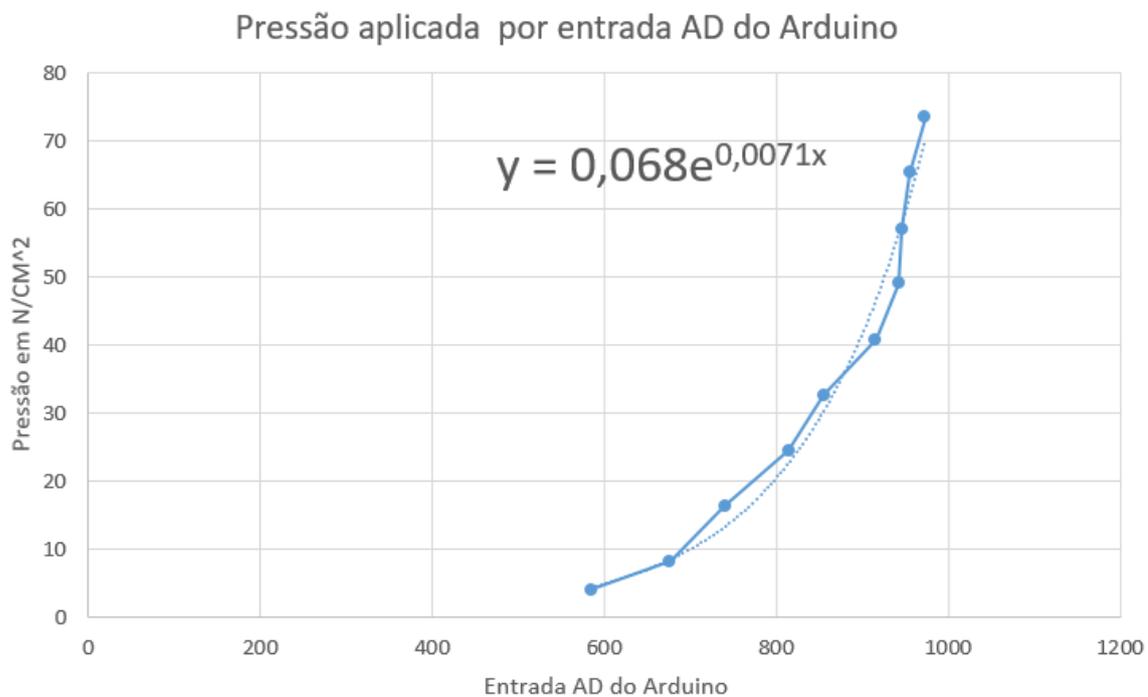


Fonte: Autor (2018)

O processo de calibração foi realizado com sensor FSR 402, este sensor foi escolhido pois sua área ativa é maior que a do FSR 400, que permitiu realizar um processo minimizando interferências, o processo ocorreu baseado no manual da tekscan para calibração de sensores FSR, este processo foi utilizado porque optou-se por utilizar apenas um tipo de sensor, com essa escolha a complexidade reduziu, visto que um tipo de sensor, apenas com os dados brutos, sem conversão, já geravam resultados no *software* que segundo os fisioterapeutas aparentavam representar os padrões de distribuição plantar, o procedimento consistiu de adicionar pesos padronizados, sobre a área ativa do sensor e amostrar os valores de saída no Arduino, para cada peso amostrados foram tiradas 10 amostras, para diluir e minimizar erros, depois foi calculado uma média destas amostras para cada peso, o resultado do processo de calibração está apresentado no gráfico da figura 51 onde foi plotado o peso aplicado pela área do sensor, em  $(N/cm^2)$  no eixo y, no eixo x foi plotado o valor de médio de saída do Arduino, nesse gráfico também se encontra a linha de tendência exponencial em pontilhado juntamente com a equação de calibragem do sensor 402, que foi a equação matemática utilizada para converter os valores amos-

trados do nó sensor para ( $N/cm^2$ ), essa unidade foi escolhida pois é a unidade a qual os fisioterapeutas mais tem familiaridade.

