

# **Palmilha sensorial para o diagnóstico de apoio desequilibrado na face plantar do pé**

(Versão final após defesa – NOV2020)

**André Santos Azevedo**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em  
**Engenharia Eletromecânica**  
(2º ciclo de estudo)

Orientador: Prof. Doutor André Ferreira Costa Vieira  
Coorientador: Prof. Doutor Bruno Jorge Ferreira Ribeiro

**Covilhã, setembro de 2020**

**Folha em branco**

# **Dedicatória**

Dedico este trabalho aos cientistas e investigadores que, em tempos, investigaram e descobriram informações que nos dias de hoje são consideradas triviais. Sem eles a evolução seria diferente.

**Folha em branco**

# **Agradecimentos**

Agradeço aos que me suportam de qualquer forma. Aos meus pais, irmão e família, mestres e professores, treinador e mentor. Agradeço a professores e amigos, assim como todos os que conheci ao longo da jornada na Universidade. Todos contribuíram com uma parte.

**Folha em branco**

# **Resumo**

Esta dissertação de mestrado tem como objetivo final completar o curso de Engenharia de Eletromecânica. O tema desenvolvido neste projeto é uma palmilha sensorial que auxilie no diagnóstico médico de testes em baropodometria e contribuir na prevenção de desenvolvimento de úlceras. Usando uma palmilha preparada com sensores, será possível detectar em que pontos o pé exerce demasiada pressão e assim entender a possibilidade de formação ou desenvolvimento de úlceras.

Um dispositivo deste tipo tem uma grande utilidade, por exemplo, em pacientes diabéticos que podem sofrer de amputações no pé, devido a úlceras que aparecem devido a desenvolverem neuropatia. A palmilha sensorial não é só destinada para pacientes diabéticos, mas também atletas, ou pessoas normais que necessitem de analisar o pé para ver se tem o pé chato.

O princípio de funcionamento terá sensores de pressão que irão captar a pressão que o pé faz na palmilha. O sensor fica então encarregue de traduzir essa energia da pressão em energia elétrica. O sinal vai sofrer de uma amplificação e filtração, para conversão de um sinal analógico para um sinal digital, que tem o fim de ser apresentado num display.

## **Palavras-chave**

Palmilha;Sensorial;Pressão;Saúde;

**Folha em branco**

# **Abstract**

The following master's thesis is the final objective of the Electromechanical course. In this project, a sensorial insole will be developed that will support the diagnosis of baropodometric tests. These tests have the concept of using an insole that measures the pressure on certain points, in a way that avoids the formation or growth of ulcers.

A device of this kind has a great need in patients that may suffer foot amputations, like diabetic. Ulcers appear specially in diabetic patients due to neuropathy origin. This sensorial insole is not only intended for diabetic patients, but also athletes, or normal people that need to analyse the foot to check for flat foot.

The operation principle will have pressure sensors that will capture the pressure the foot does on the insole. The sensor will then have to transform this pressure energy into electric energy. The signal should then be amplified and filtered, so a conversion from an analogical sign to a digital sign, so it can be displayed on a screen.

## **Keywords**

Insole;Sensorial;Pressure;Health

**Folha em branco**

# Índice

|   |                                     |
|---|-------------------------------------|
| 1.0. Introdução                               | 1                                   |
| 2.0. Introdução Teórica                       | 1                                   |
| 2.1. O Pé                                     | 3                                   |
| 2.2. Ossos                                    | 4                                   |
| 2.3. Articulações e Ligamentos                | 6                                   |
| 2.4. Músculos do pé                           | 8                                   |
| 2.5. Os arcos do pé                           | 10                                  |
| 2.6. Requisitos do dispositivo                | 12                                  |
| 3.0. Estado de arte                           | <b>Erro! Marcador não definido.</b> |
| 3.1. Novel.de PEDAR                           | 13                                  |
| 3.2. ORPYX SI                                 | 14                                  |
| 3.3. MOTICON INSOLE 3                         | 17                                  |
| 4.0. Desenvolvimento                          | 19                                  |
| 4.1. Material da Palmilha                     | 19                                  |
| 4.2. Sensor                                   | 20                                  |
| 4.2.1. Sensor piezoresistivo                  | 23                                  |
| 4.2.2. Sensor capacitivo                      | 24                                  |
| 4.2.4. Sensor resistivo                       | 26                                  |
| 4.3. Sensor FSR 402                           | 27                                  |
| 4.3.1. Princípio físico da medição da pressão | 30                                  |
| 4.3.2. Teste ao sensor                        | 31                                  |
| 4.3.3. Ligação do sensor                      | 33                                  |
| 5.0. Metodologia Experimental                 | 37                                  |
| 5.1. Material de medição                      | 37                                  |
| 5.2. Resultados Obtidos                       | 39                                  |
| 5.2.1. Teste para baixas cargas               | 39                                  |
| 5.2.2. Teste para altas cargas                | 45                                  |
| 5.2.3. Curva de calibração                    | 49                                  |
| 5.2.4. Teste de incremento de cargas          | 52                                  |
| 5.2.5. Teste de diminuição de carga           | 53                                  |
| 5.2.6. Teste de relaxamento                   | 54                                  |
| 6.0. Conclusão                                | 57                                  |
| 7.0. Trabalhos futuros                        | 59                                  |
| Bibliografia                                  | 60                                  |



**Folha em branco**

# Lista de Figuras

- Figura 2.1 - Microclima a que o pé está exposto
- Figura 2.2 - Planos de referência anatômicos
- Figura 2.3 - Movimentos do pé em cada plano
- Figura 2.4 – Pronação e supinação (vista anterior)
- Figura 2.5 - Ossos do Tarso
- Figura 2.6 - Ossos do pé (divisão pela vista de cima) [
- Figura 2.7- Articulação Subtalar
- Figura 2.8 - Articulação tibiofibular
- Figura 2.9- Ligamentos do pé
- Figura 2.10- Músculos do pé - 1<sup>a</sup> camada
- Figura 2.11 - Músculos do pé - 2<sup>a</sup> camada
- Figura 2.12 - Músculos do pé - 3<sup>a</sup> camada
- Figura 2.13 - Músculos do pé - 4<sup>a</sup> camada
- Figura 2.14 - Os arcos do pé
- Figura 3.1 - NOVEL.DE Pedar
- Figura 3.2 - Software do Pedar
- Figura 3.3 - Relógio inteligente; palmilha sensorial, POD, Distribuição dos sensores pela palmilha
- Figura 3.4 - Visualização da pisada usando o telemóvel
- Figura 3.5 - Display do relógio inteligente
- Figura 3.6 - Modo de conectividade da Insole 3
- Figura 3.7 - Palmilha da Insole 3
- Figura 4.1: Gráfico comum da histerese
- Figura 4.2 - Esquema dos 3 tipos de transdução flexível. (a) piezoresistivo, (b) capacitivo, (c) piezoelétrico
- Figura 4.3 - Microestrutura de um sensor piezoresistivo
- Figura 4.4 - Sensor capacitivo
- Figura 4.4 - Sensor piezoelétrico
- Figura 4.5 - Esquema elétrico
- Figura 4.6- Ilustração das zonas que necessitam ser sensoriadas
- Figura 4.7 - Gráfico da leitura dos sensores na palmilha
- Figura 4.8 - Biomecânica do ciclo da caminhada
- Figura 4.9 - Construção do sensor FSR

Figura 4.10 - Gráfico da curva de força do sensor FSR 402

Figura 4.11 - Sensor FSR 402 usado

Figura 4.12 - Ligação do FSR à breadboard

Figura 4.13 - Sinal não polarizado do lado esquerdo e polarizado do lado direito

Figura 4.14 - FSR ligado a um arduíno

Figura 5.1 - Material da palmilha

Figura 5.2 - Display dos modos de medição em modo Ohmímetro

Figura 5.3 - Set-up experimental para medição da resistência

Figura 5.4 - Gráfico de baixas cargas, 1º ensaio

Figura 5.5 - Gráfico de baixas cargas, 2º ensaio

Figura 5.6 - Gráfico de baixas cargas, 3º ensaio

Figura 5.7 - Gráfico de valores médios de cargas baixas

Figura 5.8 - 1º ensaio para cargas altas

Figura 5.9 - 2º ensaio para cargas altas

Figura 5.10 - Gráfico de altas cargas, 1º ensaio

Figura 5.11 - Gráfico de altas cargas, 2º ensaio

Figura 5.12 - Gráfico em escala logarítmica de resistência pela carga

Figura 5.13 - Gráfico de resistência pela pressão

Figura 5.14 - Gráfico dos resultados obtidos no teste de somatório de carga

Figura 5.15 - Resultados obtidos no teste da diminuição de carga

Figura 5.16 - Gráfico do teste de relaxamento, ensaio 1

Figura 5.17 - Gráfico do teste de relaxamento, ensaio 2

**Folha em branco**

## **Lista de Tabelas**

Tabela 4.1 - Tabela de medição da resistência FSR

Tabela 4.2 - Valor aproximado de voltagem e corrente

Tabela 5.1 - Resultados obtidos na medição da resistência para baixas cargas, 1º ensaio

Tabela 5.2 – Resultados obtidos na medição da resistência para baixas cargas, 2º ensaio

Tabela 5.2 (continuação) – Resultados obtidos na medição da resistência para baixas cargas, 2º ensaio

Tabela 5.3 - Resultados obtidos na medição da resistência para baixas cargas, 3º ensaio

Tabela 5.4 - Valores médios do teste de cargas baixas

Tabela 5.5 - Resultados obtidos na medição da resistência para altas cargas, 1º ensaio

Tabela 5.6 - Resultados obtidos na medição da resistência para altas cargas, 2º ensaio

Tabela 5.7 - Valores medidos para complemento ao gráfico único

Tabela 5.8 - Valores médios de cargas altas e baixas

Tabela 5.9 - Resultados obtidos no teste de somatório de cargas, 1º ensaio

Tabela 5.9 (continuação) - Resultados obtidos no teste de somatório de cargas, 1º ensaio

Tabela 5.10 - resultados obtidos do teste da diminuição de carga

Tabela 5.11 - Teste de relaxamento, ensaio 1

Tabela 5.12 - Teste de relaxamento, ensaio 2

**Folha em branco**

# Lista de Acrónimos

[1 linha de intervalo]

|                  |                              |
|------------------|------------------------------|
| A                | Área de uma placa            |
| C                | Capacitância                 |
| Cm               | Centímetro                   |
| D                | Distância entre placas       |
| g                | Aceleração da gravidade      |
| Hz               | Hertz                        |
| I                | Corrente                     |
| EVA              | Espuma vinílica acetinada    |
| °C               | Grau Celsius                 |
| g                | Gramas                       |
| kg               | Kilo grama                   |
| kΩ               | Kilo Ohm                     |
| kPa              | Kilo Pascal                  |
| kb/s             | Kilo Bytes por segundo       |
| L4               | Lombar 4                     |
| m                | Metro                        |
| mAh              | Miliampere-hora              |
| mBar             | Milibar                      |
| mm               | Milímetro                    |
| mmHg             | Milímetro de Mercúrio        |
| N                | Newton                       |
| Ω                | Ohm                          |
| Pa               | Pascal                       |
| ε                | Permissividade               |
| PAA              | Pressão Ambiente Atmosférica |
| R                | Resistência                  |
| R <sub>FSR</sub> | Resistência do sensor FSR    |
| S1               | Sacral 1                     |
| SD               | Secure Digital               |
| USB              | Porta Serial Universal       |
| V                | Voltagem                     |
| Vout             | Tensão de saída              |

**Folha em branco**

# **1. Introdução**

Esta tese de mestrado tem o objetivo de desenvolver uma palmilha sensorial que auxilie o diagnóstico de pacientes, com um baropodômetro. Baropodometria é a ciência que estuda a pressão feita na planta do pé, ou seja, a pisada. O funcionamento do equipamento tem como conceito a visualização da pressão distribuída exercida na palmilha enquanto está a andar através de sensores de pressão e temperatura que oferece uma monitorização para a identificação da formação (e desenvolvimento) de úlceras.

No capítulo inicial irei falar da anatomia humana do membro inferior e do pé, dando uma clara ideia onde o problema origina. Assim é possível encontrar o melhor sítio para colocar os sensores. Neste capítulo serão ainda indicados os vários requisitos que o equipamento deve cumprir.

Em seguida, será feita uma pesquisa no mercado para dar a conhecer os diversos equipamentos que já existem e o seu modo de operação. Será feita uma pesquisa em relação ao material a usar e escolher o material mais específico para cada função.

Na parte prática vai ser testado um sensor escolhido, ver como ele se comporta para garantir que este funciona da maneira pretendida.

Por fim serão apresentados outros possíveis temas de investigação com interesse neste trabalho.

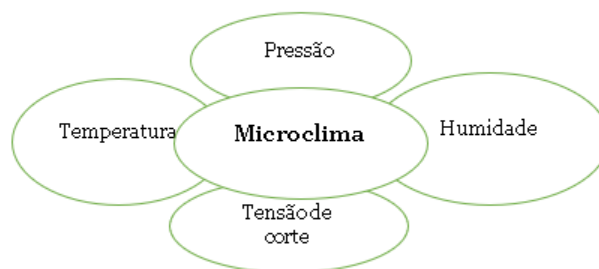
## **2. Introdução Teórica**

Os pacientes diabéticos sofrem diversos problemas, e muitos deles começam nos pés, por exemplo: falta de circulação sanguínea nos capilares de pequenas dimensões, dormência, infeções, úlceras, amputações devido à neuropatia periférica diabética. A percentagem de amputações, em pés diabéticos, tem vindo a aumentar e por consequência a amputação da perna, por consequência, aumentou mais do que nunca. O problema é o desenvolvimento de complicações vasculares a nível micro e macro, como perda de sensibilidade (neuropatia), incapacidade de cicatrização de feridas que leva a complicações com risco de vida [1].

Doentes diabéticos podem ter formações de úlceras, que levam à amputação de dedos, por exemplo, e tornam-se mais suscetíveis de desenvolver novas úlceras que leva à amputação do pé todo. As úlceras aparecem em pacientes devido a desenvolverem neuropatia, esta é causada pelos altos níveis de açúcar durante um longo período. O dano causado aos nervos não é reversível nos diabéticos pois o corpo não consegue reparar [2].

Em casos extremos, a neuropatia leva à perda de sensibilidade o que proíbe andar descalço. Pode chegar a um ponto avançado e se tem um desequilíbrio grande no pé, o paciente nem sente que está a causar dano a ele próprio [3].

Pequenas úlceras podem surgir, e para serem detetadas e para inverter o sentido da sua formação é usado um equipamento com capacidade sensorial. As úlceras são difíceis de tratar e oferecem um grande desafio após aparecimento. Por essa razão, a sua prevenção é importante. Existem variáveis que afetam o bem-estar do pé como pressão, temperatura e humidade. Controlando estas variáveis é possível estabelecer um “clima” ao qual o pé está exposto [4].



**Figura 2.1 - Microclima a que o pé está exposto**

O clima errado promove o desenvolvimento de úlceras. Na primeira figura, está exibido um esquema das variáveis que afetam o microclima do pé. Para existir um diagnóstico é necessário a identificação destes pontos críticos no pé. Analisando a humidade e temperatura é mais simples pois apenas indicam o pé como um todo. No entanto, a análise da pressão necessita de uma apreciação ao longo do tempo e enquanto caminha [5].

O equipamento tem a possibilidade de ser usado durante uma caminhada (como a sola de uma sapatilha) ou estando de pé (como em cima de uma balança). Para este segundo caso é apenas visível apoio desequilibrado para alguém se for um caso mais avançado pois apenas apresenta forças verticais. Durante a caminhada

ou corrida as reações no chão são maiores devido a uma aceleração da massa do corpo, e quando está num modo dinâmico existem forças verticais (perpendiculares ao chão) e horizontais (paralelas ao chão), no entanto, as verticais terão muito maior intensidade. A distribuição da força que o pé faz no chão depende da postura e da estrutura do pé. Quando for necessário calcular a força que o pé exerce é apenas preciso multiplicar a área de contacto com a pressão lida no sensor [6].

A palmilha terá várias aplicações. Qualquer pessoa que queira garantir a melhor qualidade de postura terá que corrigir o excesso de supinação ou pronação dos pés. Quando existe peso excessivo na parte lateral (de fora) do pé, é chamado supinação e quando há peso excessivo na parte de dentro do pé chama-se pronação. A supinação exagerada faz com que a articulação do tornozelo não consiga ter a mobilidade requerida para a frente e tenha demasiada para trás [7].

Atletas de alta competição ou dançarinos são outra categoria que podem ter a necessidade da correção dos apoios, para além da saúde. O objetivo será encontrar o excesso de supinação ou pronação.

## 2.1. O Pé

Para uma melhor explicação do problema é necessário colocar o pé num referencial de 3 dimensões, dividido por 3 planos e tendo 6 vistas do pé. Os planos de referência são o frontal, sagital e transversal (ver figura 2.2).

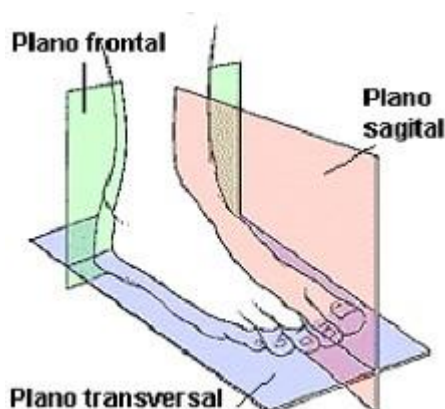


Figura 2.2 - Planos de referência anatômicos [8]

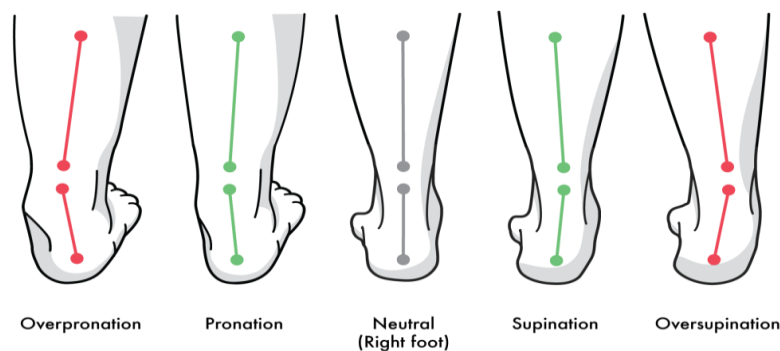
Assim, a vista que obtemos é uma vista por cima e por baixo pelo plano transversal, uma vista lateral e medial pelo plano sagital e uma vista anterior e posterior pelo plano frontal[8].

