

ESCOLA POLITÉCNICA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
GUILHERME CAMARGO CHIARAMONTI, RAFAEL DOS SANTOS IMAKAWA

Desenvolvimento de uma palmilha sensorial para a aquisição das forças  
localizadas na sua interface com os pés dos seres humanos

São Paulo  
2014



ESCOLA POLITÉCNICA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
GUILHERME CAMARGO CHIARAMONTI, RAFAEL DOS SANTOS IMAKAWA

Desenvolvimento de uma palmilha sensorial para a aquisição das forças  
localizadas na sua interface com os pés dos seres humanos

Trabalho de conclusão de curso  
apresentado à Escola Politécnica da  
Universidade de São Paulo para a  
obtenção do título de graduação em  
engenharia mecatrônica.

São Paulo  
2014

ESCOLA POLITÉCNICA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
GUILHERME CAMARGO CHIARAMONTI, RAFAEL DOS SANTOS IMAKAWA

Desenvolvimento de uma palmilha sensorial para a aquisição das forças  
localizadas na sua interface com os pés dos seres humanos

Trabalho de conclusão de curso  
apresentado à Escola Politécnica da  
Universidade de São Paulo para a  
obtenção do título de graduação em  
engenharia mecatrônica.

Área de Concentração: Engenharia  
Mecatrônica

Orientador: Prof. Dr. Júlio César  
Adamowski

São Paulo  
2014

## **Catálogo-na-publicação**

**Imakawa, Rafael dos Santos**

**Desenvolvimento de uma palmilha sensorial para a aquisição das forças localizadas na sua interface com os pés dos seres humanos / R.S. Imakawa; G. Chiaramonti. – São Paulo, 2014. 100 p.**

**Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos.**

**1.Processamento de sianis 2.Sensor 3.Pé 4.Medição mecânica I. Chiaramonti, Guilherme II.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos III.t.**

Dedicamos este trabalho aos nossos familiares, em especial ao Iago Chiaramonti e à Nadia Imakawa pelo apoio e amor incondicional.

## **AGRADECIMENTOS**

A Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, seu corpo docente, direção e administração que oportunizaram a janela que hoje vislumbro um horizonte superior, eivado pela acendrada confiança no mérito e ética aqui presente.

Ao nosso orientador Prof. Dr. Júlio César Adamowski, pelo suporte, pelas suas correções e conhecimentos transmitidos.

Ao Prof. Dr. Arturo Forner Cordero pela experiência e conhecimento na área de bioengenharia.

Ao Prof. José Carlos dos Santos pelo extenso auxílio e paciência.

Aos nossos pais e familiares, pelo suporte, incentivo e apoio incondicional.

E a todos que direta ou indiretamente fizeram parte da nossa formação, fica aqui o nosso agradecimento.

## RESUMO

**Palavras-chave:** Pesagem de carga dinâmica, processamento de sinais, sensor de cargas dos pés.

Esse trabalho descreve o desenvolvimento de um protótipo de uma palmilha sensorial, a qual é instalada dentro de um calçado e faz a medição da resultante das forças localizadas na interface entre a sola do pé e essa palmilha, sejam essas forças medidas estáticas ou dinâmicas.

O protótipo desenvolvido é composto por uma palmilha de poliuretano, com dois bolsões internos, um localizado na região abaixo dos metatarsos e outro abaixo do calcanhar, ambos preenchidos com óleo e conectados a um sensor de pressão.

Quando o usuário apoia ou exerce qualquer força sobre a palmilha, as pressões nos bolsões sofrem variações que são detectadas pelos sensores. Assim, esses sensores realizam a aquisição de sinais e os enviam através de um sistema *wireless*, para um computador pessoal. Finalmente, nesse computador pessoal, esses dados são processados e exibidos para o usuário, em tempo real, através de uma interface, monitorando a magnitude dessas forças existentes no contato da sola do pé com a palmilha.

Esse sistema desenvolvido é portátil, e interfere o menos possível na mobilidade do usuário, utilizando para isso, comunicação *wireless* ao invés de longas conexões de fios que poderiam atrapalhar na movimentação do usuário.

O dispositivo desenvolvido atingiu os requisitos propostos e apresentou resultados coerentes com trabalhos anteriores de outros autores.



## **ABSTRACT**

**Key words:** Dynamic weighing measurement, foot load sensor, signal processing.

This work describes the development of an instrumented insole to be placed inside the footwear, to measure the forces between user's foot sole and the insole, even if these forces are static or dynamic.

The prototype consists in a polyurethane insole, with two pockets, one located in the region below the metatarsal and other below the heel, both filled with oil and connected to a pressure sensor.

When user exerts any force on the insole, the pressure inside these pockets changes and it is measured by the sensors. A conditioning circuit acquires these data and sends it wirelessly to a personal computer. Finally, in this personal computer, the collected data are processed, and the magnitude of forces between user's foot sole and the insole is presented via a real-time interface.

This system is portable, and it is intended to interfere as little as possible in user mobility, using wireless communication instead of long wire connections, that could interfere the movements of the user.

The device fulfills the proposed requirements and showed results that are consistent with previous works done by other authors.

## SUMÁRIO

1. Introdução .....	1
2. Objetivos.....	3
3. Revisão bibliográfica.....	4
3.1. Desafios Científicos e tecnológicos.....	4
3.2. Estado da arte do problema e das soluções.....	4
3.2.1. Sistemas sensoriais embutidos dentro dos calçados .....	5
3.2.2. Sistemas de plataforma .....	6
3.2.3. Trabalhos acadêmicos .....	7
3.2.4. Dispositivos comerciais .....	18
3.3. Tabela comparativa.....	21
4. Requisitos propostos.....	23
4.1. Requisitos mecânicos.....	23
4.1.1. Resistência.....	23
4.1.2. Mobilidade .....	23
4.2. Requisitos de <i>hardware</i> .....	23
4.2.1. Sensor .....	23
4.2.2. Sistema de condicionamento dos sinais .....	27
4.2.3. Módulo de comunicação sem fio .....	28
4.2.4. Consumo (mAh).....	28
4.3. Tabela com os requisitos propostos .....	29
5. Solução proposta .....	30
5.1. Área sensível da palmilha (formato e posicionamento dos bolsões).....	32
5.2. Dimensionamento da faixa de pressão de atuação nos bolsões .....	35
5.3. Seleção dos materiais .....	38
5.3.1. Palmilha: .....	38
5.3.2. Líquido de preenchimento .....	39
5.3.3. Sensor: .....	47
5.3.4. Microcontrolador:.....	48
5.3.5. Módulo de comunicação sem fio: .....	50
5.3.6. Consumo: .....	51
5.3.7. Processador: .....	53
5.3.8. Software:.....	53

<b>6. Desenvolvimento do <i>software</i></b> .....	54
<b>6.1. Diagrama de Casos de Uso (UCD)</b> .....	54
<b>6.2. Diagrama de Estados (State Machine)</b> .....	54
<b>6.3. Diagrama de Componentes (Component Diagram)</b> .....	55
<b>6.4. Interface com o Usuário</b> .....	56
<b>6.4.1. Tela Principal</b> .....	56
<b>6.4.2. Janela de Gráficos</b> .....	58
<b>7. Experimentos</b> .....	60
<b>7.1. Calibração</b> .....	60
<b>7.2. Experimento 1 – Ensaio destrutivo</b> .....	62
<b>7.3. Experimento 2 – Sensibilidade à temperatura</b> .....	62
<b>7.4. Experimento 3 – Precisão</b> .....	63
<b>7.5. Experimento 4 – Acurácia</b> .....	64
<b>8. Resultados</b> .....	65
<b>8.1. Resultados obtidos em relação aos requisitos propostos</b> .....	65
<b>8.2. Resultados obtidos para comparação com trabalho de outros autores</b> .....	67
<b>9. Discussão</b> .....	69
<b>9.1. <i>Heel strikers</i></b> .....	69
<b>9.2. <i>Forefoot strikers</i></b> .....	70
<b>9.3. Salto</b> .....	70
<b>10. Conclusão</b> .....	72
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	73
<b>APÊNDICE A - Tela principal</b> .....	79
<b>APÊNDICE B - Tela de gráficos</b> .....	86
<b>APÊNDICE C - Classe auxiliar ChartData</b> .....	90
<b>APÊNDICE D - Arduino Nano</b> .....	91
<b>APÊNDICE E - Arduino Mega</b> .....	92
<b>APÊNDICE F - <i>Software</i> do Matlab para análise dinâmica</b> .....	93
<b>APÊNDICE G - Manual de utilização do dispositivo</b> .....	96

## 1. Introdução

As forças e pressões das solas dos pés dos seres humanos têm sido objeto de estudos frequentes entre os pesquisadores, como pode se observar através do crescente número de estudos científicos realizados nessa área.

Há diversas aplicações para esses estudos. Na área esportiva, por exemplo, a melhora do desempenho dos atletas e a prevenção de lesões são os principais enfoques [4], [16]. Hollecze et al. (2010) desenvolveu o SnowPro capaz de identificar erros nas técnicas de um praticante de snowboards; Gioftsidou et al. (2006) estudou os efeitos de um treino de equilíbrio no futebol, Queen et al. (2007) percebeu que o design de calçados esportivos deveria ser específico para cada sexo devido às diferenças nas cargas plantares entre homens e mulheres.