Figura 51 – Resultado da calibração



Fonte: Autor (2018)

Os testes nos componentes do nó sensor foram realizados com sucesso, tanto os testes individuais como os testes dos componentes nó sensor integrados.

## 5.2 Avaliação da Solução

A solução foi avaliada a partir da análise de resultados de sessões de diagnóstico, para avaliação da solução foram realizadas sessões de diagnóstico com a solução construída, apresentada na figura 52, a partir da análise dos resultados da solução os fisioterapeutas avaliaram a solução, as avaliações dos fisioterapeutas foram recolhidas a partir de reuniões e discussões presenciais.

Figura 52 – Sessão de diagnóstico



Fonte: Autor (2018)

Os fisioterapeutas relataram que a solução atendeu as expectativas de possibilitar a análise dos padrões de distribuição plantar, consideraram que o recurso de apresentar todos os valores das amostragem em um gráfico separado e permitir que a partir dessa visão geral, se estipule determinadas trechos da amostragem para analisar detalhadamente diversos momentos da marcha dinâmica um recurso útil que pode auxiliar a identificar ponto de anormalidade ou excessos de pressão em determinadas áreas, relataram que essa possibilidade de análise dos diversos momentos da marcha dinâmica um recurso que não é disponível nos métodos atuais de análise. Os usuários da solução não relataram desconforto durante a sessão de diagnóstico também não tiveram problemas com o nó sensor inserido no calçado.

## 6 CONCLUSÕES

Considerando a realidade atual do método de análise de pressão plantar, onde são avaliados os padrões a partir de pegadas de tinta, o projeto do protótipo de baropodômetro é relevante, pois considerando os resultados obtidos e analisados, a solução construída atende aos requisitos dos fisioterapeutas, e ainda prove uma perspectiva de análise de marcha dinâmica, análise esta que não é possível de realizar utilizando o método tradicional.

Com a solução implementada e validada é possível refletir sobre os objetivos traçados no início da pesquisa e como estes foram alcançados, o início da pesquisa buscou-se pela fundação teórica que levou a um conhecimento sobre os principais tópicos envolvendo a pesquisa, assim como os trabalhos correlatos estudados permitiram uma embasamento para início do projeto.

A definição dos requisitos em conjuntos com os fisioterapeutas do SRF foi realizado de maneira efetiva, através de reuniões e *mockups*, a partir dos requisitos levantados foi possível realizar a modelagem do projeto, baseado nos padrões de engenharia de *software*.

Analisando o desenvolvimento da solução, nota-se que o desenvolvimento do processo utilizando a metodologia em espiral de desenvolvimento, permitiu uma flexibilidade maior no desenvolvimento, e possibilitou que melhorias fossem realizadas tanto no modelo de nó sensor quanto no *software* da solução.

Avaliando um contexto mais amplo, foi definido como objetivo do projeto a construção de uma solução computacional de baixo custo, que auxilie os profissionais fisioterapeutas para análise de pressão plantar (baropodometria), assim levando em considerações a avaliações da solução conclui-se que a solução atingiu o objetivo proposto.

Por fim pretende-se dar continuidade ao projeto, onde serão realizados novos experimentos com novos pacientes, além disso para trabalhos futuros vislumbra-se aumentar o número de sensores e adicionar tecnologias sem fio para comunicação entre o nó sensor e o *software*.