O pé suporta o peso todo do corpo e tem ainda a capacidade de grande mobilidade, com 4 graus de liberdade quando os dedos estão assentes no chão [9]. O pé tem um total de 6 movimentos cada um num único plano, (ver na figura 2.3). Os movimentos são abdução e adução (ocorre no plano transversal); movimento de inversão e eversão (ocorre no plano frontal), flexão dorsal e flexão plantar (ocorre no plano sagital)



**Figura 2.3 - Movimentos do pé em cada plano [8]**

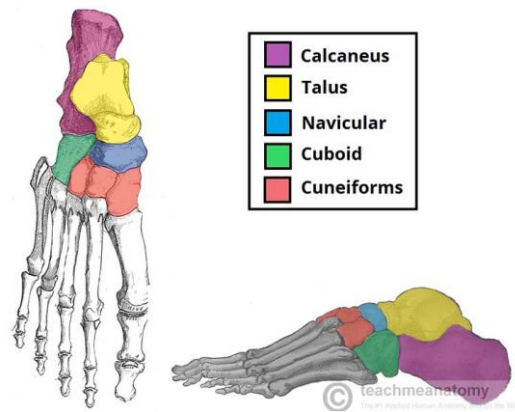
Existe ainda um movimento que ocorre nos 3 planos, a pronação e a supinação. Este movimento é o que vai ser avaliado quando o pé está apoiado (ver figura 2.4).



**Figura 2.4 – Pronação e supinação (vista anterior) [10]**

## 2.2. OSSOS

Os ossos do tarso (7) estão organizados em 3 zonas proximal (2), intermediária (1) e distal (4). Na figura seguinte (2.5) é possível ver os ossos do tarso numa vista de cima:



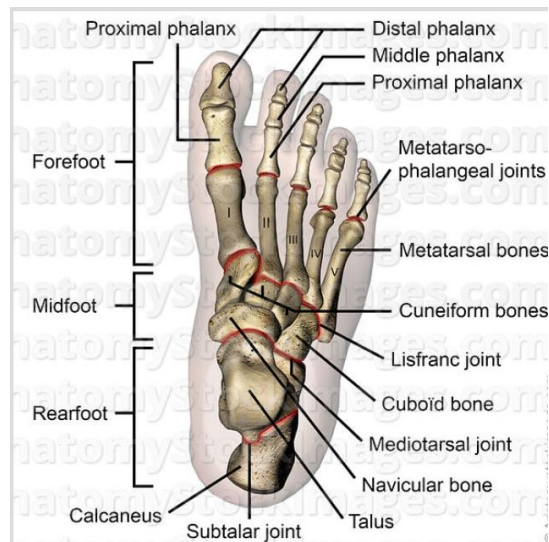
**Figura 2.5 - Ossos do Tarso [11]**

Os ossos da zona proximal são o calcâneo e o talus. Estes formam a parte traseira do pé e são também os ossos do tarso com maior dimensão. O talus é responsável pela transmissão do peso de todo o corpo para o pé, transmitindo forças da tíbia para o calcâneo. O talus é o osso do pé mais responsável pela estabilidade do corpo. Este tem 3 articulações, apresentadas no próximo subcapítulo.

O calcâneo é o maior osso do tarso. Este suporta o peso do corpo quando o calcanhar toca no chão durante a marcha. O calcâneo tem duas articulações. Apenas existe um osso na zona intermediária, chamado navicular. [9]

Na zona distal estão presentes 3 ossos cuneiformes. Estes articulam com o navicular na parte posterior, e na parte anterior com os ossos do metatarso e, ajudam a formar o arco transversal (mostrado também mais à frente). São aqui os pontos de ligação a músculos da tíbia e da fíbula (o perónio).

Na figura 2.6 tem-se uma vista superior dos ossos do pé. O pé pode também ser dividido em 3 partes que são a parte traseira (rearfoot), parte do meio (midfoot), parte da frente (forefoot). A divisão da frente engloba os ossos do metatarso e falanges, e os ossos do tarso constituem a parte traseira e do meio [12].

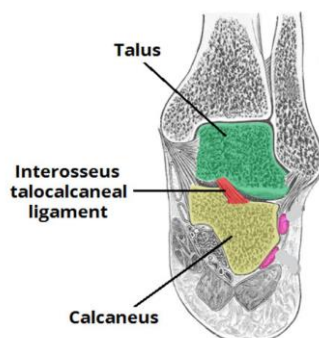


**Figura 2.6 - Ossos do pé (divisão pela vista de cima) [12]**

No metatarso estão 3 articulações: uma que liga aos ossos do tarso (articulação de lisfranc ou tarsometatarsal), uma articulação que liga os vários ossos do metatarso (intermetatarsal) e por último uma articulação que liga cada osso do metatarso à respectiva falange (metatarsofalangeal). As falanges são os ossos dos dedos, cada uma com 3 seguimentos, distal, medial e proximal (exceto o dedo grande que apenas tem 2 seguimentos) [11].

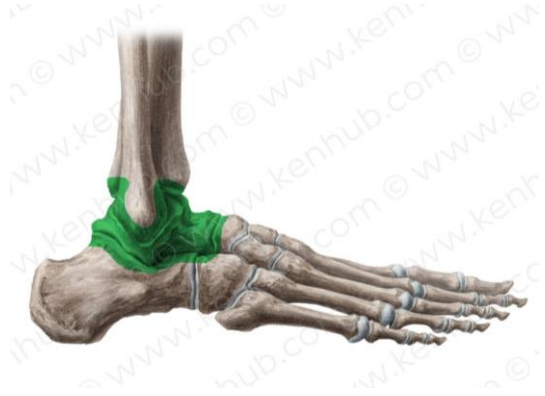
### **2.3. Articulações e Ligamentos**

Neste subcapítulo são apresentadas as articulações do pé, 31 no total. A primeira, a subtalar, garante o movimento de inversão e eversão do pé. Esta articulação é do tipo sinovial plana, que conecta a parte inferior do talus e a parte superior do calcâneo[13], como na figura 2.7:



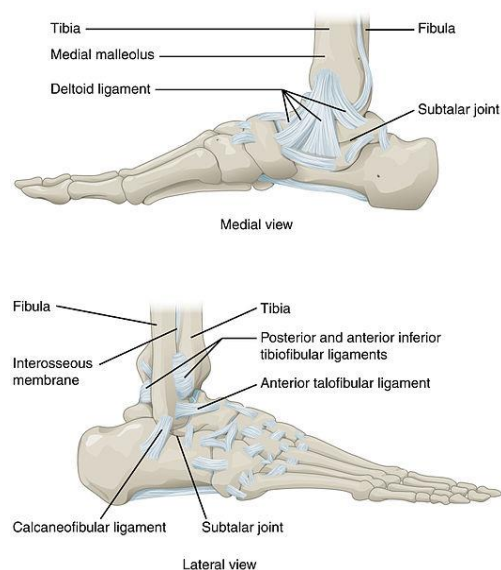
**Figura 2.7- Articulação Subtalar [14]**

A articulação do calcanhar é formada por 3 ossos o talus, a tibia e a fíbula (últimos 2 da perna). A tibia e fíbula são unidos por um ligamento tibiofibular (ver figura 2.8) que forma uma cavidade para o talus, a mortise. Esta articulação promove os movimentos de flexão dorsal e flexão plantar [15].



**Figura 2.8 - Articulação tibiofibular [15]**

Existem 2 ligamentos principais no pé estes são o ligamento medial (ou deltoide) e o lateral. O primeiro tem a forma de uma banda triangular, e tem a função de evitar o movimento de eversão excessivo. O segundo ligamento é um conjunto de 3 ligamentos na parte lateral, que resiste ao movimento em excesso de inversão. Os 3 ligamentos são o ligamento anterior talofibular, o ligamento posterior talofibular e o ligamento calcaneofibular. Representado na figura 2.9, em cima (vista medial), é possível ver o ligamento deltoide e a articulação subtalar em baixo (vista lateral) estão presentes os 3 ligamentos referidos [14].

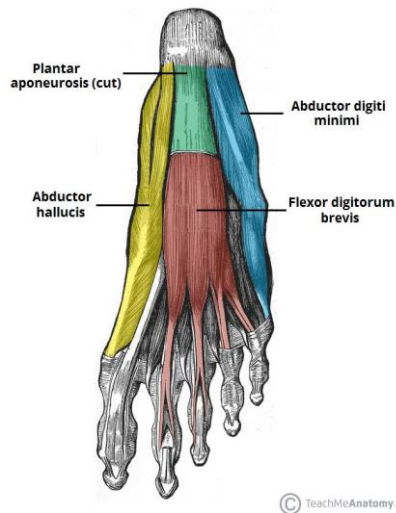


**Figura 2.9- Ligamentos do pé [13]**

A articulação do tornozelo é do tipo dobradiça e, apenas permite movimento num plano. Este movimento é de flexão plantar (através dos músculos posteriores da perna) e flexão dorsal (através dos músculos anteriores da perna). Estes serão apresentados no próximo capítulo, assim como os músculos da perna laterais.

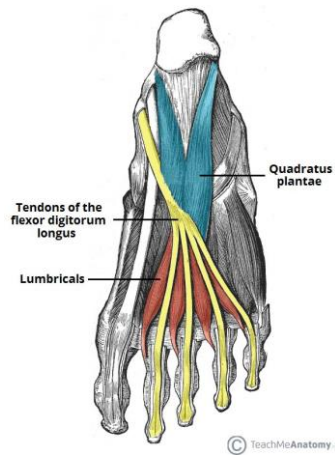
## 2.4. Músculos do pé

A planta do pé tem 4 camadas, da mais superficial para a mais interna. Estas estão representadas nas figuras seguintes. A primeira camada possui 3 músculos: o abductor hallucis, o abductor digiti minimi e o flexor digitorum brevis.



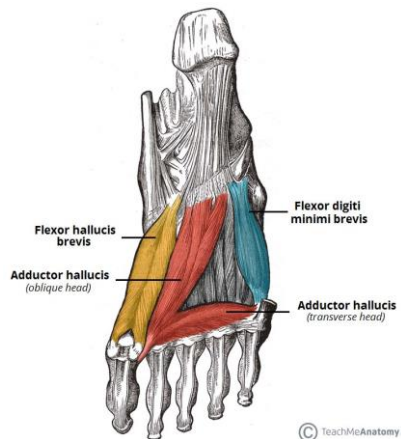
**Figura 2.10- Músculos do pé - 1ª camada [16]**

A segunda camada tem 2 músculos e 2 tendões. Os músculos são respetivamente, quadratus plantae e o lumbricals (que se divide em 4, pelos dedos), e os tendões são o flexor digitorum longus e o flexor hallucis longus.



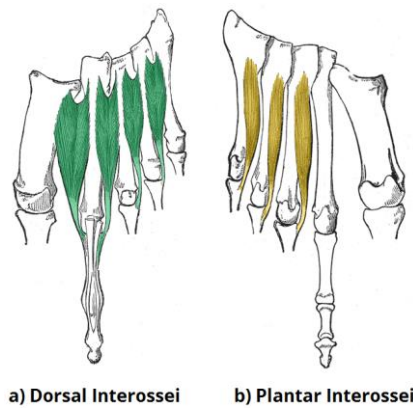
**Figura 2.11 - Músculos do pé - 2ª camada [16]**

A terceira camada é composta por 3 músculos: o flexor hallucis brevis, o adductor hallucis e o flexor digiti minimi brevis.



**Figura 2.12 - Músculos do pé - 3ª camada [16]**

Por último, a camada mais interna é composta por 3 músculos e 2 tendões. Os músculos presentes nesta camada são o plantar interossei e o dorsal interossei, os tendões presentes são o tibialis posterior e o peroneus longus [16].



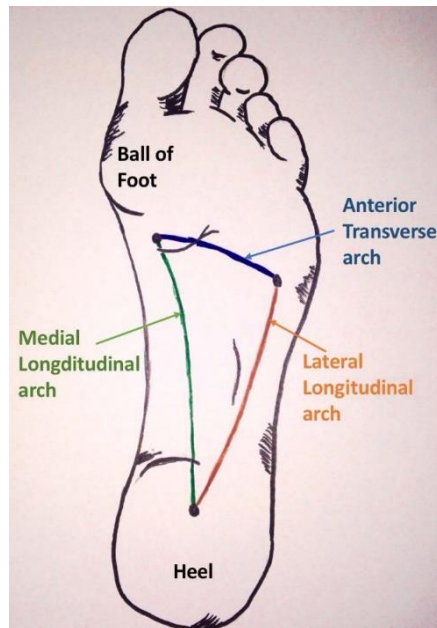
**Figura 2.13 - Músculos do pé - 4ª camada [16]**

Os músculos do pé funcionam como molas, capazes de armazenar e libertar energia com cada passada. Isto é possível com a deformação do arco que é controlado pelos músculos intrínsecos e extrínsecos. O pé faz um arco que é visível numa vista medial. No entanto esse arco é uma combinação dos 3 arcos existentes no pé. A estabilidade deste arco é um requisito para o bom funcionamento do apoio e para isso necessita de músculos estabilizadores.

## **2.5. Os arcos do pé**

A planta do pé tem 3 pontos principais em contacto com a sola. Estes pontos estão na base do tornozelo e no início dos dedos e são os pontos críticos que merecem ser monitorizados.

A anatomia do pé é importante para saber qual o design da palmilha, saber quais sensores escolher para melhor funcionalidade da palmilha sensora e onde localizá-los. A planta do pé é composta por 3 arcos, visto na figura seguinte (Fig. 2.14). Estes arcos têm a função tipo mola, de suportar o peso da pessoa ao caminhar, e ajuda na absorção de energia quando pousa o pé no chão. Cada arco inicia e termina então nos pontos críticos da planta do pé que necessitam de investigação para o correto diagnóstico.



**Figura 2.14 - Os arcos do pé [17]**

Na direção longitudinal estão 2 arcos – medial longitudinal e o lateral longitudinal. Estes arcos ligam o calcâneo (osso do calcanhar) à cabeça do 1º metatarso e o outro à cabeça do 5º metatarso. O arco medial (liga ao dedo grande) é o que tem um maior arco. Num pé em supinação este arco é maior do que o normal, enquanto num pé em pronação o arco medial é menor que o normal.

O último arco, numa direção transversal, quase paralelo à linha dos dedos do pé, chama-se anterior transversal. Este liga a cabeça dos metatarsos (1º ao 5º), onde terminam os arcos longitudinais [18].

De acordo com a bibliografia [19], a área do arco medial é a que apresenta um valor menor de pressão exercida durante a marcha, tanto a pressão média como o pico de pressão [19]. Mesmo um paciente que exerça demasiada pressão nessa área, não existe necessidade de ter sensor nessa zona, pois a área entre os dois arcos longitudinais é suficiente para um diagnóstico correto.

No entanto, para o melhor diagnóstico, é preciso ter em conta a fonte do movimento da caminhada.

## 2.6. Requisitos do dispositivo

Neste subcapítulo são referidos todos os requisitos que a palmilha sensorial deve ter. Com base nestes é possível seleccionar os sensores capazes de responder aos requisitos. Os principais requisitos são:

- $\Delta T_f$ : Intervalo de temperatura de operação: 15-40 [°C]
- $\Delta F_f$ : Intervalo de frequência de atualização: 10+ [Hz]
- $\Delta V_{in}$ : Tensão de funcionamento: 3-5 [V]
- $r \Delta S_c$ : Raio da secção de contacto com o sensor: 5-15[mm]
- Carga mínima necessária: 40[kg]  
Em pressão:  $\sim 400\text{N}/\Delta S_c = 55\text{-}230$  [kPa]
- Humidade:

## 3. Estudo do mercado

Neste capítulo serão apresentados modelos de dispositivos, semelhantes ao que está em estudo, disponíveis no mercado. Estes dispositivos foram desenvolvidos com o mesmo propósito e são mencionados neste capítulo a identificação de alguns, os produtos e o seu modo de funcionamento.

### 3.1. Novel.de PEDAR

O Pedar é um sistema que se insere dentro de um sapato e irá medir a pressão distribuída entre o pé e o sapato. Este equipamento é uma tecnologia sensorial que se pode usar enquanto caminha, durante o dia-a-dia [20]. O Pedar cria um grande potencial para a gestão online. Usando unidade de medida de inércia, o armazenamento de informação, gravação automática de dados pessoais da caminhada é possível [20]. Para além disso é feita uma previsão do ciclo da marcha e indicação da velocidade angular e aceleração linear. Para uma monitoração constante e no momento e receber alertas o equipamento está ligado por Bluetooth.

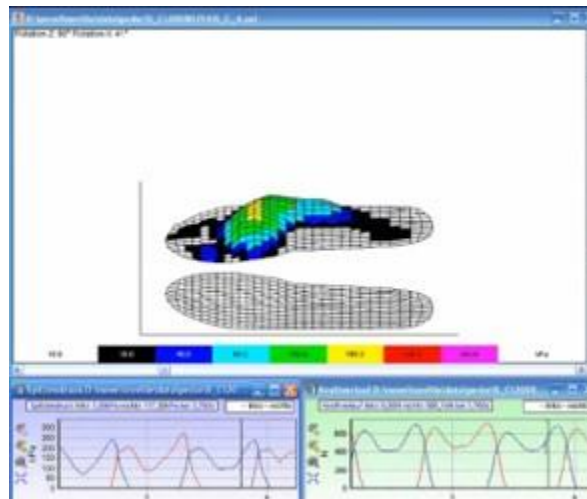


**Figura 3.1 - NOVEL.DE Pedar [20]**

O Pedar tem vários métodos de funcionamento/modos de operação. Este pode estar ligado a um computador por um fio USB ou fibra ótica ou pode comunicar por tecnologia Bluetooth alimentado por uma capacidade móvel, ou ainda armazenar toda a informação num cartão SD e fazer o download mais tarde para um computador.

O sistema Pedar usa 99 sensores flexíveis que cobrem toda área da planta do pé com uma frequência de aquisição 200Hz. O software usado no computador para visualizar os resultados pode ser em 2D ou 3D. Portanto, os sensores medem o campo de pressões nas 3 dimensões. A cada passo é apresentado o ponto de máxima pressão e o tempo de cada passada [21]. Cada sensor é calibrado individualmente, garantindo assim uma medição precisa.

A marca Novel.de apresenta vários equipamentos com detecção sensorial do movimento humano para o estudo biomecânico, e alguns destes são usados como equipamentos de apoio a diagnósticos. Outro equipamento é o Emed, usado para medir e visualizar a pressão distribuída ao longo da planta do pé. No entanto, em vez de usar uma palmilha que se pode usar durante o dia, é uma plataforma que capta a informação quando esta é pisada [22].



**Figura 3.2 - Software do Pedar [23]**

### **3.2. ORPYX SI**

A equipa do *ORPYX Medical Technologies* tem a visão de fornecer sistemas sensoriais, fáceis de utilizar, para lidar com doenças mais facilmente, aumentar a qualidade de vida, e elevar o desempenho atlético. O objetivo principal é acabar com as complicações que a doença que o pé diabético traz, afetando milhões de pessoas.

O Orpyx SI é a junção de dois dispositivos, uma sola sensorial e um relógio inteligente (figura 3.3) que recebe informação da pisada e dá avisos de problemas

ou de correção. Nesta situação, foi possível ainda pôr, em tempo real, a informação que a palmilha recebe numa aplicação do telemóvel, que também é capaz de fornecer avisos de excesso de pressão em zonas do pé, mas também tem a funcionalidade de exibir a pressão exercida nela [24].