Outra área em que esses dispositivos de aferição são comumente aplicados é a área médica, na qual os dispositivos visam assistir desde problemas simples, como dores nos pés, formação de calos ou bolhas [31], [48], e diagnóstico de pé chato [43], até problemas mais complexos, como ajuda na reabilitação de pessoas que sofreram derrame [8], melhora da mobilidade de pessoas com deficiências nos membros inferiores [23] e pressões excessivas nos pés de diabéticos resultando em úlceras que podem levar à necessidade de uma amputação [5], [22], [26], [31], [48].

Os sistemas para medição de pressões, em geral, podem ser classificados em 2 grupos, os sistemas de plataforma e os sistemas embutidos nos calçados [7], [40]. Há uma grande variedade desses sistemas no mercado e em laboratórios de pesquisas. Um exemplo de sistema de plataforma é o EMED-SF que é formado por uma matriz de sensores capacitivos e é frequentemente utilizado em pesquisas de diabetes mellitus [29], [41] e na análise do modo de andar [19].

Contudo, muitas vezes, os sistemas de plataforma são limitados ao uso em laboratórios e hospitais e não adequados quando se deseja medir pressões entre o calçado e o pé [40]. Assim, alguns dispositivos comerciais, com sistemas de medição fixos dentro dos calçados, ganham destaque, como o F-Scan (Tekscan, Inc., South Boston, USA) e o Pedar (Novel GmbH, Germany), que fazem a aquisição

da distribuição espacial e temporal das pressões plantares, e podem ser utilizados para análise de estabilidade no andar de uma pessoa [25].

Dispositivos que necessitam de fios para se conectar com o circuito de condicionamento de sinais, localizados na cintura ou no tornozelo do usuário, influenciam no andar do usuário proporcionando desconforto [42].

Desse modo, diversos autores visaram à construção de dispositivos portáteis, com baixo consumo de energia e alta ergonomia [42]. Exemplificando, com essas finalidades, Edgar et al. (2010) construiu uma palmilha com FSRs localizados na região do dedão dos metatarsos e do calcanhar, utilizando elementos de tamanho reduzido e atingindo uma ergonomia de 12h para um uso contínuo. Com esses mesmos objetivos, De Rossi et al. (2011) desenvolveu uma palmilha com uma matriz de 64 sensores, com Bluetooths e outros equipamentos eletrônicos de baixo consumo, de modo que seu dispositivo era fixo no calçado do usuário e apresentava 7h de autonomia, em caso de uso contínuo.

As principais motivações deste trabalho são semelhantes, desenvolver um dispositivo capaz de auxiliar na correção do equilíbrio postural de pessoas, como por exemplo, na reabilitação de pessoas que sofreram cirurgias de ligamento de joelho e monitorar as cargas sobre trabalhadores de mão-de-obra pesada, uma vez que os mesmos podem vir a sofrer com problemas na coluna devido às sobrecargas.

É proposta, portanto, uma metodologia alternativa para a construção de uma palmilha capaz de medir a resultante das forças aplicadas na interface entre a sola do pé com a referida palmilha.

O trabalho está dividido em outras nove seções. A Seção 2 apresenta os objetivos. A revisão bibliográfica e o estado da arte são discutidos na Seção 3. Dispositivos comerciais são analisados na Seção 3. Seção 4 descreve os requisitos propostos para a execução do projeto. Seção 5 a metodologia utilizada, 6 documenta o *software* desenvolvido. Seção 7 descreve os experimentos, seção 8 apresenta os resultados desses experimentos que são discutidos através de comparações com outros trabalhos na Seção 9. Finalmente, a Seção 10 apresenta as conclusões do projeto e sugestões para trabalhos posteriores.

## 2. Objetivos

Desenvolver um dispositivo compacto, a ser inserido em um calçado comercial, capaz de estimar a resultante das forças nos 3 eixos existentes na interface entre a sola do pé do usuário e essa palmilha, estando o usuário em movimento ou parado (cargas dinâmicas ou estáticas). Os dados adquiridos por esse dispositivo deverão ser enviados a um computador pessoal e/ou *smartphone* por meio de uma comunicação sem fio, para que não restrinja a mobilidade do usuário. Finalmente, no computador pessoal e/ou *smartphone*, esses dados deverão ser processados por um programa que retornará ao usuário a resultante dessas forças existentes entre a sola do pé e o calçado do usuário.

### 3. Revisão bibliográfica

#### 3.1. Desafios Científicos e tecnológicos

Os sistemas de medição das forças plantares disponíveis no mercado ou em laboratórios de pesquisa variam de configurações de acordo com as diferentes necessidades das aplicações.

Dentre os diversos tipos de configurações para a medição das forças, há dois mais difundidos e frequentes: através de plataformas e através de sistemas embutidos nos calçados.

Segundo Gefenet al.[11], na concepção de dispositivos de medição das forças plantares, alguns dos principais requisitos são a frequência de amostragem, precisão, resolução e a decomposição das forças espacialmente (quando desejada).

Essas exigências compõem os principais desafios científicos e tecnológicos a serem enfrentados e serão detalhadas posteriormente.

#### 3.2. Estado da arte do problema e das soluções

O desenvolvimento de soluções de sensoriamento para aplicações atreladas à saúde é um grande foco de pesquisa. Graças a essas pesquisas, aos rápidos avanços tecnológicos e as melhorias nos processos de micro fabricação, soluções cada vez mais miniaturizadas, leves e eficientes em termos de consumo de energia estão sendo desenvolvidas [33].

A análise das forças na interface entre a superfície da sola do pé e as palmilhas acompanha esse desenvolvimento, principalmente com aplicações voltadas para as áreas biomédicas e relacionadas com o esporte. Exemplos de aplicações típicas nessa área seriam: *design* de calçados em geral e de calçados ortopédicos, análise do desempenho esportivo, prevenção de lesões e diagnósticos de doenças, entre outros.

Podem-se classificar as variedades de métodos para a medição das forças envolvidas no contato dos pés com o chão em dois grupos, os sistemas de plataformas, e os sistemas embutido dentro dos calçados, que acompanham os usuários, os quais são enfoque desse projeto.

### **3.2.1. Sistemas sensoriais embutidos dentro dos calçados**

Uma das vantagens dos sistemas sensoriais embutidos dentro dos calçados seria que eles tendem a ocupar o menor volume necessário e, portanto, ser o mais portátil possível, para não atrapalhar a mobilidade e o movimento natural do usuário. Outra vantagem seria que esses sistemas permitem ao usuário estudos em diferentes terrenos e velocidades de marcha, ao contrário da maioria dos sistemas de plataformas, nos quais as medições resultam da interação dos calçados com a plataforma, ou dos pés do usuário com a plataforma.

Alguns dispositivos dos sistemas sensoriais embutidos dentro dos calçados são capazes de mapear a distribuição de pressão nos pés, como se pode observar na figura 1, abaixo, do aparelho F-Scan System da Tekscan.

Esses sistemas tem a necessidade de estarem bem fixos nos calçados, para evitar escorregamentos e assegurar resultados concisos, uma vez que as medições desses sistemas refletem a interação das forças entre o pé e o sapato do usuário [48].

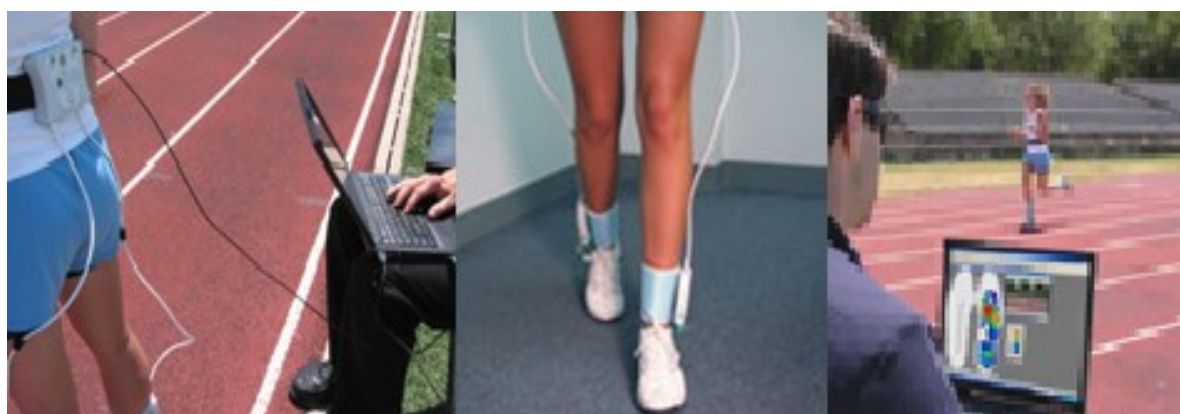


Figura 1: F-Scan System  
Fonte: Tekscan



### 3.2.2. Sistemas de plataforma

Geralmente, esse tipo de sistema é composto por uma plataforma, construída a partir de uma matriz rígida e plana, com sensores de pressão espalhados sobre ela. A balança, encontrada amplamente em domicílios e farmácias, para aferição de peso, exemplifica minimamente essa configuração, apesar de realizar somente medições de cargas estáticas.