## REFERÊNCIAS

- Adafruit Industries. Force Sensitive Resistor (FSR). **Adafruit Learning System**, p. 1–21, 2012. Disponível em : <https://learn.adafruit.com/downloads/pdf/force-sensitive-resistor-fsr.pdf>. Acesso em : 10 abr. 2018.
- BALBINOT, A.; BRUSAMARELLO, V. Instrumentação e fundamentos de medidas–vol. 1 (vol. 1). **Rio de Janeiro, Brazil: LTC**, 2010.
- CAMARGO, E. C. G. Geoestatística: Fundamentos e Aplicações. **Geoprocessamento em projetos ambientais**, p. 36, 1998. Disponível em : [http://www.dpi.inpe.br/gilberto/tutoriais/gis{\\\_}ambien](http://www.dpi.inpe.br/gilberto/tutoriais/gis{\_}ambien). Acesso em : 29 abr. 2018.
- CARVALHO, J. R. P. de; VIEIRA, S. R. Avaliação e comparação de estimadores de Krigagem para variáveis agrônômicas - Uma proposta. p. 21, 2001.
- FLÓREZ, J. A.; VELÁSQUEZ, A. Calibration of force sensing resistors (fsr) for static and dynamic applications. **2010 IEEE ANDESCON Conference Proceedings, ANDESCON 2010**, p. 2–7, 2010.
- FRANCO, a. H. Pes cavus and pes planus. Analyses and treatment. **Physical therapy**, v. 67, n. 5, p. 688–694, 1987. ISSN 0031-9023.
- FUKAHORI, K.; SAKAMOTO, D.; IGARASHI, T. Exploring Subtle Foot Plantar-based Gestures with Sock-placed Pressure Sensors. **Proceedings of the 33rd Annual ACM Conference on Human Factors in Computing Systems -CHI '15**, p. 3019–3028, 2015. ISSN 02896540. Disponível em: <http://dl.acm.org/citation.cfm?doid=2702123.2702308>. Acesso em : 10 maio. 2018.
- HASSAN, M. et al. FootStriker: An EMS-based Foot Strike Assistant for Running. **Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies (IMWUT)**, v. 1, n. 1, p. 2:1–2:18, 2017. ISSN 2474-9567. Disponível em : [http://doi.acm.org/10.1145/3053332{\%}0Ahttp://www.dfki.de/web/forschung/publikationen/renameFileForDownload?filename=Footstriker-CameraReady-ACM.pdf{\&}file{\\\_}id=upl](http://doi.acm.org/10.1145/3053332{\%}0Ahttp://www.dfki.de/web/forschung/publikationen/renameFileForDownload?filename=Footstriker-CameraReady-ACM.pdf{\&}file{\_}id=upl). Acesso em : 7 abr. 2018.
- HOWELL, A. M. et al. Kinetic gait analysis using a low-cost insole. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 60, n. 12, p. 3284–3290, 2013. ISSN 00189294.
- HUNG, K.; ZHANG, Y.-T.; TAI, B. Wearable medical devices for tele-home healthcare. In: **IEEE. Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS'04. 26th Annual International Conference of the IEEE**. [S.l.], 2004. v. 2, p. 5384–5387.
- Interlink Technologies. FSR 402 Data Sheet. p. 1–4, 2013. Disponível em : <http://www.interlinkelectronics.com/FSR402short.php>. Acesso em : 28 abr. 2018.
- INTERLINKELECTRONICS. FSR (Force Sensing Resistors). n. 94, 2015.
- LANG, L. M. The anatomy of the foot. **Bailliere's Clinical Rheumatology**, v. 1, n. 2, p. 215–240, 1987. ISSN 09503579.
- MALVADE, P. S.; JOSHI, A. K.; MADHE, S. P. IoT Based Monitoring of Foot Pressure Using FSR Sensor. p. 635–639, 2017.

MARTINS, N. A. Sistemas microcontrolados. **Uma abordagem com o Microcontrolador PIC 16F84**. Editora Novatec Ltda, 1<sup>a</sup> edição, 2005.

MELAKESSOU, F. A new sensor for gait analysis: Demonstration of the IEE's smart insole. In: **Proceedings of the 15th ACM Conference on Embedded Network Sensor Systems**. New York, NY, USA: ACM, 2017. (SenSys '17), p. 31:1–31:2. ISBN 978-1-4503-5459-2. Disponível em : <http://doi.acm.org/10.1145/3131672.3136955>. Acesso em : 25 abr. 2018.

MONK, S. Programming arduino: Getting started with sketches (2011). **ISBN-13**, p. 978–0071784221, 2011.