**Figura 3.3 - Relógio inteligente; palmilha sensorial, POD, Distribuição dos sensores pela palmilha [25]**

A palmilha usa sensores de temperatura e sensores de pressão. Inserções para os sensores flexíveis de pressão de 0.6 mm foram feitas na palmilha. Cada palmilha tem 8 sensores de pressão, com um alcance de 25 – 225 mm Hg (3,33 kPa – 30 kPa), funcionam a uma frequência de 8Hz (ver figura 3.3). O equipamento tem capacidade para armazenar e transmitir toda a informação, através de um controlador, um microprocessador, equipamento de pequenas dimensões da figura 3.3. A palmilha deteta vários níveis de pressão (alto, medio e baixo) e o microprocessador enviar um sinal ao relógio quando a palmilha está a ultrapassar o nível alto, assim como a zona do pé onde acontece. A cada minuto são analisadas e categorizadas as pisadas dos 15 minutos anteriores. Os níveis de pressão são apresentados em baixo, assim como a percentagem da sua categorização:

- Alto, 95-100% é lido  $\geq 35$  mm Hg (4,67kPa)

- Médio, 35-94% é lido  $\geq 35$  mm Hg (4,67kPa)

- Baixo, 0-34% é lido  $\geq 35$  mm Hg (4,67kPa)

Os 8 sensores de pressão estão localizados ao longo de toda a palmilha: cabeça do 1º metatarso, cabeça dos metatarsos laterais (4º e 5º), hallux, parte lateral (dedos e meio do pé) e calcanhar). Toda a informação armazenada é transmitida para o relógio inteligente sem a necessidade de usar fios. Este relógio é capaz de avisar o

paciente que o usa, por meios audiovisuais e alertas vibratórios, com o objetivo de aliviar zonas que sofrem alta pressão. Estes alertas são contínuos até existir o alívio. Para além do relógio é ainda possível usar a aplicação do telemóvel e visualizar a pisada (ver figura seguinte 3.4).



**Figura 3.4 - Visualização da pisada usando o telemóvel [24]**

Na figura seguinte (3.5) é apresentado o display do relógio. A imagem da esquerda apresenta o funcionamento normal do relógio em condições saudáveis de marcha. Na imagem do meio é apresentado um alerta de alta pressão, e na imagem da direita é apresentado o local onde as altas pressões foram detetadas [25].



**Figura 3.5 - Display do relógio inteligente [25]**

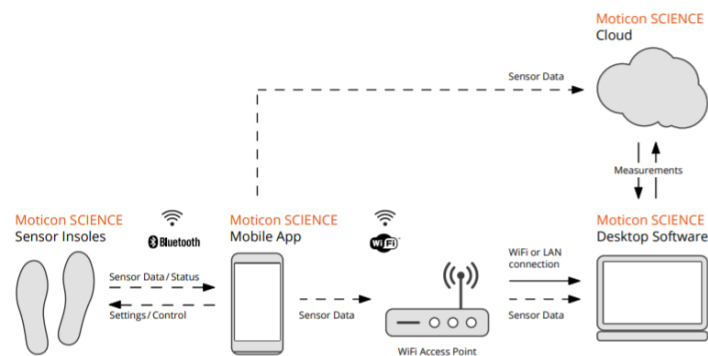
A bateria do relógio é recarregável, dura 2 dias e usa 350 mAh. No caso do equipamento, este dura 1 semana usando uma bateria, também recarregável, de 80 mAh. Caso a conexão entre a palmilha e o relógio fosse interrompida, o paciente é avisado para carregar a bateria do sensor conectando ao controlador.

A calibração dos sensores é feita mensalmente, fora do calçado, aumentando gradualmente a pressão e observando a informação dada pelo sensor, para

garantir que deteta de forma precisa 50 mmHg (6,67 kPa). Toda a comunicação entre o sensor e o relógio, através do controlador, é feita sem fios, por Wi-fi, pelo protocolo de comunicação de ANT+, que opera numa gama de frequência de 2400 – 2480 Hz [30].

### 3.3. MOTICON INSOLE 3

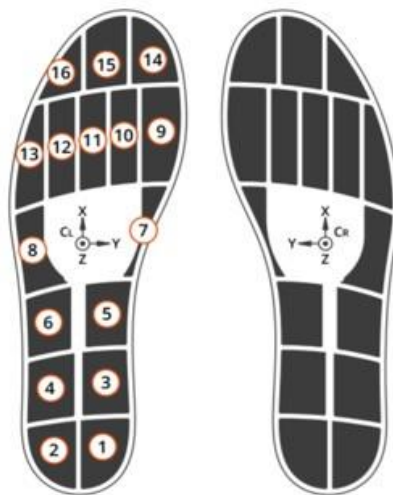
Neste subcapítulo é apresentado o dispositivo insole 3 da empresa Moticon. A Insole tem uma série de sensores flexíveis integrados no material da palmilha que funciona como uma ferramenta que visualiza a dinâmica do pé humano e mede a pressão distribuída da pisada [27]. A conectividade do sistema funciona de duas formas. Numa forma a palmilha usa Bluetooth de baixa energia, que comparado ao Bluetooth “clássico” mantém o mesmo alcance de comunicação, mas tem um custo de energia muito mais reduzido, com um alcance até 5 m e capaz de transmitir dados a uma velocidade de 54 kB/s. Esta forma de conexão conecta a palmilha a um telemóvel (usando a aplicação de telemóvel SCIENCE). Numa outra forma de conexão, permite armazenar a informação proveniente dos sensores numa memória ou então para transmitir em tempo real para um computador usando uma conexão Wi-Fi [28]. Na figura 3.6 está representado um esquema das duas formas de conexão.



**Figura 3.6 - Modo de conectividade da Insole 3 [27]**

A palmilha Insole 3 é composta por 16 sensores de pressão do tipo capacitivo e 3 acelerómetros. A pressão máxima lida pelos sensores está limitada aos 500 kPa, e têm uma resolução de 2,5 kPa. O sistema é alimentado por uma pilha tipo botão (bateria de ião de lítio), que fornece uma voltagem de  $3,7\text{ V} \pm 0,4\text{ V}$ , recarregável. Tem a possibilidade de armazenar a informação na nuvem (cloud) ou transmitir para um computador. Na figura 3.7 está representado a disposição dos sensores

na palmilha e os seus eixos de orientação. A Motioncon investiu na venda de palmilhas de vários tamanhos diferentes (9), e a relação de área coberta por sensores vai de 62,5% (tamanho 1) até 67,4 % (tamanho 9). A informação apresentada nas especificações indica que existem diversas frequências de aquisição: 10Hz, 25 Hz, 50 Hz e 100 Hz. Para uma monitorização dos sensores a 10Hz, o equipamento funciona durante ~16horas, e para 100Hz existe uma redução no tempo até ~30 minutos [29].



**Figura 3.7 - Palmilha da Insole 3 [29]**

## **4. Desenvolvimento**

### **4.1. Material da Palmilha**

O material da palmilha tem requisitos importantes. É necessário que a palmilha se adeque bem aos sensores e ao pé para reduzir de forma eficiente a pressão de pico nos diversos pontos do pé. Devido à baixa rigidez da palmilha, esta funciona como almofada, suavizando assim a distribuição do campo de pressões e aligeirando os picos máximos. Estudos feitos apresentam materiais flexíveis que irão se adaptar melhor à forma do pé, que tem por consequência o aumento da área de contacto, ao contrário de materiais mais rígidos [2].

Esta palmilha deve moldar-se bem em torno do arco medial, para garantir menor pressão nesta região e desviando o peso para o arco lateral. Existe informação desconhecida em relação ao uso de palmilha com multimateriais. [2] Acrescentar que uma palmilha composta por diversas camadas com diversos tipos de rigidez tem uma melhor eficiência na redução da pressão de pico no pé [2].

A camada inferior deverá ter uma rigidez mais elevada para tocar no chão e não haver uma deformação grande, enquanto a camada superior, que contacta com o pé, deve ser mais flexível e capaz de se moldar ao pé e absorver a energia durante a caminhada.

As camadas da palmilha têm ainda de garantir o suporte e proteção de todo o material sensorial e eletrónico. Os sensores devem sentir a pegada, mas não podem ser esmagados demais para não perder a sua funcionalidade assim como qualquer cabo de ligação. Os tipos de materiais mais usados são espuma de palmilha, palmilha de gel, cortiça, palmilha de couro. Destes, o material da palmilha de espuma é aquele que tem mais características de moldar, e aliviar o pico de pressão. O gel tem grande capacidade de absorção da pancada. A cortiça tem uma ligeira capacidade de se moldar ao pé [30].

O material usado no estudo mencionado em cima [31] foi identificado como o mais apropriado para a diminuição da pressão de pico na planta do pé. Este material é Plastazote®, um material do tipo espuma de polietileno com grande capacidade de se moldar, leve e não prejudicial em contacto com a pele humana com 3 tipos de densidade conhecidas. Outro material, que apresentou bons

resultados na diminuição da pressão de pico, é o Spenco® [31]. Este é uma espuma de neopreno (polímero). Um destes materiais deve estar contido na camada superficial que contacta com o pé.

## **4.2. Sensor**

O sensor selecionado para este trabalho deve cumprir os objetivos estabelecidos pela palmilha. Esta deve ler a pressão que o pé exerce na mesma. O sensor deve ser capaz de ler a pressão que o pé faz em cada pisada. Esta variação de pressão implica uma deformação, que pode estar diretamente relacionada com uma variação de uma grandeza física mensurável, como a resistência interna do sensor (por exemplo). A pressão altera as dimensões do sensor e desta forma o seu sinal de saída. A necessidade de monitorização da temperatura é um fator importante como apresentado antes, assim como a humidade. No entanto não irá ser implementado neste trabalho.

Os sensores habituais são rígidos e imóveis. Neste trabalho a necessidade de usar um tipo de sensor mais evoluído e recente irá dar uma maior credibilidade pois afetará os resultados de grande forma. A forma do pé, em modo estático ou dinâmico, tem uma forma não linear e não uniforme, implicando que o sensor se molde à forma do pé como uma palmilha.

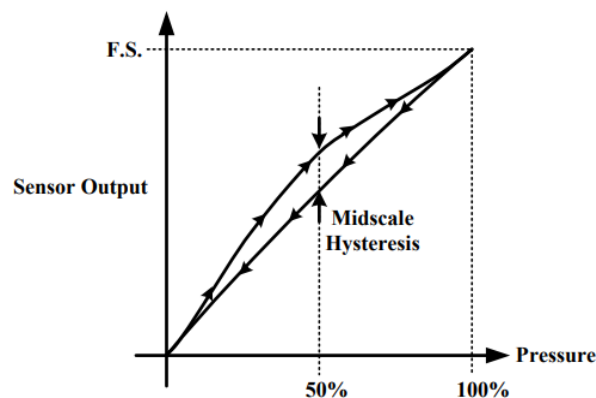
Cada sensor deve ter pequenas dimensões para uma leitura limitada, mas eficiente para a área a medir, preparado para uma pessoa entre 60-80 kg. Sendo uma pressão uma força (N) aplicada numa certa área ( $m^2$ ), temos a unidade do pascal ( $Pa = N/m^2$ ). O sensor escolhido terá de seguir critérios de classificação estáticos, dinâmicos e ambientais [32].

As características estáticas estudadas variam muito lentamente ao longo do tempo, e são a histerese, a linearidade, a repetibilidade e a sensibilidade. As características dinâmicas são características que relacionam a resposta do transdutor com as variações temporais do sinal de entrada, que são o tempo de atraso, tempo de subida e tempo de resposta (ou frequência superior e frequência inferior de corte e a largura da banda) [32].

Será ainda necessária uma descrição das características ambientais que relacionam a atuação do transdutor com as condições externas do ambiente, que

são a temperatura ambiente, pressão ambiente, humidade e interferências eletromagnéticas [32].

A histerese pode ser observada no out-put quando se aumenta e diminui a carga aplicada. O gráfico da histerese deve ter no eixo vertical o out-put do sensor, tensão ou resistência, e no eixo horizontal a carga aplicada. A grandeza medida pelo sensor deve aumentar proporcionalmente até atingir o seu limite de saturação, e a diminuição da carga, idealmente, devia seguir a mesma relação. No entanto, a curva que relaciona a grandeza do sensor e a pressão, na prática, é diferente para o carregamento e o descarregamento, como se pode ver na figura seguinte 4.1.



**Figura 4.1 - Gráfico comum da histerese [33]**

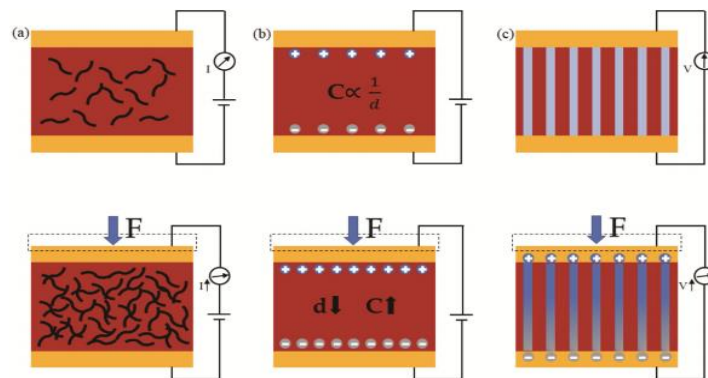
A linearidade é apresentada num gráfico que relaciona, por exemplo, a tensão de saída com a pressão aplicada. A forma do gráfico pode então ser aproximada por uma função linear ou exponencial, por exemplo. Um sensor com um comportamento linear é o mais indicado, pois é a equação mais simples para calibração e processamento de sinal. [33]

A repetibilidade está relacionada com a fiabilidade das medições do sensor, passado um longo tempo. Ciclos de altas cargas ou longos períodos podem causar deformações plásticas no sensor, assim como a deformação devido a altas temperaturas. Estas deformações plásticas alteram permanentemente e irão alterar os valores medidos e a curva de calibração [33]. Neste caso é necessário recalibrar os sensores, ou seja, obter o novo gráfico que relaciona a pressão com o out-put.

A sensibilidade é como uma pequena variação de entrada de pressão vai fazer variar o sinal de saída. Todas as características do ambiente podem afetar os valores medidos pelo sensor. A ficha técnica de cada sensor tem presente uma gama de temperatura de funcionamento em que não causa deformação ao sensor.

A resolução espacial é uma característica que indica a quantidade de elementos sensores por unidade de área do sensor. A frequência de amostragem é a quantidade de vezes que o sensor mede por segundo. Uma frequência superior a 50 Hz é o aconselhado para estudos de marcha. [34]

Os sensores de pressão flexíveis são eficientes no sentido de sensibilidade, resolução e resposta rápida [35]. As funcionalidades de um sensor de pressão flexível são principalmente duas: a conversão de pressão em sinal e a sua flexibilidade de se moldar às superfícies. O principal uso destes sensores é para a monitorização da saúde e aplicações de enfermagem. Uma característica única é a capacidade de autorregeneração e funcionarem como fonte de alimentação deles próprios. [36]



**Figura 4.2 - Esquema dos 3 tipos de transdução flexível. (a) piezoresistivo, (b) capacitivo, (c) piezoelétrico [36]**

As 6 tecnologias principais usadas pelos sensores de pressão são:

Sensor de pressão piezoresistivo

Sensor de pressão piezoelétrico

Sensor de pressão capacitivo

Sensor de pressão resistivo

Sensor de pressão indutivo

Sensor de pressão ótico

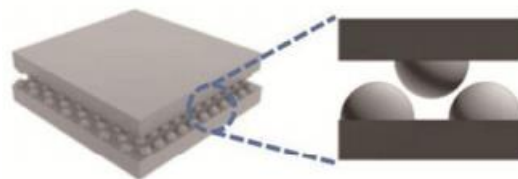
Das tecnologias mencionadas em cima, apenas 3 têm o modo mais recente de sensores flexíveis. Nomeadamente os capacitivos, piezoelétricos e os

piezoresistivo, como na figura 4.2. O princípio de funcionamento simples dos sensores capacitivos e piezoresistivo potenciam a sua investigação e, por consequência, a sua fabricação. Ambos são considerados de alto desempenho e alta sensibilidade. [34] Estes sensores flexíveis são caracterizados pela sua espessura fina. Caso contrário, fariam leituras muito elevadas. Os sensores resistivos por norma leem a pressão de pico numa área. Por esta razão o seu valor é por norma bastante elevado, comparando com os sensores capacitivos, que fazem leituras de valores muito menores, e que medem a pressão média distribuída numa área maior.

#### 4.2.1. Sensor piezoresistivo

Os sensores de pressão piezoresistivo têm um princípio de funcionamento muito básico descoberto por Lord Kelvin [37]. Ele descobriu que alguns metais alteram a sua resistividade quando lhes é aplicado uma carga. A variação das dimensões irá resultar na variação da resistência do material condutor. Considerando a lei de Ohm ( $V=RI$ ), para uma corrente constante, então a variação de potencial  $V$  será igual á variação da resistência  $R$ . Este tipo de tecnologia funciona para qualquer das 4 aplicações mencionadas antes, em baixas pressões. Estes sensores apresentam alta sensibilidade e resistência térmica, mas têm um sinal de saída fraco [38].

Todos os sensores de pressão funcionam de forma semelhante. O que importa salientar é a composição dos materiais de cada um. Os sensores piezoresistivo são compostos por materiais semicondutores, como microestruturas de PDMS (Dimetil polissiloxano) usadas como substrato, combinadas com nanotubos de carbono e grafeno. Esta combinação cria uma estrutura com volumes vazios, como apresentado na figura 4.3. Quando estes materiais são pressionados e a área de contacto e a sensibilidade do sensor aumentam a resistividade que diminui. [36]



**Figura 4.2 - Microestrutura de um sensor piezoresistivo [36]**

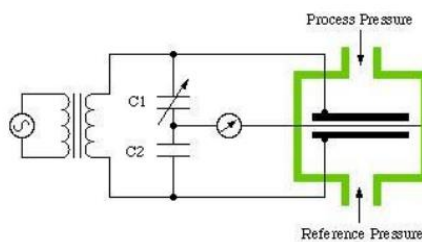
A tecnologia destes sensores, comparados com os sensores tradicionais, apresentam muitas vantagens como fácil comunicação com outros elementos elétricos, pequenas dimensões, baixo consumo de energia, alta precisão, baixo preço e alta fiabilidade. Estes sensores necessitam de uma fonte de alimentação para se fazer notar a diferença de resistência que altera a tensão.