Há, contudo, sistemas de plataforma mais complexos, capazes de realizar medição de cargas dinâmicas, como o Vertical Ground Reactor Force, do Skeleton Biology Lab (Harvard University), ou mesmo a esteira encontrada no laboratório Locomotor Performance Laboratory da universidade norte americana Southern Methodist University.

Uma vantagem desses equipamentos é que eles são fáceis de usar, uma vez que a grande maioria desses equipamentos são planos e fixos no chão. Entretanto, há a desvantagem da necessidade do paciente estar familiarizado com o equipamento para assegurar uma marcha natural. Além disso, muitos sistemas de plataforma acabam tendo uma limitação da gama de estudos possíveis, por não possibilitarem a realização de experimentos em terrenos variados.

A figura 2, abaixo, mostra um exemplo de um sistema de plataforma, o Walkway System, da Tekscan, que utiliza sensores resistivos.

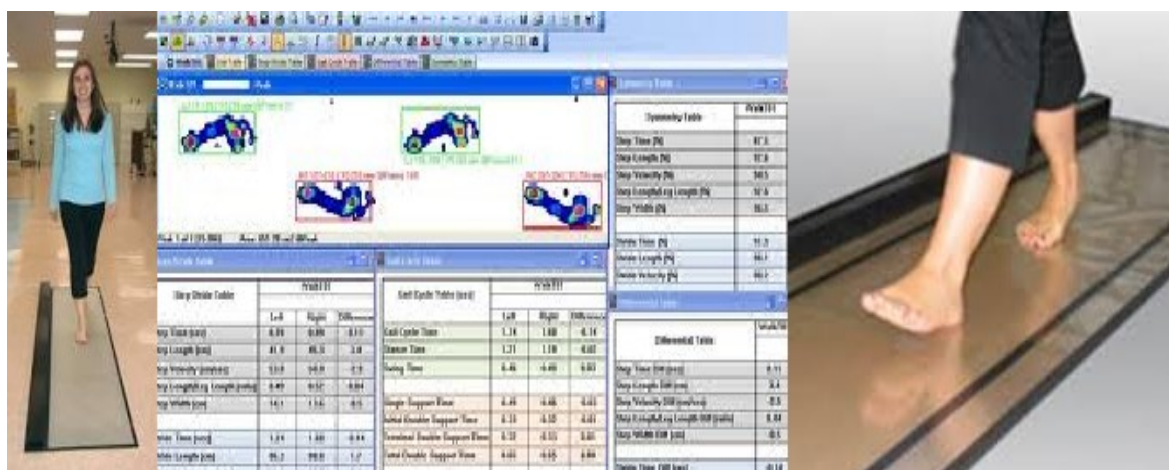


Figura 2: Walkway™ System  
Fonte: Tekscan

Já a figura 3 mostra um exemplo de um sistema de plataforma que utiliza sensores capacitivos, o aparelho de baropodometria da Emed.



Figura 3: Baropodômetro da Emed  
Fonte: Emed

### **3.2.3. Trabalhos acadêmicos**

Aplicações parecidas com o propósito deste trabalho vêm sendo objetivo de estudo de pesquisadores há mais de 20 anos.

#### **3.2.3.1. Hausdorff et al. (1995)**

O autor salienta que o início e o fim de uma passada são componentes essenciais na análise do modo de andar de uma pessoa, pois, segundo o mesmo, o tempo decorrido durante uma passada permite medir a duração das fases de apoio e o balanço do pé, o que são elementos cruciais para distinguir um andar normal de um patológico.

O autor cita também os métodos existentes, na época, para se medir esse tempo de passada, e que todos possuíam pelo menos um dos seguintes problemas: alto custo, dificuldade de ser reproduzido em ambiente 'in-house', necessidade de se alterar o modo de andar para conseguir leitura dos passos e/ou falta de acurácia do sistema.

Assim, Hausdorff et al. criou um dispositivo de baixo custo capaz de prover medidas acuradas do tempo de passada. Para isso, utilizou sensores piezos resistivos FSR (Interlink Electronics, P.O. Box 40760, Santa Barbara, CA 93140), posicionando-os abaixo dos dedos, dos metatarsos e do calcanhar. Esses sensores foram ligados em paralelo, e o conjunto de sensores em paralelo, ligado em série com um resistor de  $390\Omega$ , criando um divisor de tensão. Assim, obteve-se uma tensão de saída de acordo com a força aplicada, esse sinal analógico era então digitalizado e analisado em um software.

### **3.2.3.2. Lawrence et al. (1997)**

Em 1997, o autor apresentou um dispositivo portátil, capaz de ser instalado no interior de um sapato, e não ter seu uso limitado somente a laboratórios.

Esse dispositivo apresentado era capaz de captar as forças e os momentos de contato entre o sapato e o chão, assim como o centro de pressão em função do tempo.

Para a construção do dispositivo, utilizou-se um conjunto de espessos filmes de sensores piezo-resistivos, um resistor fixo e uma fonte de tensão. O resistor fixo tinha sua voltagem alterada, pois estava conectado com os sensores piezo resistivos e a uma corrente elétrica fixa. Assim, conforme as resistências internas dos sensores variavam de acordo com as pressões neles exercidas, variava-se também a voltagem do resistor fixo.

Essa voltagem do resistor fixo era medida (variava entre 5,8 a 11,5 V) e enviada através dos transmissores localizados nos calçados, de  $23\text{ cm}^3$  de volume, a um receptor de  $67\text{ cm}^3$  de volume, com voltagem que variava de 5 a 11,5V. Esse sistema operava em uma frequência entre 902 a 928 MHz possibilitando taxas de transmissão de 50 kbaud e cobertura de distâncias em um raio de até 500 metros.

Esses dados transmitidos eram então processados, e, após a uma série de cálculos, era possível se encontrar as forças, momentos e os centros de pressão envolvidos no contato entre o chão e o calçado do usuário, durante o seu uso.

### **3.2.3.3.Schmidt et al. (2002)**

Schmidt et al. (2002) foi um dos primeiros trabalhos a implantar o sensoriamento de cargas dinâmicas.

Em seu trabalho, o autor implanta sensores piezo resistivos, alimentados com uma fonte, e através da medição da voltagem em certos resistores, conseguia adquirir uma série de informações de diversos tipos de eventos.

Assim, o autor descreve uma série de experimentos com o uso de algumas técnicas de sensoriamento e relata os resultados obtidos. Através de processamento de dados, o autor foi capaz de adquirir outras informações, como o peso, a posição de um objeto em uma determinada superfície, e algumas medições de cargas dinâmicas.

O dispositivo de Schmidt utilizava células de carga para a aquisição dos sinais, os quais eram amplificados por um Circuito Integrado INA118. Esses sinais eram convertidos de analógicos para digitais, por um conversor que atuava em conjunto com o microprocessador um PIC16F876.

Depois, esses dados adquiridos eram enviados através de um módulo de transmissão sem fio (Radiometrix BIM2), o qual possuía um transmissor conectado ao microprocessador PIC16F876 e um receptor conectado a um computador pessoal. Uma vez no computador, os dados eram processados e analisados, obtendo-se finalmente as informações desejadas.

### **3.2.3.4.Bamberg et al. (2008)**

Bamberg et al. desenvolveu um sistema para análises de marcha das pessoas. Esse sistema, que era portátil, foi montado em um tênis, e possuía transmissão de dados através de um módulo de comunicação sem fio, para não restringir a movimentação do usuário, uma vez que os fios poderiam atrapalhar a marcha natural do usuário.

O Gaitshoe, como foi nomeado pelo autor, possuía 3 acelerômetros ortogonais

(ADXL202E), 3 giroscópios ortogonais (ADXRS150, ENC-03 J), 4 sensores de força (2 FSR-402 de 5mm diâmetro abaixo do calcanhar e 2 FSR-400 de 12.7 mm de diâmetro abaixo dos metatarsos), 2 sensores de torção (FLX-01), 2 sensores de pressão dinâmica (PVDF 1 no calcanhar e outro no dedão) e até um sensor de altura por campo elétrico (foi desenvolvido um sensor capacitivo utilizando o MC33794DH da Motorola).

Graças a esses aparatos, esse dispositivo era capaz de além de coletar dados de forças de contato entre o pé e o calçado, fornecer a orientação e posição em 3D do pé do usuário.

O dispositivo era capaz de captar as forças de contato entre o calçado e algumas partes dos pés do usuário, como o calcanhar, os metatarsos e dedos do mesmo.

Vale também destacar a ergonomia e versatilidade do aparelho, que era capaz de funcionar ininterruptamente, em quase todos os tipos de ambientes, por períodos de tempo de até 8 horas.