MOORE K.L. ;DALLEY, A. **Anatomia orientada para a clínica**. [S.l.]: Guanabara Koogan, 2007.

PFAFFEN, S. et al. Planipes. **Proceedings of the First ACM Workshop on Mobile Systems, Applications, and Services for Healthcare - mHealthSys '11**, p. 1, 2011. Disponível em : <http://dl.acm.org/citation.cfm?doid=2064942.2064945>. Acesso em : 15 abr. 2018.

RAZAK, A. et al. Foot plantar pressure measurement system: A review. **Sensors**, Molecular Diversity Preservation International, v. 12, n. 7, p. 9884–9912, 2012.

TÁBUAS, C. S. D. et al. Análise da pressão plantar para fins de diagnóstico. 2012.

WYATT, J.; LIU, J. Basic concepts in medical informatics. **Journal of Epidemiology & Community Health**, BMJ Publishing Group Ltd, v. 56, n. 11, p. 808–812, 2002.

**7 APÊNDICE X**

# Documento de requisitos e casos de uso

## 1. Objetivos

Os objetivos deste documento é definir os requisitos funcionais e não funcionais que englobam o desenvolvimento do projeto de desenvolvimento do baropodômetro . Este documento além dos requisitos contém os casos de uso, diagrama de sequência, e diagrama de classes conceitual , constituídos com base nos requisitos.

## 2. Método de Aquisição

Os requisitos foram levantados com base em reuniões com os profissionais de Serviço de Reabilitação Física e apresentações de modelos de protótipos, através da técnica de *mockups* . Assim , para o levantamento de requisitos primeiro foi realizado uma reunião com os profissionais do SRF, onde foi discutido quais seriam os objetivos principais do sistema, e esboçado de forma simplificada suas principais interfaces. A partir disso, foram realizados os *mockups* do sistema, levando em conta o primeiro esboço e a reunião. Posteriormente, foi realizada outra reunião onde esses *mockups* foram apresentados aos profissionais do SRF que validaram o modelo.

## 3. Requisitos funcionais

Requisitos funcionais são as principais funcionalidades que o sistema deve conter, a classificação utilizada foi : essencial para requisitos que necessitam ser implementados no sistema ; desejável para requisitos que poderiam ser implementado no sistema porém possuem menos prioridade .

Requisito funcional [RF 001] :	Obter dados
Prioridade:	Essencial .
Descrição:	É preciso obter os dados a partir de elementos sensores.

Requisito funcional [RF 002] :	Processar dados
Prioridade:	Essencial .
Descrição:	É preciso processar os dados recolhidos , para transformar os dados brutos recolhidos dos sensores em informações relevantes ao usuário .

Requisito funcional [RF 003] :	Apresentar dados
Prioridade:	Essencial .
Descrição:	É necessário apresentar os dados após ser processados ao usuário .

Requisito funcional [RF 004] :	Armazenar dados
Prioridade:	Essencial .
Descrição:	É necessário armazenar os dados depois de processados .

Requisito funcional [RF 005] :	Cadastrar paciente
Prioridade:	Importante.
Descrição:	O sistema precisa ter um cadastro dos pacientes .

Requisito funcional [RF 005] :	Cadastrar profissional
Prioridade:	Importante.
Descrição:	O sistema precisa ter um cadastro dos pacientes .

Requisito funcional [RF 005] :	Buscar paciente
Prioridade:	Importante.
Descrição:	O sistema ser capaz de buscar o cadastro dos pacientes .

Requisito funcional [RF 006] :	Fazer login
Prioridade:	Importante.
Descrição:	O profissional necessita logar no sistema antes de iniciar um diagnóstico .

Requisito funcional [RF 007] :	Editar cadastros dos pacientes
Prioridade:	Desejável .
Descrição:	O sistema deverá possuir um módulo para editar os cadastros dos pacientes .