#### 4.2.2. Sensor capacitivo

Os sensores de pressão capacitivos são semelhantes aos piezoresistivo, no entanto têm um tempo de resposta bastante mais curto e um consumo de energia menor. A capacitância é calculada pela equação seguinte onde  $C$  é o valor da capacidade elétrica,  $\epsilon$  a constante dielétrica,  $A$  representa a área de contacto entre ambas as placas superior e inferior e  $d$  a distância entre essas placas [36]:

$$C = \epsilon A / d \quad [36]$$

Os sensores capacitivos são formados por duas placas condutivas e carregadas eletricamente que são separadas por uma camada de isolante elétrico (dielétrico elástica) que causam a polarização em cada placa [36]. Quando pressão é aplicada nas placas, a camada dielétrica deforma e as placas condutivas aproximam-se uma da outra resultando numa variação de tensão proporcional à deformação. Na figura seguinte está apresentado o esquema do sensor:



**Figura 4.3 - Sensor capacitivo [33]**

Os sensores capacitivos têm grande sensibilidade e também precisão, porém sofrem de alterações com pequenas vibrações, que para o uso em caminhadas não terá o efeito pretendido [36].

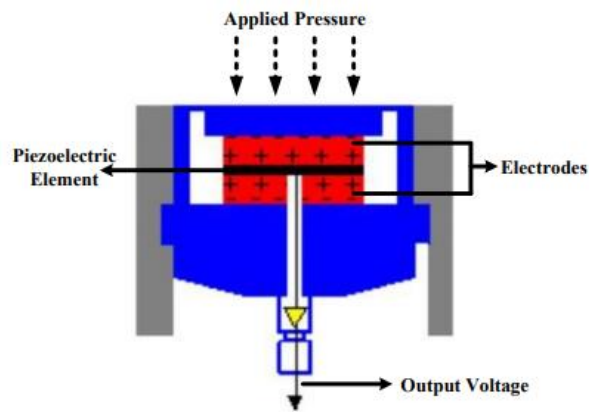
### **4.2.3. Sensor piezoelétrico**

Nos sensores de pressão piezoelétricos são usados materiais piezoelétricos. Certos materiais dielétricos sob pressão apresentam o efeito piezoelétrico que produz um campo elétrico quando o material é deformado. O material é composto por duas placas separadas por uma distância, como representado na figura 4.2. Estes sensores são altamente sensíveis e têm um tempo de resposta muito curto para pressões que alteram rápido (movimento dinâmico). No entanto, a sua resposta para movimentos estáticos não existe. [36]

Este efeito acontece quando um material sofre uma deformação devido a forças externas. Quando a pressão é aplicada existe uma polarização das cargas interna que estão em superfícies opostas e quando essa força desaparece o material retoma a sua forma inicial.

Muito normalmente, os sensores piezoelétricos com finalidade de uso em clínica medicinal são compostos por polímeros, como Fluoreto de polivinilideno (PVDF), e materiais inorgânicos como o óxido de zinco (ZnO). A razão disto é devido aos sensores poderem ter espessuras pequenas e flexíveis que permitem a deformação. Uma camada de metalização é aplicada em ambas as placas para permitir conexões elétricas. [34]

Esta família de sensores não necessita de uma fonte de alimentação como os piezoresistivo ou capacitivos. Isto porque os próprios compostos formam o campo elétrico que enviam o pulso elétrico momentâneo. Daí os sensores piezoelétricos funcionarem apenas com aplicações dinâmicas, pois uma força estática não cria variação no campo elétrico resultando numa tensão nula. Na figura 4.4 ilustra a construção de um sensor piezoelétrico. Estão presentes duas camadas de eletrodos e a distância entre eles, onde está presente a camada dielétrica.



**Figura 4.4 - Sensor piezoelétrico [33]**

#### **4.2.4. Sensor resistivo**

Os sensores resistivos medem a resistência numa camada de espuma condutora entre dois eléttodos. A corrente elétrica aumenta na camada condutora, quando a resistência diminui, com a deformação do sensor que é proporcional com a pressão aplicada. [34]

Ao aplicar pressão, as partículas condutoras têm maior área de contacto. A camada condutora é composta por uma matriz polimérica que contém partículas condutoras e não condutoras, numa escala da fração do micro.

Após ter escolhido a aplicação e tecnologia do sensor mais apropriada é necessário ter certos fatores em conta. Antes de tudo é importante que o sensor escolhido consiga fazer leituras da pisada, que os limites e a sensibilidade do sensor estejam na escala correta.

Portanto, para pessoas com 70kg de massa, estas vão exercer  $70 \cdot 9.8$  N de força compressiva no chão. Em marcha medirá em média um valor próximo dos 350N de força, que pode atingir um valor máximo, aproximado, de 700N se estiver apoiado só num pé ou um valor mínimo de 100 ou 150N. Os limites dependem da massa da pessoa.

Outro ponto a ter em conta é a precisão do sensor. A precisão é um conjunto de valores que são imprecisos, ou seja, que têm um desvio conhecido do valor ideal [39].

O tamanho do sensor é outro fator a ter em conta. A sua dimensão irá determinar a quantidade de sensores necessários. Os sensores irão estar embutidos na palmilha, daí que a sua área não pode ser muito grande, pois precisa de diversos sensores. Também a espessura destes não pode ser exagerada. Estando na palmilha, os sensores podem atingir temperaturas de 40°, em caminhada, se o solo também estiver quente.

A frequência do sensor terá de ser elevada. Mesmo que ambos os pés exerçam as pisadas em cada 2/3 segundos, o sensor tem de atualizar o valor de pressão lido durante a pisada, e esta muda a cada instante.

### 4.3. Sensor FSR 402

O sensor escolhido para o projeto é um sensor da empresa Interlink Electronics FSR da serie 400, que faz parte da família de sensores de Force Sensing Resistor. Este é um sensor de pressão flexível com um campo de medida entre 100 e 10 000 gramas. Cada sensor pode ter uma variação de 10% o que implica dezenas de Ohm [40].

Na figura seguinte está a representação do esquema elétrico usado com o sensor. A figura apresenta o circuito com uma resistência variável e constante. A resistência constante irá definir a gama de pressões a que o sensor estará exposto, enquanto a variável irá alterar o sinal de tensão de saída (Vout). A força que se aplica no sensor irá ser de acordo com o seu limite de medição. Quando se atinge o seu limite de força (neste caso 10 kg) o sensor fica saturado e não tem qualquer alteração no seu sinal de saída.

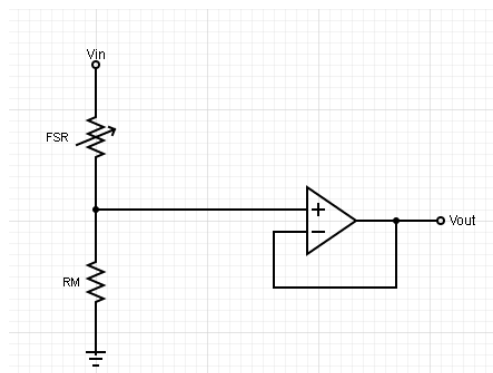


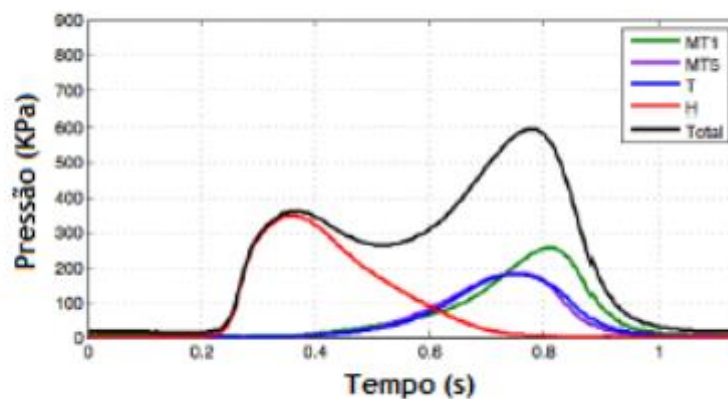
Figura 4.5 - Esquema elétrico

A escolha deste sensor tem em conta um estudo feito, vendo a pressão máxima exercida em zona específicas do pé. Nesse estudo, desenvolvido por uma aluna da UBI, “Projeto de uma palmilha sensora para pacientes diabéticos”[46], é indicado a posição ideal dos sensores. O posicionamento deve estar nas regiões com maior probabilidade de aparecimento de úlceras devido à maior pressão local. As regiões são os metatarsos (MT1 e MT5), a zona do calcanhar (H) e ainda a zona do primeiro dedo (T), como representado na figura 4.7.



**Figura 4.6- Ilustração das zonas que necessitam ser sensoriadas [41]**

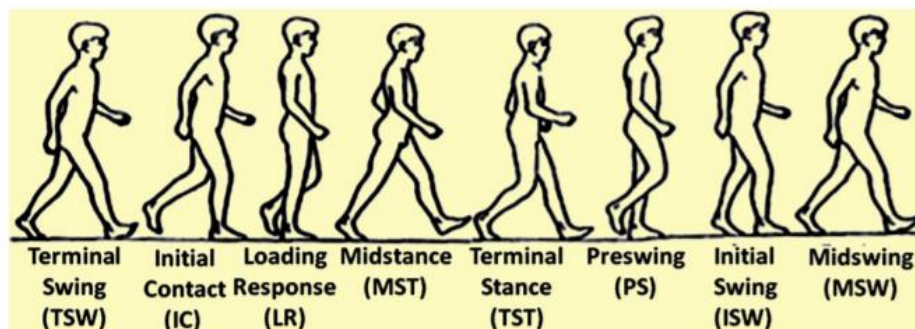
Na figura 4.8, o gráfico mostra a variação de pressão em diferentes regiões, ao longo de um ciclo de marcha de um paciente. É possível verificar que a pressão máxima que o pé atinge é na região do calcanhar, atingindo uma carga de 350 kPa. É com base na pressão medida e na secção de medida do sensor selecionado que foi calculada a força máxima que o sensor deve ser capaz de medir. Um estudo [43] conclui que a pressão máxima aceitável para não desenvolver úlceras é de 200 kPa.



**Figura 4.7 - Gráfico da leitura dos sensores na palmilha [41]**

No gráfico da figura 4.8, são apresentadas as 5 curvas de pressão ao longo do tempo correspondentes à medida em cada sensor. Num ciclo de marcha, de duração 1 segundo, o peso total da pessoa vai ser distribuído nas regiões dos sensores na planta do pé. No gráfico estão presentes apenas as medições de 1 pé. No início do ciclo da caminhada o calcanhar suporta a grande parte do peso. A evolução da pressão exercida na região do calcanhar está representada pela linha vermelha de nome H. Com a continuação do movimento, no intervalo entre os 0.4s e 0.7s, parte do peso passa para a região do meio do pé (midfoot) e a carga diminui no calcanhar. No instante 0.8s, no final do ciclo da marcha, o calcanhar já não está em contacto com o chão, ou seja, a pressão anula-se. Nesse instante, os metatarsos 1 e 5 (MT1 e MT5) suportam a maior parte do peso da pessoa, substituindo o calcanhar. Termina o ciclo por libertar a parte da frente do pé (forefoot) iniciando o ciclo de pressões no pé esquerdo.

Ao dividir um ciclo em 3, tem-se que dos 0s aos 0.4s é o início do ciclo, onde existe o primeiro apoio. Em seguida, dos 0.4s aos 0.7s é onde ocorre a transferência de energia do calcanhar para a parte da frente do pé, que corresponde ao intervalo intermédio do ciclo. O último intervalo dos 0.7s aos 1.0s, é onde o pé tem todo o seu apoio na parte da frente e ocorre o levantamento do mesmo. A linha preta representa um somatório de todas as pressões aplicadas no pé. Multiplicando esta pressão pela área dos sensores tem-se a variação da força compressiva ao longo de um ciclo de marcha. É visível que na divisão inicial da caminhada a força total é equivalente à força que o calcanhar exerce, pois esta é única região que está apoiada. Na divisão seguinte a força total diminui, pois, o pé contrário está em transição para última etapa do ciclo onde é apoiada a região frontal do pé. No último intervalo, dá-se o aumento da força total devido ao pé contrário deixar de ter contacto com o solo e é a transição para iniciar o novo ciclo [44]. Esta é uma análise de uma vista lateral da marcha, como representado na figura 4.9.



**Figura 4.8 - Biomecânica do ciclo da caminhada [44]**

Se a análise for vista de cima, ou seja, perceber se o pé apoia mais no arco lateral ou medial, então a preocupação deve ser em analisar a intensidade do apoio nos metatarsos. Se houver muito mais apoio no metatarso 1 (curva verde do gráfico), então existe um apoio no arco medial, portanto o pé sofre the pronação. Caso a intensidade de apoio seja maior no metatarso 5 (linha roxa) então o apoio está no arco lateral e o pé sofre de supinação.

#### 4.3.1. Princípio físico da medição da pressão

O sensor consiste em 2 membranas separadas por uma camada de ar criada por um espaçador de certa rigidez capaz de criar uma camara de ar, com uma pequena altura. Quanto maior a pressão exercida na membrana, mais pontos ativos irão entrar em contacto ocorrendo “curto circuitos” locais, diminuindo assim a resistência, e alterando a tensão de saída [45].

Na figura 4.10 está presente a composição do sensor, onde é possível ver na membrana de baixo a rede de elétrodos, que irão diminuir a resistência de acordo com a pressão exercida na membrana de cima que causa o contacto entre as duas. A ligação dos elétrodos é feita à extremidade com a forma de uma cauda, que é o local onde se liga à fonte de tensão e se mede o sinal de saída.

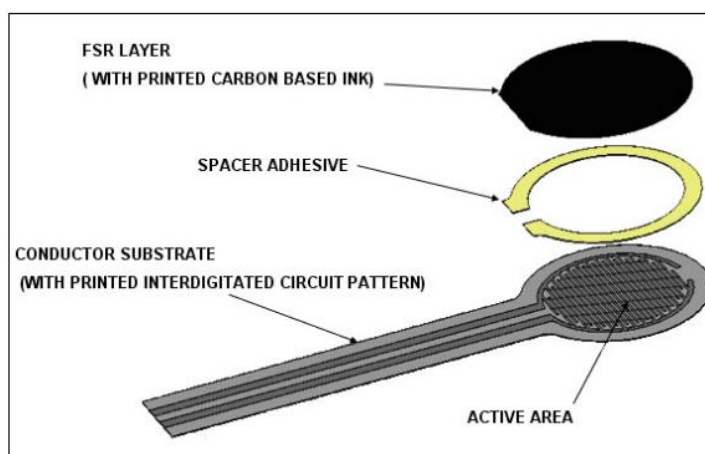
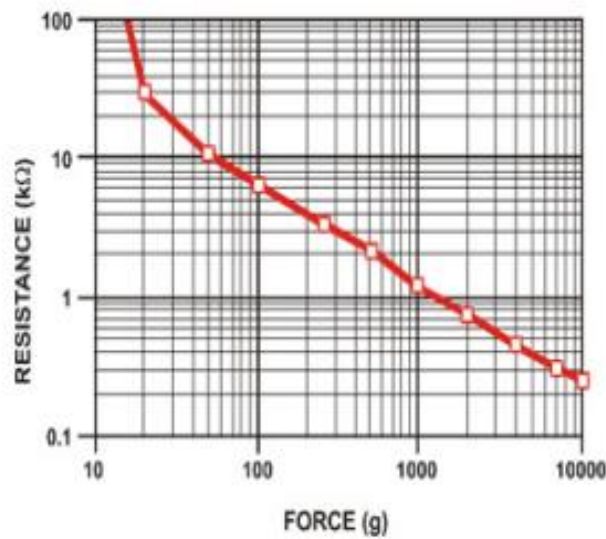


Figura 4.9 - Construção do sensor FSR [40]

De acordo com a ficha técnica do produto, foi possível retirar o gráfico da curva de calibração, que relaciona a resistência à força exercida. O gráfico é obtido

através de um teste usando um durómetro. O resultado é descrito como a variação da resistência que é inversamente proporcional à força aplicada.



**Figura 4.10 - Gráfico da curva de força do sensor FSR 402 [40]**

Quando não existe nenhuma força a atuar no sensor, este comporta-se como uma resistência infinita, ou seja um circuito aberto, onde não tem tensão de saída. A curva de calibração da figura 4.11 é do sensor do modelo 402 com uma secção de meia polegada (12,7 mm). Ainda de acordo com a ficha técnica, este passa a circuito fechado, com uma pressão de 0.1 N equivalente a, aproximadamente, 10 g. A este valor FSR funciona como uma resistência de 100 kΩ. O alcance de carga detetada pelo sensor é de 10 kg e aí FSR tem a resistência mais baixa que ronda os 250 Ω. No caso da carga ser demasiado baixa, menor que 10 g, a resistência tem um valor infinito e no caso da carga ser demasiado alta, maior que 10 kg, então a resistência irá ter um valor quase nulo, tornando assim a curva numa assintota. Entre cerca de 20 g e as 10000 g pode verificar-se um comportamento linear na escala logarítmica.

#### **4.3.2. Teste ao sensor**

O sensor tem dois cabos ligados no circuito de cada cauda para uma melhor ligação aos instrumentos de medida. Na figura 4.12 pode-se ver o resultado.



**Figura 4.11 - Sensor FSR 402 usado**

Para a imitação da palmilha é utilizado um material esponjoso (EVA), com 3 camadas coladas, 2 inferiores e 1 camada superior ao sensor. Foi usado uma cola de ciano acrilato para a montagem.

Inicialmente foi usado um Ohmímetro para medir a resistência interna do sensor FSR. A partir de uma pressão mínima foi medida a resistência do sensor, e aumentou-se a carga gradualmente até atingir o limite. A pressão foi representada por pesos colocados dentro de um depósito posicionado em cima da palmilha. Em cada patamar de pressão o sensor foi deixado num período, de 10 segundos, para verificar como a resistência do FSR ( $R_{FSR}$ ) se altera, ao longo do tempo. O objetivo foi medir o efeito de relaxamento.

Este teste teve duas etapas. Na primeira etapa vão ser feitas medições de 10g a 150g, com patamares de 10 g. Isto porque o sensor neste intervalo tem uma menor sensibilidade. Então, os resultados de um patamar para o outro podem ser muito diferentes. Na segunda etapa foram feitas medições de 500g a 10 000g com patamares de 500 g.

A tabela é a mesma para altas cargas, alterando o valor da carga. Os valores de carga, na prática, serão aproximados e não exatos. A seguinte tabela foi a usada para as medições.

O gráfico para este teste é expectado que seja uma curva linear negativa numa escala logarítmica. No gráfico, para o valor da carga mais baixa a resistência será a mais alta, e irá diminuir proporcionalmente quando a carga aumenta, onde  $R_{FSR}$  atinge o valor mais baixo para a carga de 10 kg.

Num gráfico carga (kg) por tempo (s) terá o aspeto escada linear positiva, com uma carga constante em cada subida de patamar. O teste resume-se a adicionar X peso a cada Y tempo e verificar a veracidade do valor da resistência durante Y e a linearidade desde o início ao fim. Na prática, será adicionado 10 g (X) a cada 10 segundos (Y), e consegue-se obter uma linha da média de quinze pontos lidos.

Não se pode sobrecarregar o sensor devido ao facto de causar deformação plástica no sensor e no circuito interno. O teste deve cumprir com a escala de peso admissível estabelecido.