Foi acoplado ao tênis, o microcontrolador (Silicon Laboratories C8051F206), o transmissor sem fio (RFMonolithics DR3000-1), com uma antena e uma pequena bateria como fonte de alimentação para não atrapalhar a mobilidade e o movimento natural da marcha do usuário.

#### **3.2.3.5. Benocci et al. (2009)**

O autor desenvolveu um sistema sem fio para análises de postura e de marcha do usuário, capaz de ser colocado dentro de um tênis.

O autor acoplou ao sistema da Paromed da Parotec (dispositivo comercial), que possui 24 hidro células, para medir a pressão plantar, uma unidade inercial (ADIS16350), com um acelerômetro e um giroscópio de 3 eixos, dentro dos tênis. (Hidro célula é um sensor piezo resistivo contido dentro de uma célula preenchida por um fluido. Quando alguma força é aplicada, provoca-se um aumento da pressão

dentro do fluido da hidro célula fazendo com que o sensor piezo resistivo varie a sua tensão de saída).

Os sinais de tensão adquiridos pelos sensores piezo resistivos da hidro células eram transmitidos através de conexões via fio para o microcontrolador MPS430 da Texas Instruments. Nesse microcontrolador, esses sinais eram digitalizados e depois, através do uso de um módulo de comunicação Bluetooth, podiam ser enviados para serem processados em lugares distintos, uma vez que o Bluetooth permite uma interface com diversos dispositivos, valendo ressaltar entre eles, *laptops* e Smartphones. Assim, testes e aplicações podiam ser realizados em ambientes distintos, ou seja, não era necessário para o usuário estar próximo de uma base imóvel.

Após serem processados, os dados coletados permitiram determinar informações com acurácia, segundo o autor, sobre a fase de apoio e a fase equilíbrio do pé, presentes durante uma passada, além de retornar o tempo de duração de cada passo.

#### **3.2.3.6. Salpavaara et al. (2009)**

O autor criou um sistema com o intuito de monitorar os movimentos das pernas de um atleta durante a realização de saltos, corridas e diversos outros tipos de movimentos. Assim, após análises, esses dados monitorados ajudaram a entender as deficiências dos movimentos e auxiliaram o esportista a melhorar seu desempenho.

Esse dispositivo desenvolvido pelo autor utiliza uma matriz de sensores capacitivos, um conversor analógico digital (Analog Device), um microcontrolador (Atmel) e um rádio (Zigbee) para transmissão de dados sem fio. Com o dispositivo pronto, Salpavaara optou, dentre os diversos desportos, por fazer uma análise profunda do esporte olímpico de lançamento de dardos.

O autor chegou à conclusão que a fase de apoio, a fase balanço e o tempo das

passadas têm grande importância no desempenho do atleta, e que o ritmo dos passos deve aumentar no fim do arremesso.

### 3.2.3.7. Shu et al. (2009)

Shu et al. apresenta em seu trabalho um dispositivo pequeno, capaz de ser colocado dentro do tênis, como alternativa para os outros dispositivos da época, que, segundo o autor, eram desconfortáveis, caros, e normalmente não muito duráveis.

Esse dispositivo alternativo apresentado possuía sensores de pressão desenvolvidos pelo próprio autor, compostos por um material condutor revestido de silicone (carbono-black-filled silicon) com *strain gauges*.

As vantagens desse sensor de pressão desenvolvido, segundo o autor, era a resistência à fadiga, mais de 100.000 ciclos de vida para uma deformação de 40%, e o conforto ao usuário, gerado pela utilização do silicone. Outras características positivas do sensor construído, era a faixa de operação, que media de 10 a 800 kPa, e erro de precisão, que segundo o autor era de apenas 5%.

Assim, 6 sensores foram dispostos na palmilha, 3 distribuídos na região do calcanhar e 3 na região dos metatarsos, como se observa na figura abaixo.



Figura 4: Disposição dos sensores de Shu et al.  
Fonte: Shu et al. (2009)

Por constatar que a temperatura na palmilha era praticamente constante, o autor optou por não implantar um sistema de compensação para erros causados pela variação da temperatura.

Assim, esses sensores eram conectados em série com resistores fixos de  $30\Omega$ , e alimentados por uma corrente contínua, formando um divisor de tensão. Os dados das voltagens adquiridas no resistor fixo eram então digitalizados no módulo conversor A/D do PIC18F452, e enviados via Bluetooth para dispositivos compatíveis como laptops e celulares, para posterior processamento.

O autor exalta como motivo da escolha do Bluetooth, a fácil acessibilidade do mesmo e finalmente conclui o trabalho citando possíveis melhorias, como a utilização de sensores também na parte central do pé para melhorar a acurácia do dispositivo, e implantação de um sistema de compensação de temperatura, necessárias no caso do sistema estar sujeito à variação de temperatura superior a  $10\text{ }^{\circ}\text{C}$ .

#### **3.2.3.8.Holleczeck et al. (2010)**

Holleczeck et al. Desenvolveu o “SnowPro”, um dispositivo que é colocado nas botas de praticantes de *snowboards*, auxiliando-os no desenvolvimento de suas habilidades no referido esporte.

Esse dispositivo é capaz de analisar a dinâmica da distribuição de peso dentro das botas, de tal forma a identificar erros nas técnicas do esportista, que se baseiam em ‘mudar a distribuição do peso’.

Esse sistema oferece ao usuário duas opções, gravar as informações para posterior análise, ou exibí-las em tempo real.

Para implantar o sistema o autor utilizou 3 tecidos que atuavam como sensores de pressão, 6 conversores capacitância-digital e um módulo Bluetooth.

#### **3.2.3.9.Edgar et al. (2010)**

O autor descreve em seu trabalho uma nova metodologia para reconhecimento automático de posturas de pacientes que sofreram derrame.



O princípio do trabalho constitui em reproduzir sistemas existentes em um ambiente de laboratório para uma palmilha, possibilitando monitoramento das atividades diárias de uma pessoa.

Assim, essa palmilha recebeu 5 sensores de pressão, que, segundo o autor, foram posicionados nos pontos onde ocorrem as maiores pressões nos pés dos seres humanos. Essa palmilha construída pelo autor, por sua vez, era posicionada abaixo da palmilha original do tênis, sendo que, os outros componentes do dispositivo de aquisição de dados, de maior volume, foram acoplados na parte de trás do tênis, de forma a não interferir na marcha do usuário, diferentemente da maioria dos outros trabalhos propostos até então, nos quais esses componentes normalmente eram presos na perna do usuário (vide figura abaixo).

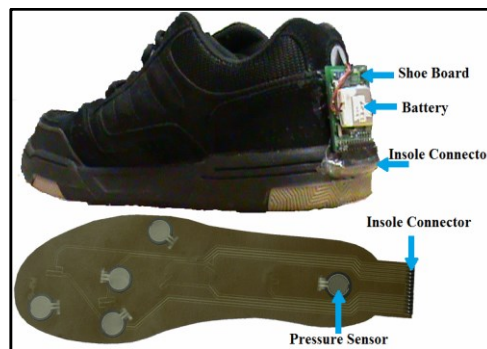


Figura 5: Disposição dos sensores e componentes no dispositivo de Edgar  
Fonte: Edgar et al. (2010)

Esse posicionamento na parte de trás do tênis utilizado pelo autor foi possível graças à utilização de componentes pequenos. O autor usou o Bluetooth como módulo de comunicação sem fio, que enviava os dados para a Microsoft Windows Mobile, onde os mesmos eram processados.

### 3.2.3.10. Yan et al. (2010)

O objetivo do autor era estudar a distribuição das pressões de contato e das tensões de cisalhamento simultaneamente, nos 3 eixos, pois acreditava que essa distribuição de pressões e tensões de cisalhamento era responsável por alguns problemas de dores nos pés e de formação de calos em usuárias de sapatos com salto alto.

Dentre os trabalhos analisados anteriormente, esse é o primeiro que visa medir as forças nos 3 eixos (os trabalhos apresentados anteriormente visam medir somente as pressões e forças verticais, ou seja, somente em 1 eixo).

Assim, o autor desenvolveu um dispositivo com 5 transdutores, 3 posicionados abaixo dos metatarsos, 1 abaixo do dedão e um abaixo do calcanhar, locais onde se encontram as maiores pressões e tensões, segundo o autor.

Foram feitos diversos testes com voluntárias que não possuíam problemas nos pés e eram acostumadas a utilizar salto alto. Com os resultados desses testes, o autor concluiu que as maiores pressões de contato e as maiores tensões de cisalhamento ocorrem abaixo do segundo metatarso, 386,9 kPa e 79,7 kPa, respectivamente, enquanto que no calcanhar essas pressões de contato e tensões de cisalhamento chegaram a valores de 115,2 e 19,2 kPa, respectivamente.

#### **3.2.3.11. Wada et al. (2010)**

Wada propõe em seu trabalho um sistema com a finalidade de ajudar na reabilitação de pacientes que estavam voltando a andar, como alternativa aos outros dispositivos desenvolvidos até a data, os quais, segundo o autor, possuíam limitações na coleta de dados em tempo real, eram complexos e grandes.