Requisito funcional [RF 008] :	Editar cadastro do profissional
Prioridade:	Desejável .
Descrição:	O sistema deverá possuir um módulo para editar os cadastros dos profissionais .

#### 4. Requisitos Não Funcionais

Requisitos não funcionais são os requisitos que precisam ser atendidos, que não são funções específicas para o usuário, mas são necessários para dar suporte a estas funções .

Requisito funcional [RNF 001]:	Desempenho
Prioridade:	Essencial.
Descrição:	O sistema deve ter um bom desempenho, que permita que o profissional faça o diagnóstico sem contratempos, como travamento e falhas .

Requisito funcional [RNF 002]	Interface fácil
Prioridade:	Essencial .
Descrição:	O sistema precisa ter uma interface fácil de utilizar.

Requisito funcional [RNF 003]	Integridade
Prioridade:	Essencial .
Descrição:	O sistema precisa garantir que os dados processados e armazenados são íntegros, ou seja, não foram corrompidos ou alterados, de forma não prevista no sistema .

## 5. Casos de uso:

Com base nos requisitos levantados foram elaborados os casos de uso a seguir.

Casos de uso 01 : Sistema.

descrição : Este ator representa as principais as funcionalidades que o software realizará .

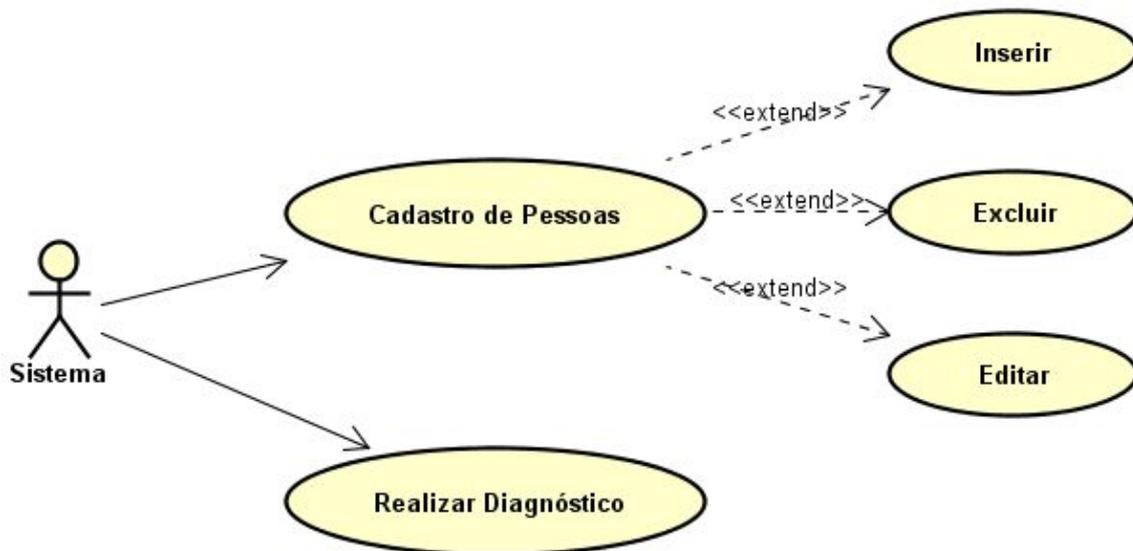


Figura 1 : casos de uso sistema

Casos de uso 02 : Usuário .

descrição : Este ator representa o profissional do centro de reabilitação, e as principais funções ele poderá utilizar .