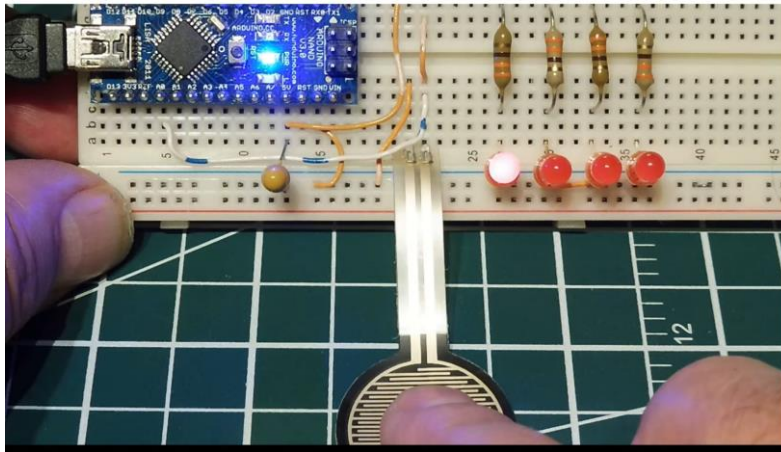
O segundo teste será para obter a curva de histerese do sensor. O teste passa por aumentar a carga no sensor gradualmente até atingir o seu máximo (fazer um tempo de espera) para depois diminuir a carga até ao valor mínimo admissível, repetindo o ciclo de seguida para comprovar a repetibilidade do teste. Com este teste é possível obter a curva de voltagem nominal.

O gráfico força (kg) por tempo (s) esperado para este teste terá um aspeto de dois triângulos com uma pausa no topo (carga mais elevada). O segundo triângulo será usado para verificar a repetibilidade do primeiro.

Estes testes serão feitos para uma melhor calibração do sensor. Vimos antes a composição do sensor e como as membranas diminuem a resistência, havendo contacto em mais pontos ativos, criando “curto circuitos locais” [40].

### **4.3.3. Ligação do sensor**

Uma forma de ligar o sensor é fazendo a ligação direta a uma breadboard (figura 4.13) [38]. É ainda possível fazer a ligação com um conector tipo grampo (fêmea) ou com um conector de contacto Phoenix.



**Figura 4.12 - Ligação do FSR à breadboard [46]**

Na figura 4.14, estão presentes 2 modos de funcionamento do sensor. Num modo, funciona com os 4 LEDs vermelhos em que irá acender cada LED à medida que se atinge um nível de pressão. Cada LED está ligado à sua resistência. Ao aumentar a força exercida no sensor, irá deixar aumentar a tensão de saída aumentando, consequentemente, a tensão que percorre para o circuito dos LEDs. Se todos os LEDs estiverem desligados, então indica que não atingiu o patamar mais baixo de pressão. Quando todos os LEDs estão ligados indica que se atingiu o patamar mais alto de pressão. Toda a informação é possível ser armazenada no arduino, que tem uma ligação USB.

Num segundo modo, irá usar-se na mesma o arduino, mas neste caso, apenas existe um LED de funcionamento. Este LED (azul) está presente no arduino, e funciona como interruptor “On/Off”. Se clicar o sensor, o LED fica ligado, e se clicar novamente, o LED desliga. Deve existir um valor de pressão mínima para ativar LED.

O primeiro método tem um sinal proveniente do sensor não polarizado enquanto o segundo método tem um sinal polarizado.

Este sensor será usado com o modo não polarizado, o que significa que funciona como um interruptor que apenas dá tensão à saída quando a entrada tiver tensão, de forma proporcional. Um sensor não polarizado necessita apenas de um impulso da fonte para a tensão de saída ficar ativa. No entanto, o objetivo é ter uma escala analógica que varie com a caminhada e não um sinal que indique se está ativo ou não.

A figura 4.14, representa a diferença de um sinal não polarizado e polarizado[47].



Figura 4.13 - Sinal não polarizado do lado esquerdo e polarizado do lado direito [47]

Pelo circuito elétrico da figura 4.6, é possível dizer que o FSR é um sensor resistivo variável, e ainda existe uma resistência fixa  $R_m$ . Esta resistência irá variar de acordo com a força que se irá exercer. Pela tabela seguinte é possível ver o valor da resistência  $R_{FSR}$ ,  $R_m$  e também da corrente [45].

Tabela 4.2 - Valor aproximado de voltagem e corrente

| Force (lb) | Force (N) | FSR Resistance | FSR+R Ohm  | Current thru FSR+R | Voltage across R |
|------------|-----------|----------------|------------|--------------------|------------------|
| None       | None      | Infinite       | Infinite   | 0 mA               | 0 V              |
| 0,04       | 0,2       | 30 kOhm        | 40 kOhm    | 0,13 mA            | 1,3 V            |
| 0,22       | 1         | 6 kOhm         | 16 kOhm    | 0,31 mA            | 3,1 V            |
| 2,2        | 10        | 1 kOhm         | 11 kOhm    | 0,45 mA            | 4,5 V            |
| 22         | 100       | 250 Ohm        | 10,25 kOhm | 0,49 mA            | 4,9              |

Pela tabela, para uma força de 100 N (10 kg), é possível ver que FSR tem o valor de 250 Ohm e o valor da resistência  $R_m$  é de 10 kOhm em todos os casos; O valor da corrente deve ser 0,49 mA e a voltagem de  $R_m$  é 4,9 V.

Para um uso dinâmico, a recomendação é usar um conversor corrente-para-voltagem. O circuito tem uma proporcionalidade entre o aumento de força aplicada e a voltagem de saída. Esta linearização em  $V_{out}$  irá otimizar a resolução e simplificar a informação obtida.

Na figura 4.15 pode observar-se a ligação do sensor FSR a um Arduíno com uma resistência constante.

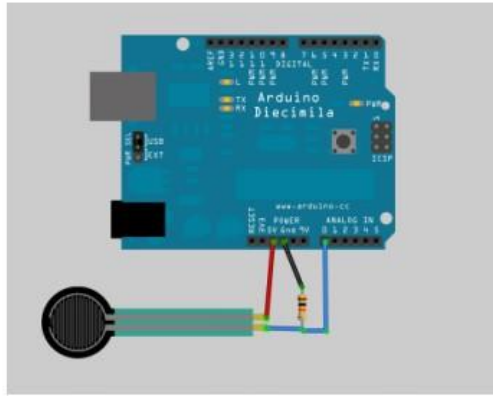


Figura 4.14 - FSR ligado a um arduíno [45]

## 5. Metodologia Experimental

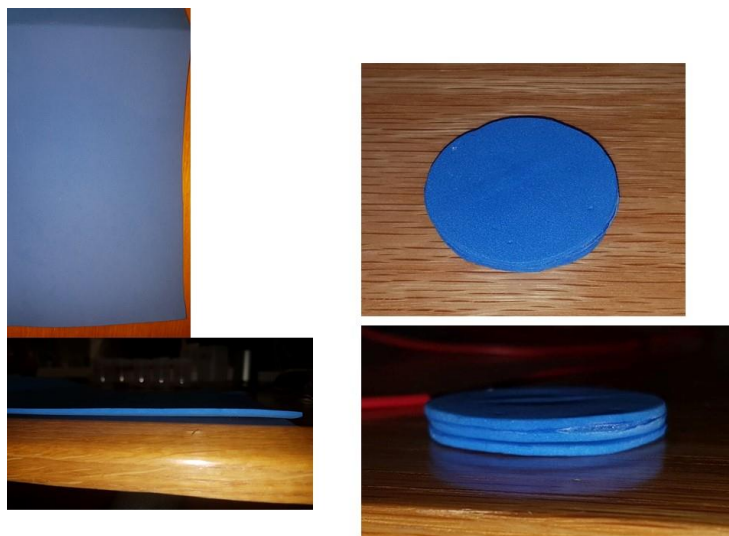
Neste capítulo serão descritos os materiais e métodos usados nos procedimentos experimentais para a medição dos resultados requeridos. Nos capítulos anteriores foi apresentada a investigação de todos os aspetos a ter em conta, como o material da palmilha e a calibração do sensor.

### 5.1. Material de medição

A palmilha composta será apenas uma parte do que foi estudado no capítulo 4.1. A necessidade de compor uma palmilha será principalmente para a testagem do sensor.

Foi usado um material esponjoso (EVA) para servir de palmilha, em que tinha 3 camadas e o sensor está posicionado no meio dessas camadas. Apenas uma camada está por cima do sensor e outras duas por baixo.

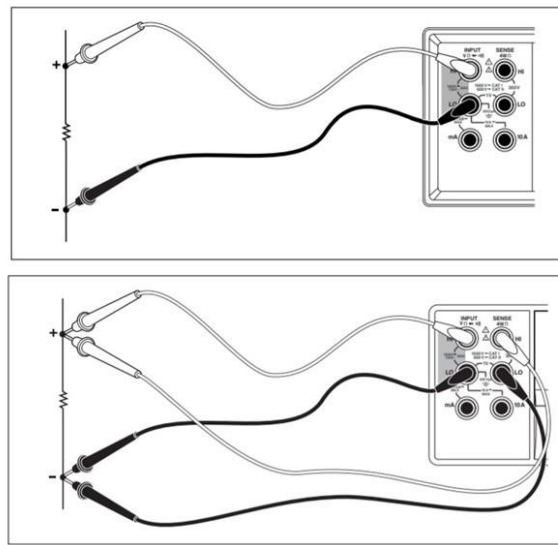
Na figura 5.1 apresentam-se 4 imagens onde, do lado esquerdo está o material da palmilha e na imagem de baixo a sua espessura. Nas fotos do lado direito está já o formato das 3 camadas usadas na experiência.



**Figura 5.1 - Material da palmilha**

Apesar de se querer algo semelhante a uma palmilha, não foi possível utilizar o material da fotografia anterior pois o sensor não deu resultados. Foi então alterado o método, usando uma placa de madeira como base e um círculo, com a mesma secção do sensor, a servir de almofada para suceder.

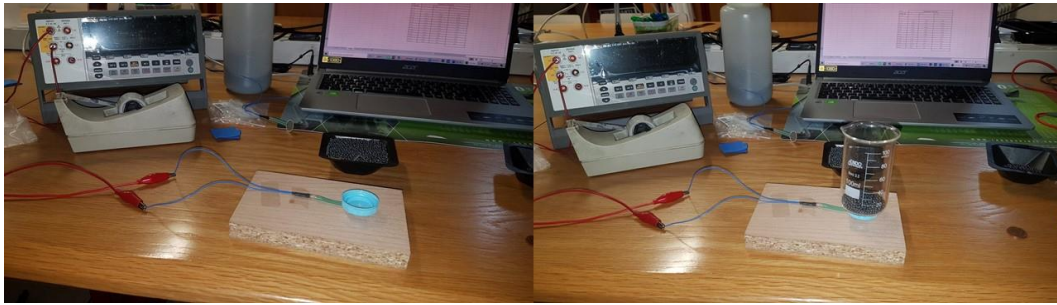
O sensor FSR 402 foi soldado com 2 cabos para uma melhor medição dos valores da sua resistência. O equipamento usado para medição da  $R_{FSR}$  Fluke 8808A multímetro com 5.5 dígitos em modo ohmímetro. Este tem 2 modos de medição de resistência: 2 Wire e 4Wire. Na figura 5.2 está exibido cada modo de medição.



**Figura 5.2 - Display dos modos de medição em modo Ohmímetro [48]**

Foi usado um cabo com pinças de crocodilo para ligar o sensor ao Ohmímetro. Para uma medição mais precisa foi escolhido algo equivalente à secção de medição do sensor, no caso foi uma rolha de garrafa com uma massa de 1.14 g.

Para a carga, foram usadas esferas de chumbo e o depósito foi um copo graduado. Na figura 5.3 é possível observar o set-up experimental usado para a medição da resistência do sensor.



**Figura 5.3 – Set-up experimental para medição da resistência**

Ainda foi usada uma balança Nahita BLUE electronic balance 5162 com capacidade de 2000 g e uma incerteza absoluta de 0.01 g [49] para pesar o chumbo em cada patamar.

## **5.2. Resultados Obtidos**

Nos testes mediu-se a resistência do sensor FSR,  $R_{FSR}$ , alterando a carga que se exerce nele. O teste inicial, onde se mediu cargas de 10 g a 150 g teve 3 ensaios. O segundo teste foi para medir cargas mais elevadas, de 500 g a 10 000 g. De seguida são apresentados os resultados obtidos.

### **5.2.1. Teste para baixas cargas**

Após a montagem do sensor ao Ohmímetro, foi então pesado 8.84 g de chumbo e colocado em cima da rolha para a medição do valor da resistência. Como não se obteve qualquer resultado, o ohmímetro manteve um valor de infinito. Então passou-se para a próximo patamar de carga, 20g. Foi, então, colocada a carga em cima do sensor e não se obteve qualquer valor.

De acordo com a ficha técnica do sensor, este devia ter sensibilidade para captar esse sinal [40], no entanto, se a carga é muito baixa, a sensibilidade também será. Para além disso, como a base de contacto é maior do que a área do sensor, existe uma parte do peso que assenta fora do círculo exterior do sensor, em vez de concentrar o peso todo no interior da secção.

A partir de 50 g, foi usado o copo graduado com a rolha. Este tem capacidade de conter a massa de 150 g e assim foi possível obter valores de  $R_{FSR}$  para todas as

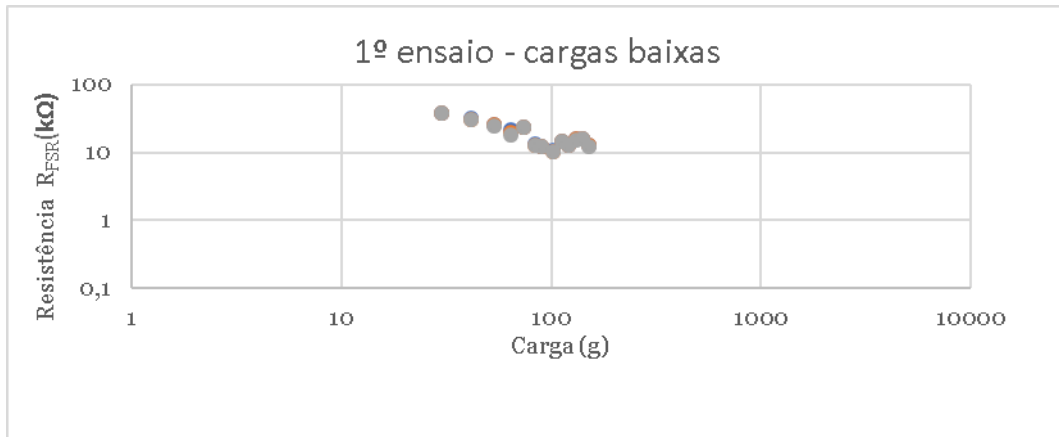
cargas. O valor da resistência foi medido imediatamente após pousar a carga em cima do sensor, após 5 segundos e após 10 segundos da medição inicial.

Nos resultados apresentados na tabela 5.1 é possível ver que num curto espaço de tempo (10 s), os valores variam, desde umas dezenas a centenas de Ohm. Ao aumentar o valor da carga, o valor da resistência vai diminuindo, confirmando a informação da ficha técnica apresentada na figura 4.6.

**Tabela 5.1 - Resultados obtidos na medição da resistência para baixas cargas, 1º ensaio**

| Ensl          | Resistência FSR (kΩ) |        |         |
|---------------|----------------------|--------|---------|
|               | t = 0s               | t = 5s | t = 10s |
| <b>10,52</b>  | -                    | -      | -       |
| <b>20,05</b>  | -                    | -      | -       |
| <b>30,19</b>  | 38,3                 | 37,9   | 37,2    |
| <b>41,4</b>   | 31,4                 | 30,9   | 30,8    |
| <b>53,85</b>  | 25,5                 | 25,1   | 24,7    |
| <b>63,85</b>  | 21,2                 | 19,5   | 18,3    |
| <b>73,88</b>  | 23,2                 | 23,2   | 23,1    |
| <b>83,91</b>  | 13,3                 | 13     | 12,8    |
| <b>90,12</b>  | 12,4                 | 12,2   | 12,12   |
| <b>101,84</b> | 10,8                 | 10,4   | 10,1    |
| <b>112,97</b> | 14,8                 | 14,7   | 14,7    |
| <b>121,69</b> | 12,8                 | 12,6   | 12,51   |
| <b>131,29</b> | 16,11                | 15,52  | 15,02   |
| <b>141,73</b> | 15,95                | 15,87  | 15,87   |
| <b>150,5</b>  | 12,78                | 12,63  | 12,2    |

No gráfico da figura 5.4 pode observar-se a variação da resistência do sensor. O comportamento, representado na ficha técnica (fig. 4.6) mostra uma linha de tendência linear negativa. No ensaio verificam-se alguns desvios a essa tendência linear. A razão disto é porque quando se coloca o peso, e o sensor comprime, este deforma elasticamente. Ao retirar o peso ele retorna à sua posição inicial, mas não de forma instantânea. Então, o tempo entre cada carga deve ser constante, não muito longo, ou o sensor retoma a sua posição inicial.



**Figura 5.4 - Gráfico de baixas cargas, 1º ensaio**

Para a carga de 20 g, neste ensaio foi possível medir um valor da resistência, que é muito superior ao valor de 30g, demonstrando que a carga aumenta muito em cargas muito baixas.

Os restantes valores são semelhantes ao 1º ensaio, dando credibilidade ao sensor. Como este ensaio foi, pouco tempo após o 1º, no geral, teve valores mais baixos. Uma possível razão é que este ainda tenha deformação elástica do ensaio anterior, ou já ter deformação plástica.