O dispositivo de Wada contava, para a coleta de dados, com giroscópios, acelerômetros, sensores ultrassônicos e sensores de pressão, acoplados em um calçado, com uma taxa de amostragem de 30 Hz. Os dados coletados por esses sensores eram enviados de forma *wireless* para um computador pessoal.

Já no computador pessoal, esses dados eram processados para que informações como o comprimento do passo, a velocidade de marcha e a distribuição de pressão nos pés dos pacientes, fossem exibidas em tempo real através de uma interface para o usuário.

Segundo o autor o equipamento possuía boa acurácia e os resultados foram considerados satisfatórios. Um exemplo disso é que o erro máximo encontrado no

comprimento do passo foi de somente de 5 cm, quando o paciente caminhava de forma a manter pelo menos um pé apoiado sobre o chão. Abaixo, tem-se uma figura com o esquemático do protótipo de Wada.

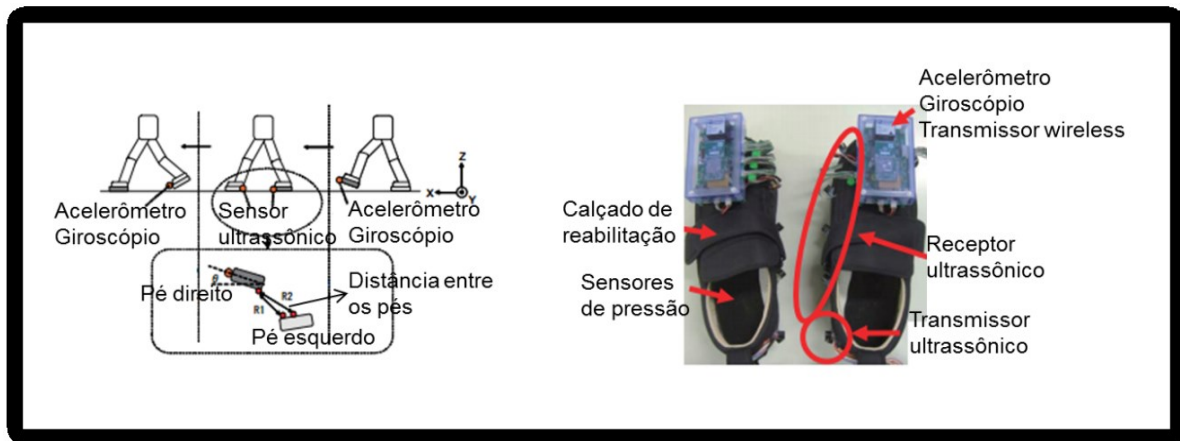


Figura 6: Esquemático do protótipo de Wada et al.  
Fonte: Wada et al. (2010)

### 3.2.3.12. De Rossi et al. (2011)

De Rossi et al. desenvolveu um dispositivo de monitoração da distribuição da pressão no pé, como alternativa aos dispositivos existentes que, segundo o autor, apresentavam resoluções espaciais e temporais reduzidas, pois utilizavam sensores com escala menor do que a necessária, e interferiam na marcha natural do usuário, pois tinham módulos presos na cintura ou no tornozelo, que eram conectados aos sensores localizados nos calçados via fios.

Assim, o dispositivo desenvolvido por De Rossi tinha 64 sensores, capazes de medir pressões de até 1000 kPa, para que as resoluções das medições não fossem comprometidas.

Esses sensores eram compostos de um fotodiodo, um LED e uma cápsula de silicone. Assim, as cargas exercidas pelo pé do usuário, deformavam essa cápsula de silicone, diminuindo a intensidade de luz que chegava ao fotodiodo, como se pode observar na figura abaixo. Como a resistência elétrica de um fotodiodo varia em função da intensidade da luz nele incidente, era possível, através da leitura da d.d.p. nos fotodiodos, determinar a pressão exercida sobre cada cápsula de silicone.

Em seguida, os dados dessas voltagens captadas pelo sensor eram convertidos de analógicos para digitais, por um microcontrolador com conversor A/D de 14bit. Esse microcontrolador, por sua vez, que era alimentado por uma bateria de 3.6V, enviava esses sinais digitalizados através de um módulo Bluetooth para um computador pessoal. Finalmente, nesse computador pessoal, os dados eram processados e através de cálculos obtinha-se o centro de pressão e as forças de contato na interface entre o pé do usuário e o calçado.

O dispositivo de De Rossi et al. contava com uma alta taxa de amostragem, de 1800 Hz. Já a frequência com que as informações eram enviadas do Bluetooth para o computador pessoal era de 100 Hz.

Um ponto positivo desse dispositivo, segundo De Rossi, era a autonomia, uma vez que o mesmo era capaz de funcionar por 7 horas seguidas. Um ponto negativo do trabalho, também segundo o autor, foi que devido à rigidez do silicone, o dispositivo não era capaz de captar efeitos dinâmicos com grande acurácia.

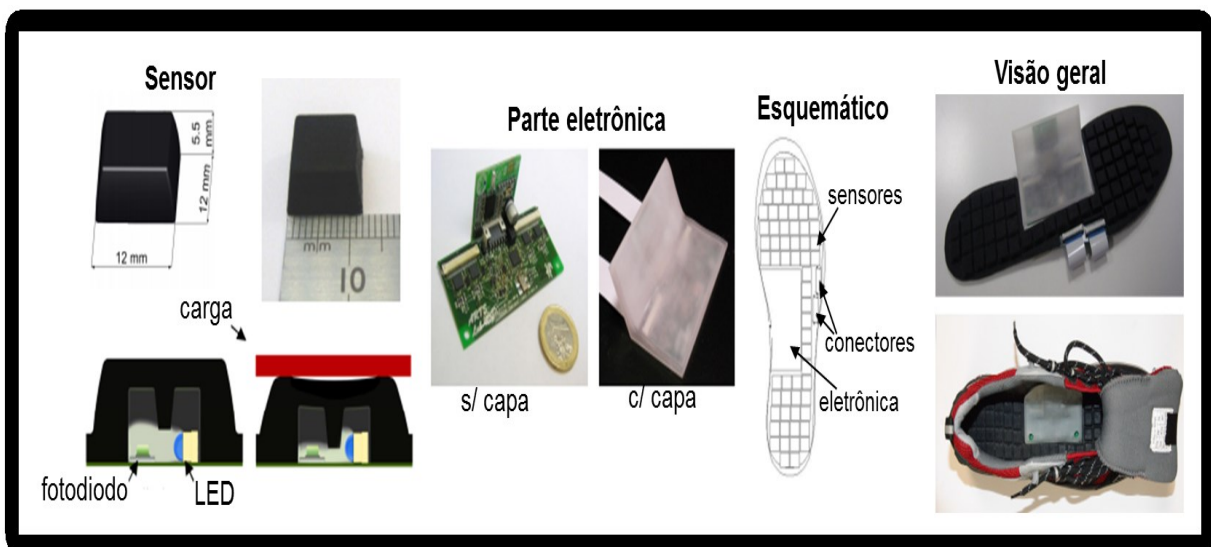


Figura 7: Esquemático do protótipo de De Rossi et al.  
Fonte: De Rossi et al. (2011)

### 3.2.3.13. Saito et al. (2011)

Saito propõe um dispositivo para a aquisição de pressões plantares como alternativa aos outros dispositivos já propostos até aquela data que, segundo o autor não eram adequados para o uso diário.

O autor critica a pequena autonomia dos aparelhos disponíveis, apontando alguns capazes de funcionar por somente 25 minutos, aponta o fato de poucos dispositivos disponibilizarem respostas em tempo real, e, assim como De Rossi, salienta que o posicionamento dos dispositivos, em particular na cintura, era prejudicial para a análise de marcha, pois prejudicava o movimento natural do usuário.

Assim, com intuito de criar um dispositivo que não possuísse tais limitações, Saito propôs um dispositivo sem microcontroladores acoplados ao calçado, com 7 sensores piezo resistivos leves e pequenos ( $12\text{g}$  e  $250\text{mm}^2$  de área cada), para que o circuito eletrônico não consumisse muita energia, aumentando a autonomia do mesmo.