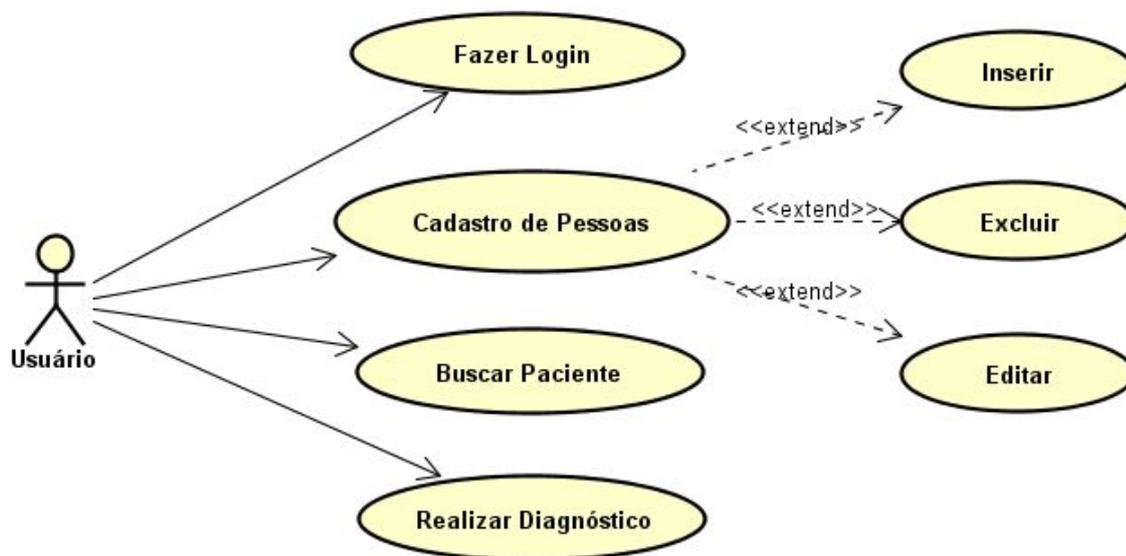


Figura 2 : casos de uso do usuário.

Casos de uso 03 : Nó sensor .

descrição : representa os principais casos de uso do nó sensor.

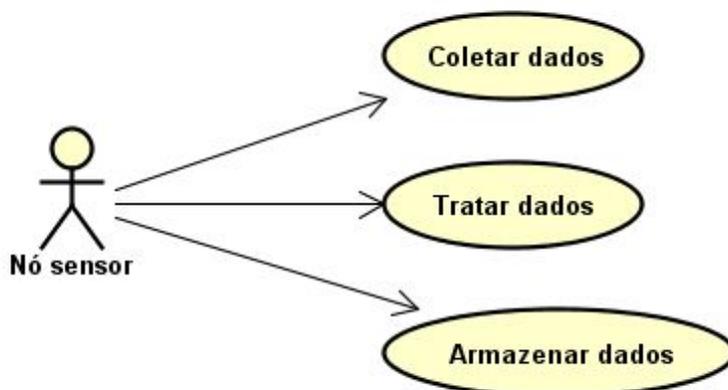


Figura 3 : casos de uso do Nó sensor .

**8 APÊNDICE Y**

## Menu de controle

Iniciar diagnóstico

ver histórico de paciente

Cadastrar paciente

Cadastrar especialista

Editar cadastro de paciente

Editar cadastro de especialista

## Tela de cadastro

Nome

Cpf

Rg

Endereço

Telefone

Salvar

## Tela de login

Usuário

Senha

iniciar

## Tela de diagnóstico

Dados dos sensores



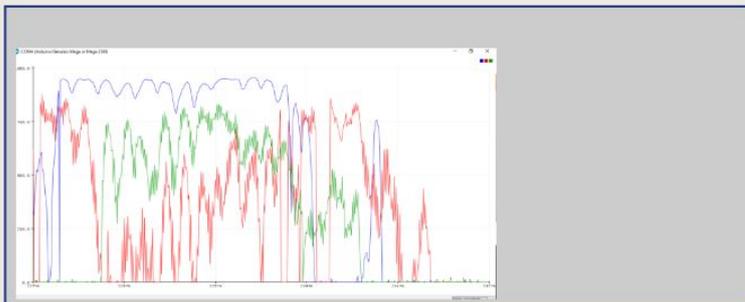
Distribuição aproximada de pressão



Carregar dados de Paciente

Gerar distribuição de pressão

Dados dos sensores



Encerrar sessão de diagnóstico