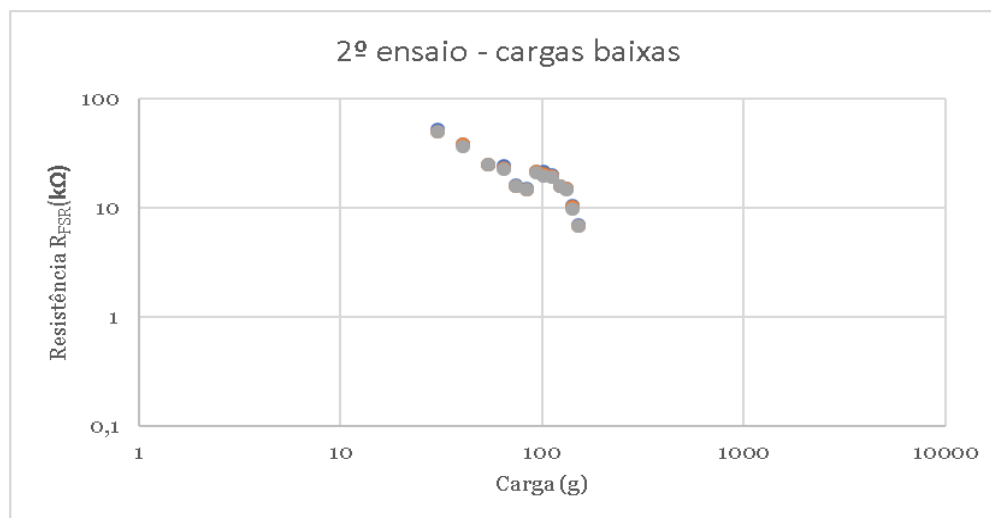
**Tabela 5.2 – Resultados obtidos na medição da resistência para baixas cargas, 2º ensaio**

| Ens2 | Resistência FSR (kΩ) |                  |                  |                  |
|------|----------------------|------------------|------------------|------------------|
|      | Carga (g)            | t = 0s           | t = 5s           | t = 10s          |
|      | 10,75                | -                | -                | -                |
|      | 20,13                | $0,6 \cdot 10^3$ | $0,7 \cdot 10^3$ | $0,5 \cdot 10^3$ |
|      | 30,19                | 52,3             | 50,1             | 49,75            |
|      | 40,49                | 38,64            | 38,74            | 37,09            |
|      | 53,85                | 25,35            | 25,26            | 25,21            |
|      | 64,29                | 24,67            | 23,4             | 22,58            |
|      | 73,99                | 16,12            | 15,87            | 15,75            |
|      | 83,85                | 15,06            | 14,83            | 14,62            |
|      | 93,91                | 21,88            | 21,56            | 21,39            |

**Tabela 5.2 (continuação) – Resultados obtidos na medição da resistência para baixas cargas, 2º ensaio**

| Ens2          | Resistência FSR (kΩ) |        |         |
|---------------|----------------------|--------|---------|
|               | t = 0s               | t = 5s | t = 10s |
| <b>101,12</b> | 21,48                | 20,59  | 19,89   |
| <b>111,11</b> | 20,39                | 19,81  | 19,42   |
| <b>122,93</b> | 15,98                | 16,02  | 15,93   |
| <b>131,14</b> | 15,12                | 14,99  | 14,88   |
| <b>141,19</b> | 10,5                 | 10,21  | 9,95    |
| <b>151</b>    | 7,09                 | 6,95   | 6,9     |

No gráfico é possível ver, mais uma vez, a diminuição da resistência a cada patamar de carga. Na carga de 90 g, houve um aumento ao valor da resistência que tem a justificção do erro humano, ou de má medição de carga ou de demasiado tempo para colcação da carga. O valor máximo, para 30 g, é perto dos 50 kilo Ohm e o valor mais baixo da resistência é mais baixo do que o ensaio anterior.



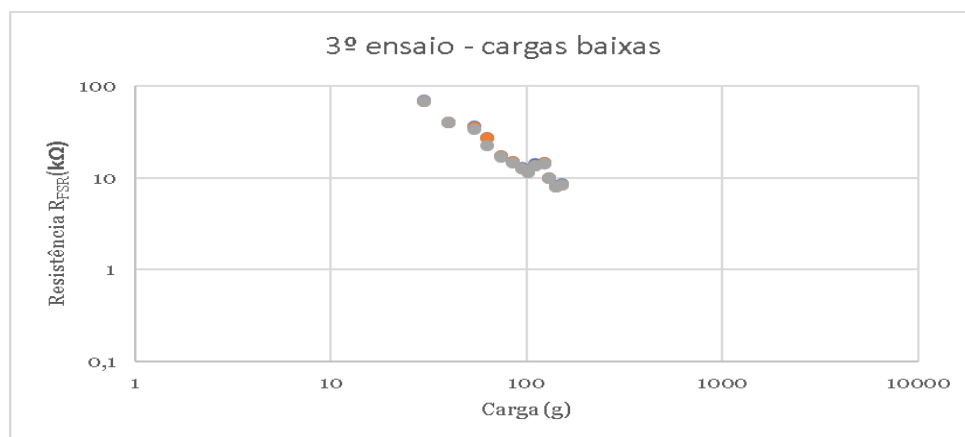
**Figura 5.5 - Gráfico de baixas cargas, 2º ensaio**

O ensaio seguinte, 3º, foi feito umas horas depois do 2º. Neste ensaio é visível que o valor da resistência é ligeiramente superior, o que indica qual a deformação do sensor foi recuperada no momento de medição. Mesmo assim os seus valores são muito semelhantes aos anteriores, confirmando que o sensor varia de forma regular.

**Tabela 5.3 - Resultados obtidos na medição da resistência para baixas cargas, 3º ensaio**

| Ens3          | Resistência FSR (kΩ) |        |         |
|---------------|----------------------|--------|---------|
|               | t = 0s               | t = 5s | t = 10s |
| <b>10,75</b>  | -                    | -      | -       |
| <b>20,1</b>   | -                    | -      | -       |
| <b>30,03</b>  | 70,2                 | 68,9   | 68,6    |
| <b>40,65</b>  | 36,93                | 36,71  | 36,07   |
| <b>53,85</b>  | 36,97                | 35,5   | 34,02   |
| <b>62,38</b>  | 27,53                | 27,53  | 22,78   |
| <b>74,53</b>  | 17,43                | 17,21  | 16,89   |
| <b>84,8</b>   | 15,04                | 14,85  | 14,69   |
| <b>94,32</b>  | 12,9                 | 12,66  | 12,59   |
| <b>101,41</b> | 11,8                 | 11,78  | 11,54   |
| <b>110,88</b> | 14,13                | 13,71  | 13,61   |
| <b>123,27</b> | 14,61                | 14,55  | 14,45   |
| <b>130,89</b> | 10,01                | 9,92   | 9,85    |
| <b>141,04</b> | 8,18                 | 8,05   | 7,94    |
| <b>151,09</b> | 8,55                 | 8,43   | 8,35    |

O gráfico apresenta uma curva semelhante às anteriores, com um ligeiro aumento da carga de 100 g para 110 g. O valor da resistência para 30 g é novamente o mais alto, e a curva tem um declive negativo.



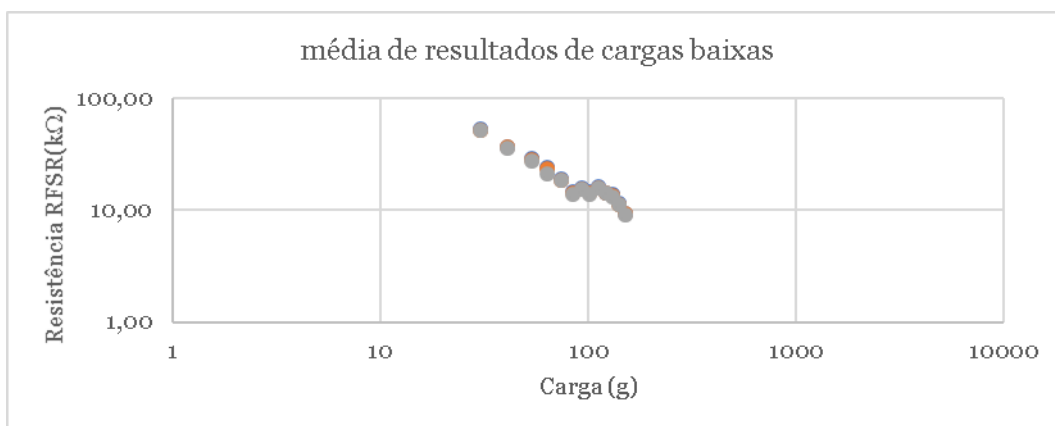
**Figura 5.6 - Gráfico de baixas cargas, 3º ensaio**

Na tabela 5.4 são apresentados os valores médios entre os 3 ensaios. Os valores médios vão ser necessários para a construção de um gráfico de cargas baixas e altas.

**Tabela 5.4 - Valores médios do teste de cargas baixas**

| EnsAVG | Resistência FSR (k $\Omega$ ) |        |         |
|--------|-------------------------------|--------|---------|
|        | t = 0s                        | t = 5s | t = 10s |
| 10,75  | -                             | -      | -       |
| 20,1   | -                             | -      | -       |
| 30,14  | 53,60                         | 52,30  | 51,85   |
| 40,65  | 36,93                         | 36,71  | 36,07   |
| 53,85  | 29,27                         | 28,62  | 27,98   |
| 63,51  | 24,47                         | 23,48  | 21,22   |
| 74,13  | 18,92                         | 18,76  | 18,58   |
| 84,19  | 14,47                         | 14,23  | 14,04   |
| 92,78  | 15,73                         | 15,47  | 15,37   |
| 101,46 | 14,69                         | 14,26  | 13,84   |
| 111,65 | 16,44                         | 16,07  | 15,91   |
| 122,63 | 14,46                         | 14,39  | 14,30   |
| 131,11 | 13,75                         | 13,48  | 13,25   |
| 141,32 | 11,54                         | 11,38  | 11,25   |
| 150,86 | 9,47                          | 9,34   | 9,15    |

No gráfico é visível que nem todos os ensaios se assemelham. Confirmando que os valores de cargas mais baixas resultam em valores de resistência mais elevada.



**Figura 5.7 - Gráfico de valores médios de cargas baixas**

### 5.2.2. Teste para altas cargas

O método de medição foi o mesmo como no teste de baixas cargas, ligou-se o ohmímetro ao sensor e colocou-se a carga de chumbo num recipiente sobre o sensor, como se pode observar na figura 5.8. Foram feitas 3 medidas para cada carga e feitos 2 ensaios.



Figura 5.8 - 1º ensaio para cargas altas

Neste caso, foi necessário um copo maior e aí a rolha não conseguia equilibrar o copo. No primeiro ensaio foi usado um copo alto que tinha capacidade de volume até aos 7 kg de chumbo. Para atingir os 10kg, no segundo ensaio foi usado um copo mais largo (ver figura 5.9).



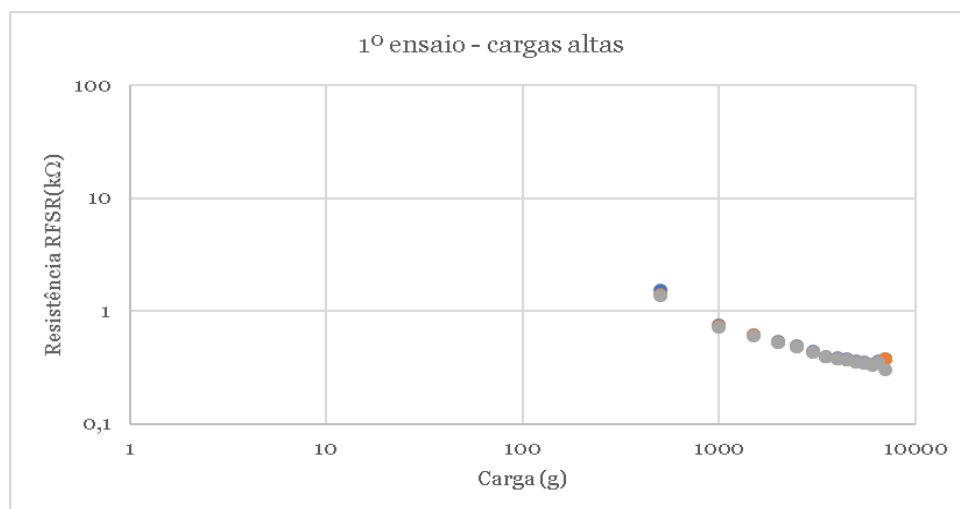
Figura 5.9 - 2º ensaio para cargas altas

Na tabela 5.5 estão os valores do primeiro ensaio de altas cargas. Para o primeiro valor de carga há um valor mais elevado de resistência, e à medida que aumenta a carga a resistência começa a estabilizar atingindo um valor de 0.3 k $\Omega$ .

**Tabela 5.5 - Resultados obtidos na medição da resistência para altas cargas, 1º ensaio**

| Ens1        | Resistência FSR (k $\Omega$ ) |        |        |
|-------------|-------------------------------|--------|--------|
|             | t = 0s                        | t = 5s | t = 10 |
| <b>500</b>  | 1,52                          | 1,39   | 1,38   |
| <b>1000</b> | 0,745                         | 0,735  | 0,726  |
| <b>1500</b> | 0,611                         | 0,609  | 0,607  |
| <b>2000</b> | 0,532                         | 0,53   | 0,528  |
| <b>2500</b> | 0,491                         | 0,486  | 0,484  |
| <b>3000</b> | 0,441                         | 0,435  | 0,429  |
| <b>3500</b> | 0,396                         | 0,391  | 0,39   |
| <b>4000</b> | 0,385                         | 0,38   | 0,377  |
| <b>4500</b> | 0,377                         | 0,372  | 0,37   |
| <b>5000</b> | 0,358                         | 0,353  | 0,351  |
| <b>5500</b> | 0,351                         | 0,346  | 0,342  |
| <b>6000</b> | 0,338                         | 0,334  | 0,331  |
| <b>6500</b> | 0,359                         | 0,356  | 0,354  |
| <b>7000</b> | 0,379                         | 0,378  | 0,3    |

O gráfico apresenta uma descida semelhante à do gráfico da ficha técnica. O valor da resistência torna-se quase constante à medida que aumenta a carga. A resistência tem os valores em kilo Ohm e a carga em gramas. O valor da resistência mais alto é o de 500 g e diminui até à carga de 6000g.



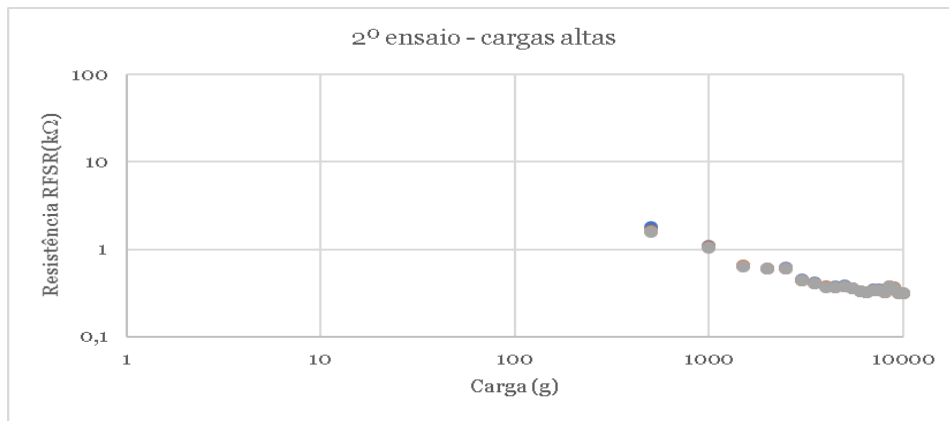
**Figura 5.10 - Gráfico de altas cargas, 1º ensaio**

Os valores medidos no 2º ensaio são semelhantes aos medidos no 1º ensaio, credibilizando assim o teste feito, e o sensor. Neste ensaio foi atingida a carga máxima de 10 000 g. A resistência diminui desde 7500 g a 10 000 g, o que significa que o sensor ainda tem a sensibilidade para traduzir a carga em sinal.

**Tabela 5.6 - Resultados obtidos na medição da resistência para altas cargas, 2º ensaio**

| Ens2 | Resistência FSR (kΩ) |        |        |        |
|------|----------------------|--------|--------|--------|
|      | Carga (g)            | t = 0s | t = 5s | t = 10 |
|      | 500                  | 1,8    | 1,62   | 1,58   |
|      | 1000                 | 1,11   | 1,057  | 1,037  |
|      | 1500                 | 0,656  | 0,643  | 0,637  |
|      | 2000                 | 0,604  | 0,598  | 0,595  |
|      | 2500                 | 0,623  | 0,608  | 0,598  |
|      | 3000                 | 0,448  | 0,44   | 0,438  |
|      | 3500                 | 0,412  | 0,41   | 0,409  |
|      | 4000                 | 0,374  | 0,372  | 0,37   |
|      | 4500                 | 0,372  | 0,37   | 0,368  |
|      | 5000                 | 0,384  | 0,376  | 0,371  |
|      | 5500                 | 0,356  | 0,355  | 0,354  |
|      | 6000                 | 0,329  | 0,327  | 0,326  |
|      | 6500                 | 0,324  | 0,323  | 0,32   |
|      | 7000                 | 0,349  | 0,339  | 0,338  |
|      | 7500                 | 0,343  | 0,34   | 0,339  |
|      | 8000                 | 0,32   | 0,319  | 0,318  |
|      | 8500                 | 0,375  | 0,374  | 0,373  |
|      | 9000                 | 0,366  | 0,363  | 0,361  |
|      | 9500                 | 0,317  | 0,316  | 0,316  |
|      | 10000                | 0,313  | 0,313  | 0,312  |

O gráfico mantém o aspeto de uma curva com declive negativo. De 2000 g para 2500 g não se vê uma diminuição clara, talvez devido a uma falha na medição. De 8000 g para 8500 g vê-se um ligeiro aumento que não devia acontecer.



**Figura 5.11 - Gráfico de altas cargas, 2º ensaio**

Em ambos os testes todos os ensaios tiveram de ser seguidos sem interrupções. O sensor quando é comprimido vai deformar-se elasticamente, se for comprimido com uma carga superior à admissível, este irá ficar plasticamente deformado, causando falhas na medição.

Após os testes de altas cargas, foram feitas medições em dois valores, 250 g e 400 g, valores intermédios entre baixas e altas cargas. Estes valores servem para complementar num gráfico final onde se apresentam todas as cargas e não haver um intervalo sem nenhuma medição. Foram feitos 3 ensaios, cada um com 3 medições, nos mesmos instantes.

Como o sensor estava em repouso, o sensor estava com uma forma não deformada.

**Tabela 5.7 - Valores medidos para complemento ao gráfico único**

| Carga (g) | Resistência FSR (kΩ) |        |         |        |        |         |        |        |         |        |        |         |
|-----------|----------------------|--------|---------|--------|--------|---------|--------|--------|---------|--------|--------|---------|
|           | Ens1                 |        |         | Ens2   |        |         | Ens3   |        |         | AVG    |        |         |
|           | t = 0s               | t = 5s | t = 10s | t = 0s | t = 5s | t = 10s | t = 0s | t = 5s | t = 10s | t = 0s | t = 5s | t = 10s |
| 250       | 17,3                 | 14,86  | 14,27   | 13,34  | 12,11  | 11,44   | 9,69   | 9,41   | 9,31    | 13,44  | 12,13  | 11,67   |
| 400       | 5,16                 | 5,14   | 5,1     | 5,7    | 5,59   | 5,56    | 6,06   | 5,88   | 5,64    | 5,64   | 5,54   | 5,43    |

É possível ver que os valores para a carga de 250, no primeiro ensaio, é muito maior do que nos outros ensaios.

### 5.2.3. Curva de calibração

A tabela 5.6 tem a média dos valores medidos da resistência para cargas altas e baixas, e o respetivo gráfico da resistência por toda a gama de carga.