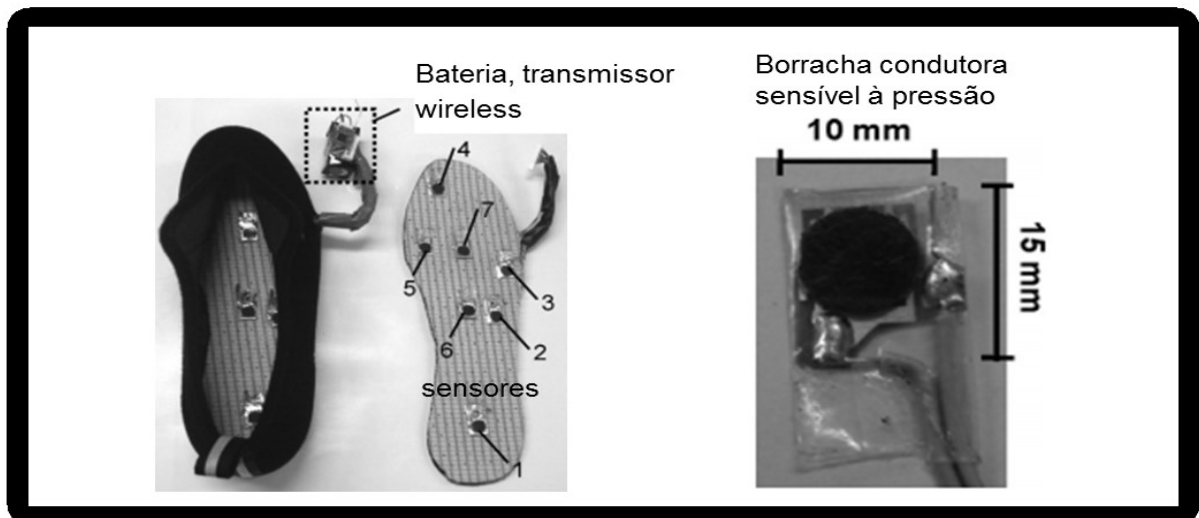


Figura 8: Esquemático do protótipo de Saito et al.  
Fonte: Saito et al. (2011)

### 3.2.4. Dispositivos comerciais

Dentre os inúmeros dispositivos disponíveis no mercado, três dos mais relevantes foram escolhidos para análise.

#### 3.2.4.1. F-Scan

O sistema F-Scan da Tekscan tem como principal característica mapear as pressões plantares, enquanto elas acontecem, sem interferir com marcha normal do usuário.

Esse dispositivo é utilizado principalmente por empresas de calçados, hospitais e universidades, sendo uma ferramenta para análise de marcha, fornecendo informações objetivas sobre a interação entre o pé e o calçado.

Um dos benefícios do F-Scan é permitir a transmissão de dados para um computador pessoal via conexão Wi-Fi em tempo real, sendo capaz de exibir o mapeamento das pressões solares.

Contudo, segundo Lee et al., esse dispositivo apresenta limitações de repetitividade e problemas de não linearidade, devido ao polímero resistivo, utilizado nos sensores FSR do produto.

Algumas especificações dos sensores do dispositivo são: tamanho do sensor: área de 16 mm<sup>2</sup> e espessura de 0,15 mm; número de sensores: 960, localizados em uma palmilha; faixa de operação: 0 a 1034 kPa; frequência: 500 Hz.

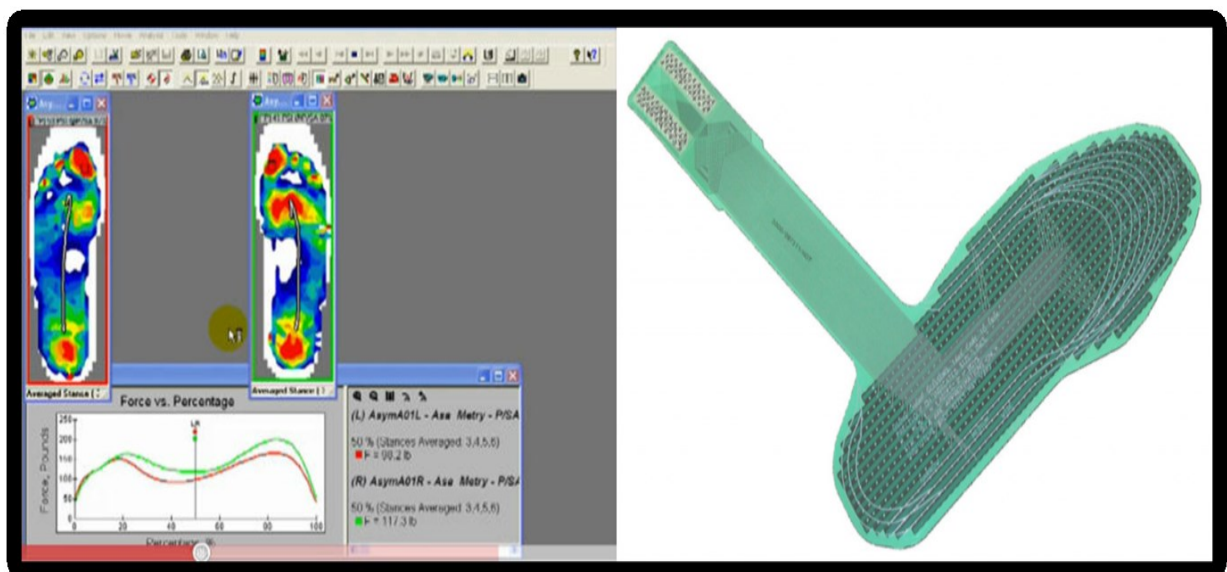


Figura 9: Fotos do dispositivo F-Scan  
Fonte: tekscan.com

#### 3.2.4.2. Pedar

O sistema Pedar da Novel é um Sistema de medição de distribuição de pressão com o objetivo de monitorar cargas locais entre o pé e o tênis. É capaz de conectar-se a um computador através de um cabo USB e enviar dados guardados em memória flash de 32MB, mas também possui comunicação via Bluetooth, podendo ser

conectado a qualquer dispositivo que possua o sistema operacional Windows e/ou tecnologia Bluetooth.

O sistema consiste em uma palmilha, disponível para tênis de números entre 20 a 47 (BRA), com de 84 a 99 sensores e espessura de 1,9 mm. Essa palmilha contém sensores elásticos que cobrem quase que a totalidade da superfície plantar do pé. Assim, esse sistema é capaz de medir pressões de 15 a 600 kPa com resolução de 2,5 kPa, com baixa influência de temperatura ( $<0.5\text{kPa/K}$ ) e de torções ( $<20\text{kPa}$ ).

Todas essas características tornam o sistema Pedar extremamente móvel e flexível, suficiente para atender quase que a totalidade de testes, tais como caminhar, correr, subir escadas, carregar cargas, jogar futebol, ou até mesmo andar de bicicleta. Os resultados obtidos são, portanto, relevantes para a vida real.

Algumas aplicações do sistema Pedar são pesquisa e *design* de calçados, ajuda nos projetos ortopédicos, avaliação e auxílio em reabilitação de pacientes, análise cinética da marcha livre, entre outras.

Em termos físicos, o Pedar possui dimensão 150 x 100 x 40 mm e peso 400 g.

Esse dispositivo utiliza sensores capacitivos, sendo as especificações desses sensores: tamanho do sensor: 1,9 mm de espessura; número de sensores: 99, localizados em uma palmilha; faixa de operação: 15 a 600 kPa; frequência: não especificado.

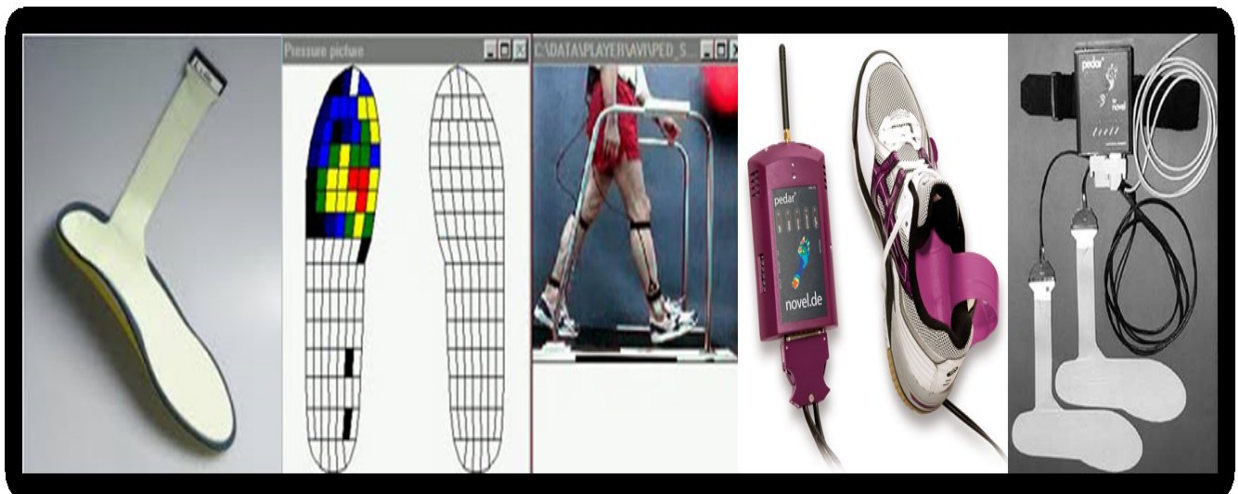


Figura 10: Fotos do dispositivo Pedar da Novel  
Fonte: novel.de



### 3.2.4.3. ParoTec

O sistema ParoTec é capaz de medir pressões em tempo real, esteja o pé do usuário parado ou em movimento.

A distribuição da pressão da sola do pé é gravada através de uma palmilha com espessura de 3,5 mm, capaz de captar as cargas até mesmo fora da região plantar, devido a almofadas de medição desenvolvidas para tal finalidade. Assim, o usuário pode mover-se livremente, enquanto os dados de medição são registrados e armazenados no cartão de memória do controlador. Quando o processo de medição estiver concluído, os dados são transmitidos para um computador pessoal, onde podem ser visualizados graças a um software que acompanha o dispositivo.