**Tabela 5.8 - Valores médios de cargas altas e baixas**

| EnsAVG<br>Carga (g) | Resistência FSR (k $\Omega$ ) |        |         |
|---------------------|-------------------------------|--------|---------|
|                     | t = 0s                        | t = 5s | t = 10s |
| 10,75               | -                             | -      | -       |
| 20,1                | -                             | -      | -       |
| 30,14               | 53,60                         | 52,30  | 51,85   |
| 40,65               | 36,93                         | 36,71  | 36,07   |
| 53,85               | 29,27                         | 28,62  | 27,98   |
| 63,51               | 24,47                         | 23,48  | 21,22   |
| 74,13               | 18,92                         | 18,76  | 18,58   |
| 84,19               | 14,47                         | 14,23  | 14,04   |
| 92,78               | 15,73                         | 15,47  | 15,37   |
| 101,46              | 14,69                         | 14,26  | 13,84   |
| 111,65              | 16,44                         | 16,07  | 15,91   |
| 122,63              | 14,46                         | 14,39  | 14,30   |
| 131,11              | 13,75                         | 13,48  | 13,25   |
| 141,32              | 11,54                         | 11,38  | 11,25   |
| 150,86              | 9,47                          | 9,34   | 9,15    |
| 250                 | 13,44                         | 12,13  | 11,67   |
| 400                 | 5,64                          | 5,54   | 5,43    |
| 500                 | 1,660                         | 1,505  | 1,480   |
| 1000                | 0,928                         | 0,896  | 0,882   |
| 1500                | 0,634                         | 0,626  | 0,622   |
| 2000                | 0,568                         | 0,564  | 0,562   |
| 2500                | 0,557                         | 0,547  | 0,541   |
| 3000                | 0,445                         | 0,438  | 0,434   |
| 3500                | 0,404                         | 0,401  | 0,400   |
| 4000                | 0,380                         | 0,376  | 0,374   |
| 4500                | 0,375                         | 0,371  | 0,369   |
| 5000                | 0,371                         | 0,365  | 0,361   |
| 5500                | 0,354                         | 0,351  | 0,348   |
| 6000                | 0,334                         | 0,331  | 0,329   |
| 6500                | 0,342                         | 0,340  | 0,337   |
| 7000                | 0,364                         | 0,359  | 0,319   |
| 7500                | 0,343                         | 0,34   | 0,339   |
| 8000                | 0,32                          | 0,319  | 0,318   |
| 8500                | 0,375                         | 0,374  | 0,373   |
| 9000                | 0,366                         | 0,363  | 0,361   |
| 9500                | 0,317                         | 0,316  | 0,316   |
| 10000               | 0,313                         | 0,313  | 0,312   |

Com esta tabela é possível fazer o gráfico de calibração do sensor. Neste gráfico está presente a curva de resistência em função da carga. A resistência em função da carga apresenta uma tendência aproximadamente linear negativa na escala logarítmica, apesar de os valores para 110 g serem ligeiramente superiores ao esperado.

O valor para 250 g é mais elevado do que os últimos valores do teste para baixas cargas. Isto acontece pelo facto de a medição não ter sido feita de forma contínua.

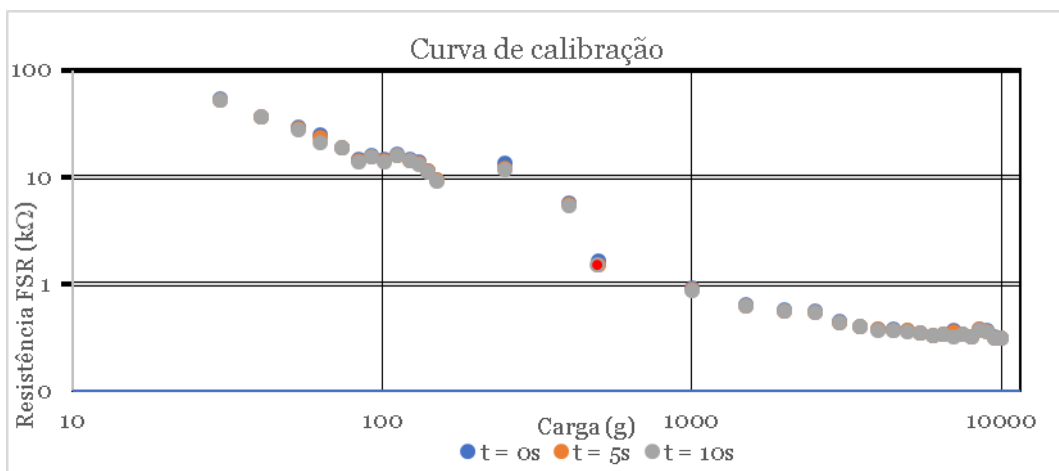


Figura 5.12 - Gráfico em escala logarítmica de resistência pela carga

Para medir a distribuição de pressão na planta do pé, é necessário transformar o valor da carga em pressão. A carga é uma grandeza de massa em gramas, que pode ser transformada em peso, em newton, e de seguida em pressão usando a área de medida do sensor. A massa dos chumbos foi colocada sobre o sensor e, tem apenas a força gravítica a atuar nela. O sensor tem um diâmetro de meia polegada e uma forma circular.

A equação de pressão (P) vem de uma força (W), neste caso peso, distribuída pela uma área (A) do sensor:

$$P = \frac{W}{A}$$

**Equação i - Equação de Pressão**

Para encontrar a força exercida no sensor é necessário usar a 2ª lei de Newton, multiplicando a massa da carga (mc) pela aceleração gravitica, ( $g = 9.81 \text{ m/s}^2$ ). Então fica:

$$W = mc \times g$$

**Equação ii – Equação do peso**

A área do sensor é calculada em função do raio do círculo (z):

$$A = \pi \times z^2$$

**Equação iii – Equação da área do círculo do sensor**

Assim, a pressão média aplicada no sensor é:

$$P = \frac{mc \times g}{\pi \times z^2}$$

**Equação iv - Equação para encontrar a pressão que cada carga (mc) exerce**

No gráfico seguinte está presente o gráfico da variação da resistência com a pressão exercida. O gráfico é igual ao da resistência pela carga, com o destaque da carga ter sido substituída pela pressão. A pressão varia de 800 Pascal, para 50 kilo Ohm, a 500 kilo Pascal para 0.3 kilo Ohm.

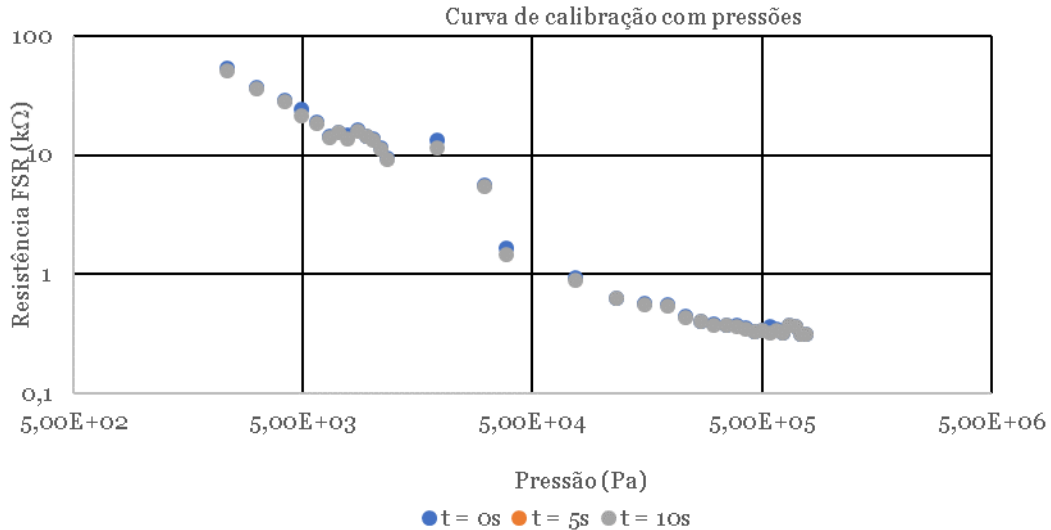


Figura 5.13 - Gráfico de resistência pela pressão

### 5.2.4. Teste de incremento de cargas

Este teste tem o objetivo de verificar a histerese do sensor. Ao incrementar a carga sem a remover, assim o sensor está sempre sob algum peso, que vai aumentando. Iniciou-se por colocar uma carga inicial e registrar o valor em 3 instantes. A primeira carga tinha 176 g e aumentou-se a carga em 100 g, a cada 25 segundos, até perfazer 2000 g.

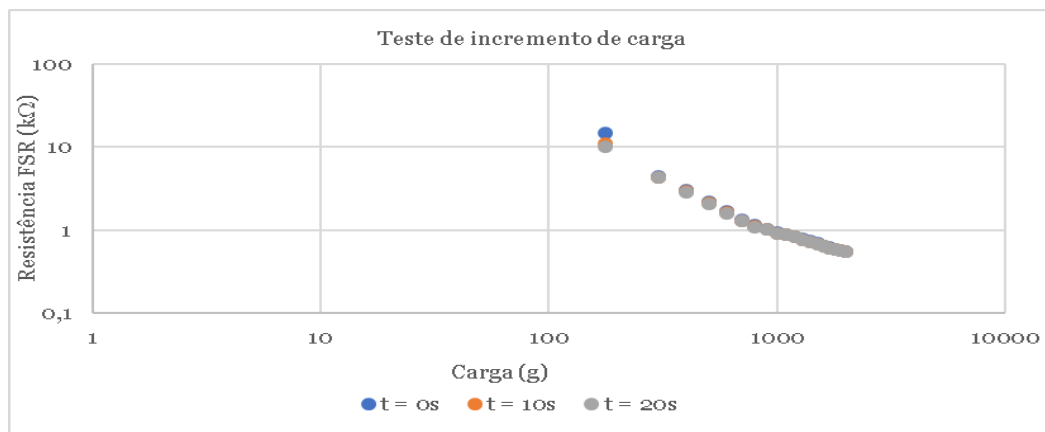
Tabela 5.9 - Resultados obtidos no teste de somatório de cargas, 1º ensaio

| Carga (g) | Resistência FSR (kΩ) |         |         |
|-----------|----------------------|---------|---------|
|           | t = 0s               | t = 10s | t = 20s |
| 176       | 14,77                | 11,18   | 10,23   |
| 300       | 4,5                  | 4,33    | 4,31    |
| 400       | 3,04                 | 2,91    | 2,85    |
| 500       | 2,23                 | 2,15    | 2,08    |
| 600       | 1,7                  | 1,63    | 1,59    |
| 700       | 1,35                 | 1,31    | 1,29    |
| 800       | 1,14                 | 1,108   | 1,1     |
| 900       | 1,03                 | 1,021   | 1,012   |
| 1000      | 0,93                 | 0,918   | 0,909   |
| 1100      | 0,89                 | 0,88    | 0,877   |
| 1200      | 0,836                | 0,829   | 0,824   |
| 1300      | 0,778                | 0,761   | 0,755   |
| 1400      | 0,736                | 0,723   | 0,723   |

**Tabela 5.9 (continuação) - Resultados obtidos no teste de somatório de cargas, 1º ensaio**

| Carga (g) | Resistência FSR (kΩ) |         |         |
|-----------|----------------------|---------|---------|
|           | t = 0s               | t = 10s | t = 20s |
| 1500      | 0,7                  | 0,684   | 0,675   |
| 1600      | 0,65                 | 0,642   | 0,638   |
| 1700      | 0,615                | 0,605   | 0,6     |
| 1800      | 0,592                | 0,588   | 0,585   |
| 1900      | 0,576                | 0,566   | 0,564   |
| 2000      | 0,555                | 0,549   | 0,548   |

Comparando esta curva com as outras curvas é possível ver que não há nenhum aumento da resistência de uma carga para a outra. A resistência medida diminuiu continuamente, à medida que a carga vai aumentando sem a retirar caga do sensor. O valor inicial coincidiu para os 5s e 10s, isto porque o sensor veio do repouso e a deformação do instante inicial ao instante de 10 foi muito grande.



**Figura 5.14 - Gráfico dos resultados obtidos no teste de somatório de carga**

### 5.2.5. Teste de diminuição de carga

Neste subcapítulo está presente o teste de diminuição de carga exercida no sensor. O sensor estará sob a carga mais elevada durante um intervalo de tempo e serão feitas 3 medidas da resistência interna do sensor. A cada 240 segundos será diminuída a carga e medido o valor da resistência para a construção de um gráfico.

Na tabela 5.8 estão representados os resultados obtidos.

**Tabela 5.10 - resultados obtidos do teste da diminuição de carga**

| Resistência FSR (kΩ) |
|----------------------|
|----------------------|

| Carga (g) | t = 0s | t = 120 s | t = 240s |
|-----------|--------|-----------|----------|
| 7000      | 0,595  | 0,612     | 0,62     |
| 4000      | 0,434  | 0,542     | 0,516    |
| 1500      | 2,04   | 0,939     | 0,922    |
| 500       | 3,65   | 3,99      | 3,97     |
| 250       | 5,44   | 5,89      | 6,06     |
| 100       | 17,68  | 18,92     | 22,5     |

No gráfico da figura 5.15 é possível ver que para cargas altas o valor da resistência medida é a mais baixa. O valor de 7000 g é mais alto do que o esperado, talvez devido ao sensor estar em repouso antes do teste. O valor da resistência aumenta com a diminuição da carga e há uma incoerência no valor medido no primeiro instante para uma carga de 1500 g.

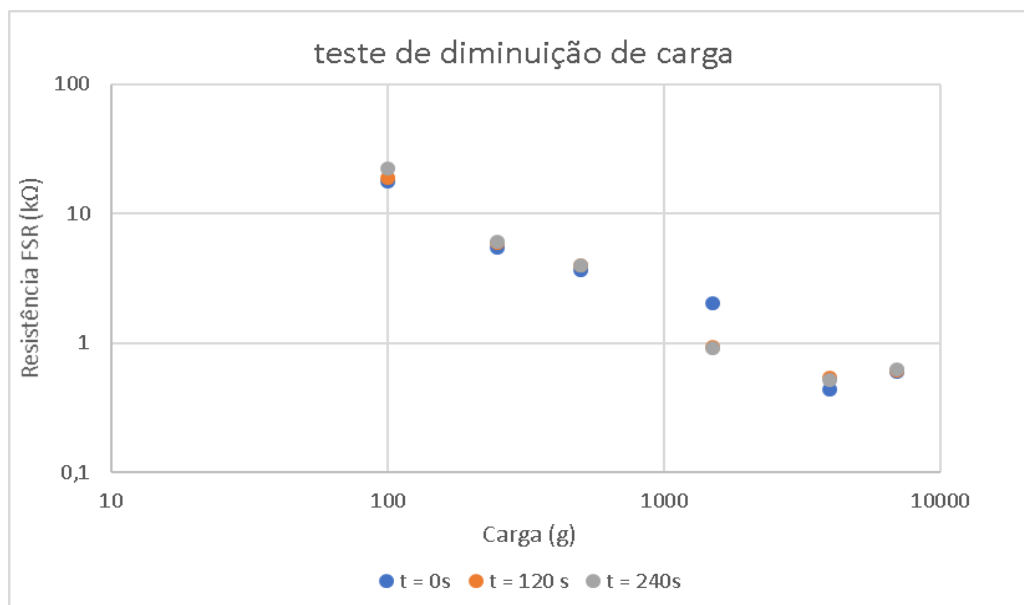


Figura 5.15 - Resultados obtidos no teste da diminuição de carga

### 5.2.6. Teste de relaxamento

Este teste consiste em deixar a carga sob o sensor durante espaço de tempo mais longo, para verificar como a resistência relaxa ao longo do tempo. Inicialmente, o sensor foi exposto a apenas 100g, e aumentou em intervalos irregulares. A carga foi deixada em cima do sensor durante 240 segundos, e foram retirados 3 valores da resistência.

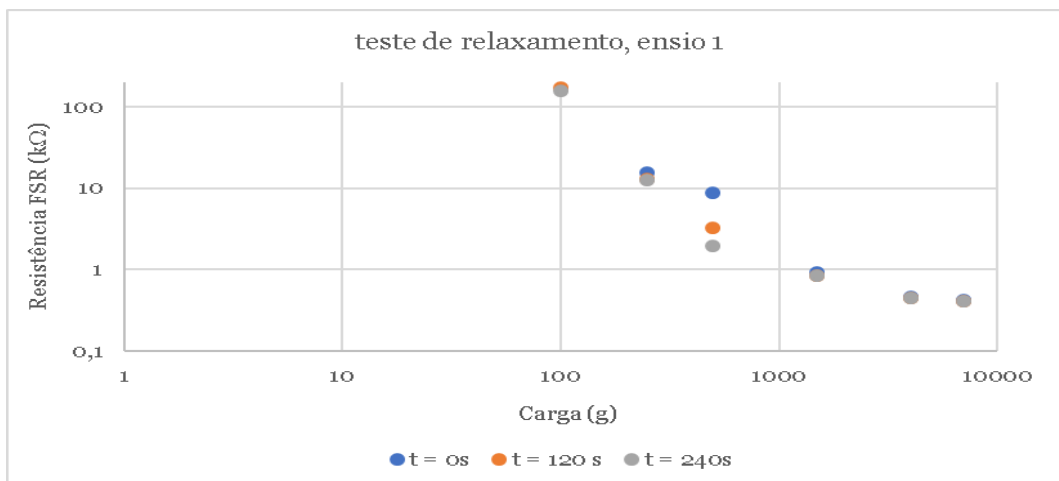
**Tabela 5.113 - Teste de relaxamento, ensaio 1**

| Ens1      | Resistência FSR (kΩ) |           |          |
|-----------|----------------------|-----------|----------|
| Carga (g) | t = 0s               | t = 120 s | t = 240s |
| 100       | 524                  | 172,2     | 158,4    |
| 250       | 15,4                 | 12,9      | 12,7     |
| 500       | 8,8                  | 3,3       | 1,963    |
| 1500      | 0,94                 | 0,86      | 0,85     |
| 4000      | 0,46                 | 0,45      | 0,451    |
| 7000      | 0,422                | 0,418     | 0,416    |

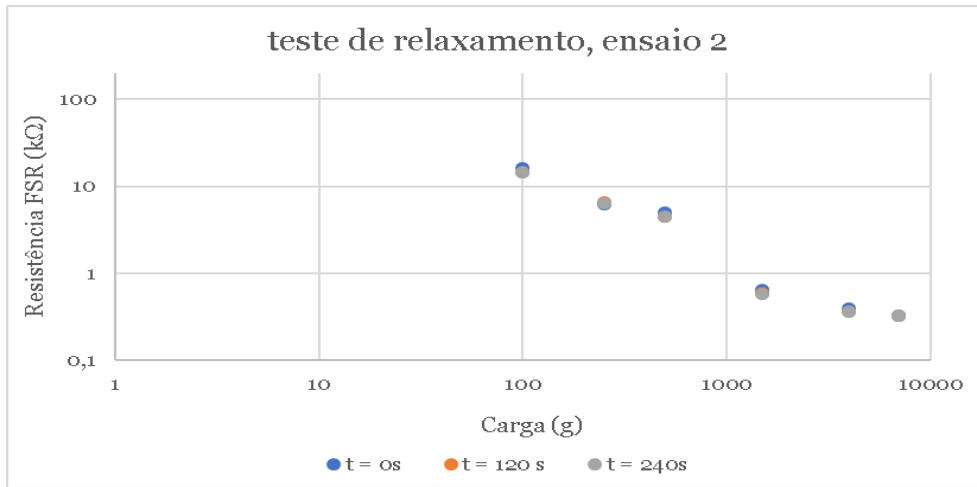
**Tabela 5.12 - Teste de relaxamento, ensaio 2**

| ens2      | Resistência FSR (kΩ) |           |          |
|-----------|----------------------|-----------|----------|
| Carga (g) | t = 0s               | t = 120 s | t = 240s |
| 100       | 16,24                | 14,47     | 14,42    |
| 250       | 6,25                 | 6,52      | 6,47     |
| 500       | 5                    | 4,52      | 4,48     |
| 1500      | 0,645                | 0,601     | 0,583    |
| 4000      | 0,394                | 0,364     | 0,363    |
| 7000      | 0,327                | 0,324     | 0,323    |

Nos seguintes gráficos estão os valores das respectivas tabelas. Para a carga mais baixa, 100 gramas, o primeiro ensaio teve o valor mais alto, de 500 kilo Ohm, que reduziu para 158. No entanto, no segundo ensaio, esse valor não se verificou havendo uma diferença grande. No primeiro ensaio, os valores finais são coincidentes em todas as amostras retiradas. No entanto, para o valor de 500 gramas não coincidiu nas 3 amostras. No segundo ensaio, todos os valores medidos da resistência foram coincidentes em cada instante. Em ambos os gráficos os valores estão a diminuir com a carga.



**Figura 5.16 - Gráfico do teste de relaxamento, ensaio 1**



**Figura 5.17 - Gráfico do teste de relaxamento, ensaio 2**

## 6. Conclusão

Com este trabalho é possível concluir sobre a importância da monitorização da pressão distribuída na planta do pé. Durante o ciclo de marcha, um pé ou os dois podem sofrer de excesso de supinação ou pronação.

Pacientes que desenvolvem neuropatia, especialmente diabéticos, são suscetíveis de desenvolverem úlceras. As úlceras podem levar à amputação de membros do pé, mas conseguem ser evitadas se forem detetadas as regiões onde ocorre excesso de pressão.

O objetivo deste trabalho é possível ser alcançado, e dá resposta às necessidades de diagnóstico que existem para os pacientes diabéticos. Não só diabéticos, mas pessoas normais podem procurar bem-estar com um equipamento ou tecnologia, como apresentado. A face plantar do pé representa todos os órgãos do corpo, se quiserem combater o pé chato ou melhorar o equilíbrio ou a energia despendida durante marcha (e diminuir a fadiga).

Se o sensor ficar posicionado entre duas camadas esponjosas na palmilha, será necessário ver a pressão a que este está sujeito e que pressão é medida pelo sensor. Por outro lado, a palmilha sensora deve ser confortável e suavizar a distribuição do campo de pressões. Certos tipos de materiais devem ser escolhidos para maior conforto do usuário, como por exemplo o Plastazote.

A fonte de alimentação, como baterias, não pode ter altas voltagens, nem dimensões muito grandes. Outro fator de risco a considerar sobre este ponto é que estas podem-se danificar, em casos extremos explodir. Todo o equipamento tem de ser usado dentro de um sapato e, tem de ser algo cómodo integrado na sola.

Com base nos resultados obtidos nos ensaios realizados, é possível ver este sensor não mede com precisão sinais de forma quantitativa. Mas ainda assim permite uma análise qualitativa do risco da pressão elevada promover o surgimento de úlceras. Este sensor deteta bem a presença e a ordem de grandeza da pressão exercida, mas a resistência varia muito em função do tempo de relaxamento para ter exatidão à grama do valor da força exercida no sensor [45].

O valor da resistência para as cargas muito baixas não foi possível ser medido pois o sensor não conseguiu captar o sinal. O valor de resistência obtido para as cargas mais baixas, 30 gramas, foi em média 53.60 k $\Omega$ . Qualquer carga superior tem um valor de resistência mais baixo. O que confirma que quando a carga é mínima o valor da resistência tende para infinito e quando tende para o seu limite máximo irá diminuir até um valor constante.

Dá-se a diminuição do valor da resistência interna do sensor com o aumento da carga, e é obtém-se um valor, aproximado, de 10 k $\Omega$  para uma carga igual a 150 gramas, que vai de acordo com o gráfico da ficha técnica. Consegue-se assim verificar a composição e modo de funcionamento do sensor. Quando este é comprimido tem as membranas superior e inferior em contacto que causam “curtos e circuito” locais, diminuindo assim a sua resistência.

Para cargas baixas a deformação do sensor é pequena e torna a medição sensível. Se a pequena deformação retoma uma posição inicial num curto tempo, a medição terá de ser feita num tempo ainda mais curto. No entanto, para cargas elevadas este consegue indicar quando se atinge um determinado limite de pressão.

De acordo com os resultados dos ensaios, conclui-se que o sensor escolhido não é o mais indicado para o efeito pois é incapaz de demonstrar a pressão distribuída.

## 7. Trabalhos futuros

O primeiro aspeto a aprimorar em trabalhos futuros é o sensor escolhido. Apesar de permitir uma análise qualitativa da pressão, não permite fazer medidas de pressão exatas. Só com uma medição exata é possível a construção de gráficos de distribuição de pressão.

A etapa que se segue é integrar vários sensores com um equipamento de armazenamento de dados. A palmilha tem o propósito de funcionar durante um espaço de tempo destinado a uma caminhada. Nesse período é necessário que a informação da variação de pressão ao longo da caminhada seja armazenada. O dispositivo a desenvolver deve incluir ainda um microprocessador, como o arduíno, com memória integrada que gera um ficheiro com a informação relativa á variação de pressão nos vários sensores com uma taxa de aquisição de dados adequada. O sensor ligado ao arduíno necessita de uma fonte de alimentação, de baixa voltagem, como por exemplo uma bateria.

Esse arduíno pode ainda ter a capacidade transmitir a informação, em tempo real, para um outro dispositivo de armazenamento e análise de dados, através de uma rede Wi-Fi ou Bluetooth. Como foi apresentado em projetos semelhantes, no capítulo 3, existe a possibilidade de usar esta tecnologia ao longo do dia e receber avisos de informação de excesso de pressão num relógio, ou visualizar os dados informativos da caminhada ao longo do dia.

Pode haver a oportunidade de usar este equipamento juntamente com outros para o diagnóstico mais avançado de outras zonas do corpo. Pode ser feita uma análise à coluna vertebral, usando um equipamento maleável que se adapta à coluna do paciente (como agulhas ou ventosas). Numa posição em pé, apoiados num equipamento para a sua análise é possível calcular onde estão as falhas na postura.

## Bibliografia

- [1] Everett, B. "Introducing ORPYX MEDICAL TECHNOLOGIES INC", *Orpyx*. <https://www.orpyx.com> (Acedido: 25 maio 2020)
- [2] Nouman, M.; Dissaneewate, T.; Leelasamran, W. & Chatpun, S. (2019) "The insole materials influence the plantar pressure distributions in diabetic foot with neuropathy during different walking activities" *Journal Pre-proof, University*. doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.08.023>.
- [3] S. Akundi, "Guide to choosing the right footwear for people with diabetes", *The Hindu*, (Acedido: 3 setembro 2019).
- [4] Rescio, G.; Leone, A.; Francioso, L. & Siciliano, P. (2018) "Sensorized Insole for Diabetic Foot Monitoring", *National Research Council of Italy* doi: <https://doi.org/10.3390/proceedings2130860>.
- [5] Jones, P.; Bibb, R.; Davies, M.; Webb, D.; Khunti, K. & McCarthy, M. (2019) "Prediction of Diabetic Foot Ulceration: The value of Using Microclimate Sensor Arrays", *Journal of Diabetes Science and Technology*. doi: <https://doi.org/10.1177/1932296819877194>.
- [6] Novel PEDAR PDF. <http://www.novelusa.com/assets/pdf/pedar/novel-pedography-en.pdf> (Acedido: 24 maio 2020).
- [7] Fong, D.; Chan, Y.; Hong, Y.; Yung, P.; Fung, K. & Chan, K. 2008. "A three-pressure-sensor (3PS) system for monitoring ankle supination torque during sport motions", *Journal of Biomechanics*. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.05.035>.
- [8] Caetano, M.J.L. "Funcionalidade Biomecânica", *Ciência e Tecnologia da Borracha*. <https://www.ctborracha.com/borracha-sintese-historica/aplicacoes/calçado/classificacao-do-calçado/funcionalidade-biomecanica/> (Acedido: 26 maio 2020).
- [9] Abernethy, B.; Hanrahan, S.J.; Kippers, V.; Mackinnon L.T. & Pandy, M.G. "The Biophysical Foundations of Human Movement", <https://books.google.pt/books?id=w-FlXA8p7vQC&printsec=frontcover&hl=pt-PT> (Acedido: 26 maio 2020).

- [10] Mark McColman & Michael Ryan. (2017) "Understanding Pronation" *kintec*. Disponível em: <https://www.kintec.net/blog/what-is-pronation/>. (Acedido: 26 maio 2020)
- [11] Jones, O. "Bones of the Foot. Tarsals, Metatarsals, Phalanges", *TeachMeAnatomy*. <https://teachmeanatomy.info/lower-limb/bones/bones-of-the-foot-tarsals-metatarsals-and-phalanges/> (Acedido: 22 maio 2020).
- [12] "Foot bones joints metatarsal metatarsus phalange cuneiform navicular cuboid talus calcaneus top view above skin names" *Anatomy Stock Images*. Disponível em: <https://www.anatomystockimages.com/media/2f3a30a4-e844-40af-85e7-1759b7eb2281> (Acedido: 26 maio 2020).
- [13] Jones, O. "The Ankle Joint Articulations Movements", *TeachMeAnatomy*. <https://teachmeanatomy.info/lower-limb/joints/ankle-joint/> (Acedido: 26 maio 2020).
- [14] Jones S. "The Subtalar Joint", *TeachMeAnatomy*. <https://teachmeanatomy.info/lower-limb/joints/subtalar/> (Acedido 26 maio 2020).
- [15] O'Leary, C. "Joints and ligaments of the foot", *Kenhub Anatomy* <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/joints-and-ligaments-of-the-foot> (Acedido: 26 maio 2020).
- [16] Speller, J. "Muscles of the Foot", *TeachMeAnatomy*. <https://teachmeanatomy.info/lower-limb/muscles/foot/> (Acedido: 22 maio 2020).
- [17] #TMFAM. (2020) "The arches of the foot", *Tenni Moc*. Disponível em: <https://tenni-mocs.com/blogs/tenni-blogs/the-arches-of-the-foot> (Acedido: 22 maio 2020)
- [18] Little, S. "The Arches of the Foot" Longitudinal", *TeachMeAnatomy*. <https://teachmeanatomy.info/lower-limb/misc/foot-arches/> (Acedido: 22 maio 2020).
- [19] Bryant, A.; Tinley, P. & Singer, K. (2000) "Normal values of plantar pressure measurements determined using the EMED-SF system", *Journal of the American Podiatric Medical Association*. doi: <https://doi.org/10.7547/87507315-90-6-295>.
- [20] Nagano, H & Begg R. K. (2018) "Shoe-Insole Technology for Injury Prevention in Walking", *Institute for Health and Sport*. doi: <https://doi.org/10.3390/s18051468>

- [21] "pedar: Dynamic pressure distribution inside the footwear", *Novel*, <https://www.novel.de/products/pedar/> (Acedido: 24 de maio 2020).
- [22] "pedar: Dynamic pressure distribution inside the footwear", (2020) [https://www.novel.de/wp-content/uploads/2019/06/pedar\\_mobile-pedography\\_web.pdf](https://www.novel.de/wp-content/uploads/2019/06/pedar_mobile-pedography_web.pdf) (Acedido: 24 maio 2020).
- [23] novel – Art in Science (2015). "pedar: Mobile pedography with pressure sensor | novel.de", *Novel.de*. [https://www.youtube.com/watch?v=AU1ZykXP9KM&feature=emb\\_title](https://www.youtube.com/watch?v=AU1ZykXP9KM&feature=emb_title) (Acedido em: 25 maio 2020)
- [24] Orpyx SI: Sensory Insole "Enabling you to prevent diabetic foot ulcers", *Medical EXPO*. <https://pdf.medicalexpo.com/pdf/orpyx/enabling-you-to-prevent-diabetic-foot-ulcers/94111-224181.html> (Acedido 25 maio 2020).
- [25] Abbott, C.; Chatwin, K.; Forden, P.; Hasan, A.; Sangem C.; Rajbhandari, S.; Reddy, Prabhav; Vileikyte, L.; Bowling, F.; Boulton, A. & Reeves, N. (2019) "Innovative intelligent insole system reduces diabetic foot ulcer recurrence at plantar sites: a prospective, randomised, proof of concept study" *Diabetes UK and Orpyx Medical Technologies* doi: [https://doi.org/10.1016/S2589-7500\(19\)30128-1](https://doi.org/10.1016/S2589-7500(19)30128-1).
- [26] Najafi, B.; Chalifoux, C.; Everett, J. B.; Razjouyan, J.; Brooks, E. & Armstrong, D. (2018) "Cost effectiveness of smart insoles in preventing ulcer recurrence for people in diabetic foot remission", *Wound Care Management*. doi: <https://doi.org/10.15761/WCM.1000102>.
- [27] (2019) "Instruction Manual", *Moticon SCIENCE*. [https://www.moticon.de/wp-content/uploads/2019/08/Moticon-SCIENCE\\_Instruction-Manual\\_EN\\_web.pdf](https://www.moticon.de/wp-content/uploads/2019/08/Moticon-SCIENCE_Instruction-Manual_EN_web.pdf)
- [28] "Which wireless standard do you use?" *Moticon SCIENCE*. <https://www.moticon.de/faq-004-which-wireless-standard-do-you-use/> (Acedido 25 maio 2020).
- [29] (2020) "Sensor Insole Product Specification", *Moticon SCIENCE*. [https://www.moticon.de/wp-content/uploads/2019/08/Moticon-SCIENCE\\_Sensor-Insole-Product-Specification\\_EN\\_web.pdf](https://www.moticon.de/wp-content/uploads/2019/08/Moticon-SCIENCE_Sensor-Insole-Product-Specification_EN_web.pdf).

- [30] "Insole Guide: How to choose the right insole", *TheInsoleStore*. Disponível em: <https://www.theinsolestore.com/insole-guide> (Acedido: 24 junho 2020).
- [31] Leber, C. & Evanski, P.M. (1986) "A comparison of shoe insole materials in plantar pressure relief", *Prosthetics and Orthotics International*. doi: <https://doi.org/10.3109/03093648609164517>.
- [32] Ribeiro, B; "Transdutores" *Material de apoio à cadeia de Aquisição de dados*. Universidade da Beira Interior, Departamento de Eletromecânica
- [33] Razak, A. H. A.; Zayegh, A.; Begg, R. K. & Wahab, Y. (2012) "Foot plantar pressure measurement system: A review" *School of Engineering and Science, Australia*. Doi: doi: <https://doi.org/10.3390/s120709884>.
- [34] Gefen, A. (2017) "Pressure-sensing devices for assessment of soft tissue loading under bony prominences: Technological concepts and clinical utilization", *SAWC Fall: The Symposium on Advanced Wound Care*.
- [35] Li, Jing; Bao, Rongrong; Tao, Juan; Peng, Yiyao & Pan, C. (2018) "Recent progress in flexible pressure sensor arrays: from design to applications", *Journal of Materials Chemistry C*, vol. 6, n. 44, pp. 11878–11892. doi: <https://doi.org/10.1039/C8TC02946F>.
- [36] Chen, W. & Yan X. (2020) "Progress in achieving high-performance piezoresistive and capacitive flexible pressure sensors: A review", *Journal of Materials Science & Technology*, vol. 43, pp. 175–188. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jmst.2019.11.010>.
- [37] Pimentel, J. H.F. (2017) "Pressure and deformation measurement with piezoresistive sensors" Obtenção do grau de mestre em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores, Universidade da Beira Interior, Faculdade de Engenharia, Covilhã
- [38] (2018). "Choosing the right pressure sensor" *Direct Industry*, <http://guide.directindustry.com/choosing-the-right-pressure-sensor/> (Acedido: 23 junho 2020).
- [39] Gassmann, E. (2014) "Pressure-Sensor Fundamentals Interpreting Accuracy and Error", *Chemical Engineering Progress*. Disponível em: [https://en.wika.com/upload/TA\\_0614\\_CEP\\_en\\_co\\_59242.pdf](https://en.wika.com/upload/TA_0614_CEP_en_co_59242.pdf) (Acedido: 23 junho 2020).

- [40] "Interlink Electronics FSR Force Sensing Resistors - FSR Integration Guide". *Interlink Electronics*. Disponível em: <https://www.generationrobots.com/media/FSR400-Series-Integration-Guide.pdf> (Acedido: 15 setembro 2020).
- [41] Aleixo, B. C. (2020) "Projeto de palmilha sensora para pacientes diabéticos" Obtenção do grau de Licenciatura, Ciências Biomédicas, Universidade da Beira Interior, Faculdade Ciências da Saúde, Covilhã.
- [42] Ostadabbas, S.; Saeed, A.; Nourani, M. & Pompeo, M. (2012). " Sensor architectural tradeoff for diabetic foot ulcer monitoring", *2012 Annual international Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. doi: <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6347528>.
- [43] Martinez-Santos, A.; Preece, S. & Nester, C. (2019) "Evaluation of orthotic insoles for people with diabetes who are at-risk of first ulceration", *Journal of Foot and Ankle Research*. doi: <https://doi.org/10.1186/s13047-019-0344-z>.
- [44] Dawe, E & Davis, J. (2011) "(vi) Anatomy and biomechanics of the foot and ankle", *Orthopaedics and Trauma*. doi: <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2011.02.004>.
- [45] ada, l. (2008). "Force sensitive resistor (FSR)", *Adafruit Learning System*. Disponível em <https://cdn-learn.adafruit.com/downloads/pdf/force-sensitive-resistor-fsr.pdf> (Acedido: 11 setembro 2020).
- [46] 0033mer; (2017) "How to use Force Sensing Resistors", Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=rTO3U-oNjtw> (Acedido: 15 setembro de 2020).
- [47] "Difference between Polarized and Non-polarized Relays" *Panasonic*. Disponível em: <https://www3.panasonic.biz/ac/e/control/relay/power/difference/index.jsp> (Acedido: 11 setembro 2020).
- [48] Fluke (2007) "8808A Digital Multimeter Users Manual ", *Fluke Direct*. Disponível em: [https://www.fluke-direct.com/pdfs/cache/www.fluke-direct.com/fluke/multimeter/8808a/manual/fluke\\_8808a\\_multimeter\\_manual.pdf](https://www.fluke-direct.com/pdfs/cache/www.fluke-direct.com/fluke/multimeter/8808a/manual/fluke_8808a_multimeter_manual.pdf) (Acedido em: 16 setembro 2020).
- [49] "Precision balance 2000g/0.01g, series 5162", *Auxilab S.L. Material de laboratório*. Disponível em: <https://www.auxilab.es/en/laboratory-equipment/precision-balance-2000g-0-01g-series-5162/> (Acedido: 17 setembro 2020).