O fabricante alega que a umidade não prejudica a funcionalidade do equipamento e captura de dados, tanto das forças de propulsão como das forças de cisalhamento do pé do usuário.

Esse dispositivo utiliza sensores piezo resistivos. Algumas das especificações dos sensores utilizados no Parotec são: tamanho do sensor: área de 400 mm<sup>2</sup>; número de sensores: 24 localizados, localizados em uma palmilha; faixa de operação: 0 a 625 kPa; frequência: 300 Hz.



Figura 11: Fotos do dispositivo ParoTec da Paromed  
Fonte: paromed.de

### 3.3. Tabela comparativa

Por fim, para facilitar comparações foi feita uma tabela com as principais características de diversos dispositivos, incluindo o desenvolvido nesse projeto.



	F-Scan (marca Tekscan)	Pedar (marca Novel)	ParoTec (marca Paromed)	Hausdorff et al. (1995)	Bamberg et al. (2008)	Benocci et al. (2009)	Shu et al. (2009)	Yan et al. (2010)	Wada et al. (2010)	Edgar et al. (2010)	Saito et al. (2011)	De Rossi et al. (2011)	Chiaromonti e Imakawa (2014)
frequência de amostragem	500Hz	78Hz	250Hz	500Hz	75Hz	250Hz	100Hz	300Hz	30Hz	25Hz	20Hz	1800Hz	400 Hz
faixa de operação	0 a 1034kPa	15 a 600kPa ou 30 a 1200kPa	0 a 625kPa	----	1 100 N(FSR)	0 a 625kPa	10 - 800kPa	870kPa	----	10 - 1000kPa	25 - 250 kPa	1000kPa	0 a 700 kPa
resolução espacial	1D	1D	1D	1D	1D	1D	1D	3D	1D	1D	1D	1D	3D
número de sensores	960	99	24	2	6	24	6	5	8	5	7	64	2
tamanho dos sensores	5.1x2.5x0 .2mm	----	1.75 a 2.84mm <sup>2</sup>	967.74m m <sup>2</sup> e 1.27mm de espessura	d=5mm(F SR-402) d=12.7m m(FSR- 400)	1.75 a 2.84mm <sup>2</sup>	estimado ~ 40x 9mm	17x18x10 mm	----	estimado ~35mm de diâmetro	15x25x8. 5mm	12x12x5. 5	19 x 19 x 8mm
tipo de sensor	----	----	hidrocélul as (Paromed )	----	FSR e PVDF	hidrocélula s (Paromed)	piezo resistivo (não especifica do)	triaxial force transduce rs	piezo resistivo (não especifica do)	FSR	PSCR sensor (piezo resistivo)	sensor óptico ( fotodiodo cobertos com silicone)	Sensor de pressão MPX5700 ASX
Sistema usado para condicionam ento dos sinais	----	----	----	----	Silicon Laborator ies C8051F20 6 (8kb de flash e 1280byte sde RAM)	----	PIC18F45 2(8bit 32kb de Flash 1,5kb de RAM)	----	----	TI MSP430F 2417 (16bit 96kb de flash, 8kb de RAM)	----	----	----
módulo de comunicação sem fio	wi fi	Bluetooth	----	----	RFMonoli thics DR3000-1 (Radio)	Bluetooth	BlueTooth (alcance 10m)	----	(alcance 15m)	Roving Networks RN-41 Bluetooth (alcance 100m)	(alcance 10m)	Bluetooth (RoboTec h s.r.l., Pisa, Italy)	Bluetooth
erro máx.	----	----	----	----	----	----	5%	2%	----	----	15%	2%-5%	----
consumo	----	----	----	----	----	275mA	----	----	6h	40mA	42.5mA	100mA	64mA
massa	----	----	8kg	----	300g cada pé	----	----	----	490g	15g	12g + bateria	----	----
resolução	----	2.5kPa ou 5kPa	----	----	----	2.2kPa	1kPa	----	----	----	----	----	----
custo	US\$3567 2	----	----	US\$50	US\$1000	----	----	----	----	----	US\$1000	----	----

Figura 12: Tabela comparativa de dispositivos  
Fonte: Elaboração própria

## **4. Requisitos propostos**

Uma vez traçados os objetivos, fez-se a análise dos requisitos necessários para que esses objetivos fossem atingidos. Esses requisitos foram subdivididos em 2 seções, 1.1. Requisitos mecânicos, 1.2. Requisitos de *hardware*.

### **4.1. Requisitos mecânicos**

#### **4.1.1. Resistência**

Segundo MacWilliams et al. (2000), o dispositivo deverá ser resistente, por estar exposto a ambientes de testes variados e sujeito a elevadas forças e pressões<sup>1</sup>.

#### **4.1.2. Mobilidade**

O dispositivo que acompanha o usuário deve ser leve, ter menos de 300 gramas, e ocupar um pequeno volume, [2], [42]. Também abordando o tema da mobilidade, segundo Tanwar et al. (2007), um calçado com um dispositivo para medição de forças deve ter poucos fios para não atrapalhar a mobilidade do usuário, sendo que o ideal é utilizar conexões *wireless*, quando possível.

### **4.2. Requisitos de *hardware***

Como requisitos de *hardware*, o protótipo deve contar com um sensor (4.2.1.), um sistema para condicionamento dos sinais adquiridos por esse sensor (4.2.2.), um módulo de comunicação sem fio (4.2.3.), e um sistema para a alimentação desses componentes (4.2.4.).

#### **4.2.1. Sensor**

Alguns requisitos básicos que os sensores de pressão devem cumprir, para um bom

---

<sup>1</sup>MacWilliams não cita magnitude das forças, estabeleceu-se como requisito para esse projeto 5000 N.

funcionamento em determinada aplicação são: faixa de operação (kPa), frequência de amostragem (Hz), tempo de resposta (ms), área sensível do sensor ( $\text{mm}^2$ ), tamanho do sensor ( $\text{mm}^3$ ), resolução (kPa), erro de linearidade (%), erro de repetitividade (%), erro de sensibilidade à temperatura (kPa/K), erro de precisão (%) e erro de acurácia (%).

As exigências necessárias desses requisitos variam de aplicação para aplicação e são essenciais para a escolha do sensor a ser utilizado.

#### **4.2.1.1. Faixa de operação (kPa)**

A faixa de pressão que um sensor é capaz de medir é uma especificação essencial. Há sensores para medir diferentes faixas de pressões. Assim, o sensor escolhido tem que ser capaz de medir todas as pressões envolvidas, ou seja, a faixa de pressão mensurável de um sensor tem que englobar a faixa de operação na qual ele é submetido [35].

Todos os sensores possuem especificações de uma pressão máxima, limite superior que ele é capaz de medir, e uma pressão mínima, limite inferior que ele pode mensurar. Outra especificação importante é a pressão de ruptura, que é a máxima pressão que o sensor pode suportar sem que ele se danifique.

Um dos dispositivos mais modernos atualmente, o aparelho Parotec, fabricado pela empresa Paromed, por exemplo, possui uma faixa de operação que vai de 0 a 625 kPa.

#### **4.2.1.2. Frequência de amostragem (Hz)**

Em seu artigo, Urry et al. (2007), recomenda, para se realizar as medições de pressões dinâmicas plantares, características de atividades humanas, a utilização de sensores individuais com uma capacidade mínima de amostragem de 200 Hz.

#### **4.2.1.3. Tempo de resposta (ms)**

Tempo de resposta é definido como o tempo para a mudança incremental dos sinais na saída dos sensores irem de 10% a 90% do seu valor final. Como citado anteriormente, a medição de pressões dinâmicas plantares requer uma frequência de amostragem mínima de 200 Hz [45]. Dessa forma, o tempo de resposta do sensor não pode ser limitante para esse tempo de amostragem, ou seja, a frequência de amostragem do sensor deve ser maior do que 200 Hz.

#### **4.2.1.4. Área sensitiva do sensor (mm<sup>2</sup>)**

Sensores com uma área sensitiva grande podem ser adequados para medição de resultantes de forças. Contudo, quando designados para mapeamento minucioso das pressões plantares, podem subestimar picos de pressão essenciais para esse mapeamento, por fazerem a média local ao qual ele está submetido [35]. Sugere-se um sensor com área sensitiva mínima de 5 mm x 5 mm para mapeamento das pressões plantares. Caso deseje-se utilizar sensores de menor área do que 25 mm<sup>2</sup>, estes devem estar configurados como uma matriz de sensores [35].

#### **4.2.1.5. Tamanho do sensor (mm<sup>3</sup>)**

O tamanho do sensor, ou volume, implica diretamente na massa do mesmo, e consequentemente, na massa do dispositivo. Como abordado anteriormente, segundo Bamberg et al. (2008) e Tanwar et al. (2007), o dispositivo que acompanha o usuário deve ser leve, ter menos de 300 gramas. Fora isso, de acordo com o objetivo desse trabalho, um dos requisitos é que o dispositivo seja compacto e capaz de ser instalado em um calçado.

#### **4.2.1.6. Resolução (kPa)**

Resolução refere-se à capacidade do sensor em detectar pequenas variações de

pressões, próximas à zero, o que, segundo Gefen et. al (2007), é essencial para se quantificar as pressões no arco de um pé cavo, durante uma marcha. Já em análises de marcha nas quais não há o interesse em se captar essas pressões no arco do pé cavo, é necessário que o dispositivo tenha uma resolução mínima de 3,5 kPa [11].

#### **4.2.1.7. Linearidade (%)**

Linearidade nada mais é do que a relação entre a resposta do sensor e a força aplicada sobre ele, assim, quanto mais linear for essa relação, melhor será o sensor nesse quesito.

Caso o sensor não apresente uma boa linearidade, é preciso processar os sinais captados e ajustá-los, o que muitas vezes pode ser complexo [45]. Algumas maneiras de se ajustar esses sinais captados seriam através de mapeamento de erros, calibrações, restrição da faixa de atuação do sensor, entre outras.

#### **4.2.1.8. Sensibilidade à temperatura (kPa / K)**

Mudanças na temperatura podem produzir diferenças nas leituras, resultando em erros. Muitas vezes, isso acontece devido aos materiais que constituem o sensor. Se os sensores são sensíveis à temperatura, deve-se fazer a leitura a temperatura no local e uma calibração [24].

É preferível, portanto, um sensor com a menor variação possível de erros de leitura para a faixa de temperatura em que aplicação se desenvolve. O dispositivo Pedar da Novel, como exemplo, apresenta sensibilidade à temperatura de somente 0,5 kPa/K de influência, quando atuando em ambiente de 0 a 87° C.

#### **4.2.1.9. Precisão (%)**

A precisão (ou repetitividade) refere-se à capacidade de se produzir resultados

iguais para testes em condições idênticas.

Dispositivos comerciais de alto custo, como o F-Scan da Tekscan, apresentam até 10% de erro de repetitividade.

Cargas cíclicas elevadas, muitas vezes acima da capacidade máxima do sensor, podem causar pequenas deformações no mesmo, o que pode acarretar em erros de repetitividade ou até mesmo danificar permanentemente esse sensor [28].

Segundo Lee et al. (2007), medições repetidas ao longo de um longo período de tempo são necessárias para quantificar as variações dinâmicas da pressão.

#### **4.2.1.10. Acurácia (%)**

Acurácia de sensores se refere à diferença entre o valor real e o valor medido. Todos os sistemas de medição de engenharia estão sujeitos a erros devido a limitações de componentes elétricos, como linearidade, tempo de resposta, os efeitos da temperatura, entre outros [11]. É importante para estar ciente desses possíveis erros e ter em mente qual a acurácia do sistema de medição que está sendo usado.

Segundo Razak et al. (2012), em se tratando de medições biomecânicas, os dispositivos devem ser otimizados para a aplicação específica, para garantir que as leituras sejam acuradas.

O dispositivo de Shu et al. (2009), apesar de clamar um erro médio de 6,9%, obteve erros em experimentos de até 16,4%.

#### **4.2.2. Sistema de condicionamento dos sinais**

Em aplicações em tempo real, com alta taxa de amostragem, a velocidade de processamento é um requisito importante na escolha de um sistema de condicionamento de sinais.

Baixo consumo de energia, pequena massa tamanho (junto com o resto do dispositivo, menor que 300g [2], [42]), compatibilidade com os dispositivos periféricos, que permita a utilização de *softwares* em linguagens de alto nível, possibilitando um desenvolvimento ágil do programa, são fatores preferíveis, mas não essenciais, na hora da escolha do sistema de condicionamento de sinais [40].

#### **4.2.3. Módulo de comunicação sem fio**

Têm como função fazer uma comunicação entre dois pontos distintos, de modo que são necessários dois dispositivos, um em cada local. A grande utilidade do módulo de comunicação sem fio é a praticidade de, como o próprio nome diz, fazer uma comunicação sem fio, uma vez que muitos fios podem atrapalhar na mobilidade do usuário [42].

Reyes et al. (2013) discute em seu trabalho sobre alguns tipos de comunicação *wireless* e após análises opta pelo Bluetooth como dispositivo para fazer a comunicação entre o processador e os sensores. Após uma série de testes, o autor concluiu que o Bluetooth é confiável, de baixo custo e fácil de usar. O autor também salienta o pequeno espaço ocupado pelo Bluetooth e a rápida transmissão de dados do mesmo, que permite uma interface gráfica capaz de exibir os resultados em tempo real.

#### **4.2.4. Consumo (mAh)**

Por se tratar de um dispositivo portátil, existe a necessidade de pilhas e/ou baterias para alimentação dos componentes eletrônicos. Nessa linha, Razak et al. (2012) sugere que os elementos do dispositivo móvel devam apresentar o menor consumo de energia possível, de forma que, até mesmo uma pequena bateria, seja suficiente para alimentar o circuito.

Complementarmente, Tanwar et al. (2007) e Bamberg et al. (2008), citam que o dispositivo que acompanha o usuário deva ter menos de 300 gramas, e ocupe um

pequeno volume.

Desse modo, embora não definam um consumo ideal em mAh, os requisitos de volume e peso impostos pelos trabalhos acima citados, acabam também impondo, por consequência, que o dispositivo possua componentes eletrônicos que consumam pouca energia, para que as baterias necessárias não precisem ser grandes e pesadas, dessa forma, garantindo que a massa total do dispositivo não ultrapasse 300 gramas.

### 4.3. Tabela com os requisitos propostos

Por fim, uma tabela com os requisitos propostos para execução do projeto foi elaborada:

		Requisitos propostos	
4.1. Requisitos mecânicos	4.1.1. Resistência	Ser capaz de suportar cargas de 5000 N	
	4.1.2. Mobilidade	Ter poucos fios ( <i>wireless</i> quando possível)	
4.2. Requisitos de Hardware	4.2.1. Sensor	4.2.1.1. Faixa de operação (kPa)	0 a 700 kPa
		4.2.1.2. Frequência de amostragem (Hz)	400 Hz
		4.2.1.3. Tempo de resposta (ms)	2 ms
		4.2.1.4. Área sensível do sensor (mm <sup>2</sup> )	Área mínima de 25 mm <sup>2</sup>
		4.2.1.5. Tamanho do sensor (mm <sup>3</sup> )	Junto com o resto do dispositivo ter menos que 300 gramas
		4.2.1.6. Resolução (kPa)	3,5 kPa (0,5% do total)
		4.2.1.7. Linearidade (%)	5% (de 0 a 650 kPa)
		4.2.1.8. Sensibilidade à temperatura (kPa/K)	Até 2 kPa/K
		4.2.1.9. Precisão (%)	15%
		4.2.1.10. Acurácia (%)	20%
	4.2.2. Sistema de condicionamento de sinais	Taxa de amostragem maior do que 400 Hz	
	4.2.3. Módulo de comunicação sem fio	Capacidade de transmitir os dados em tempo real (> 400 Hz)	
	4.2.4. Alimentação	Junto com o resto do dispositivo ter menos que 300 gramas	

Figura 13: Requisitos propostos  
Fonte: Elaboração própria



## 5. Solução proposta

Uma palmilha de poliuretano 75-65 foi moldada com dois bolsões internos, um localizado na região abaixo dos metatarsos e outro abaixo da região do calcanhar, ambos preenchidos com óleo de silicone líquido.

Em contato com cada um desses bolsões, foi posicionado um sensor de pressão com uma faixa de operação de 700 kPa, modelo MPX5700ASX, assim, quando o usuário apoiar ou exercer qualquer força sobre a palmilha, a pressão no bolsão sofrerá uma variação que será detectada pelo sensor. Uma vez sabendo-se a pressão no bolsão e a sua área, as forças atuantes sobre ele poderão ser estimadas.

O sistema de aquisição de dados conta, para condicionamento de sinais, com um microcontrolador ATMEGA 328, presente no Arduino Nano. Já para a transmissão dos dados, é utilizado um módulo de comunicação sem fio Bluetooth RS232 HC-05. O sistema é alimentado por uma bateria de Li-Po (Lítio-Polímero) de 7,4 volts e 640 mAh. Uma ilustração da metodologia proposta pode ser visualizada na figura 14, abaixo.

O funcionamento do dispositivo, como se pode observar no esquemático abaixo, começa pelo sensor de pressão, que tem como função converter as pressões aplicadas sobre o mesmo em sinais. Uma vez adquiridos, esses sinais são transmitidos através de fios que conectam o microcontrolador a esse sensor de pressão.

Já no microcontrolador, os sinais são convertidos de analógicos para digitais, e finalmente enviados para outro microcontrolador distante, através de um módulo de comunicação sem fio. Esse último microcontrolador recebe esses dados e os transmite através de fios para um computador e/ou *smartphone*. No computador e/ou *smartphone*, um programa desenvolvido em uma linguagem de alto nível, é responsável por processar os dados e exibí-los através de uma interface para o usuário.

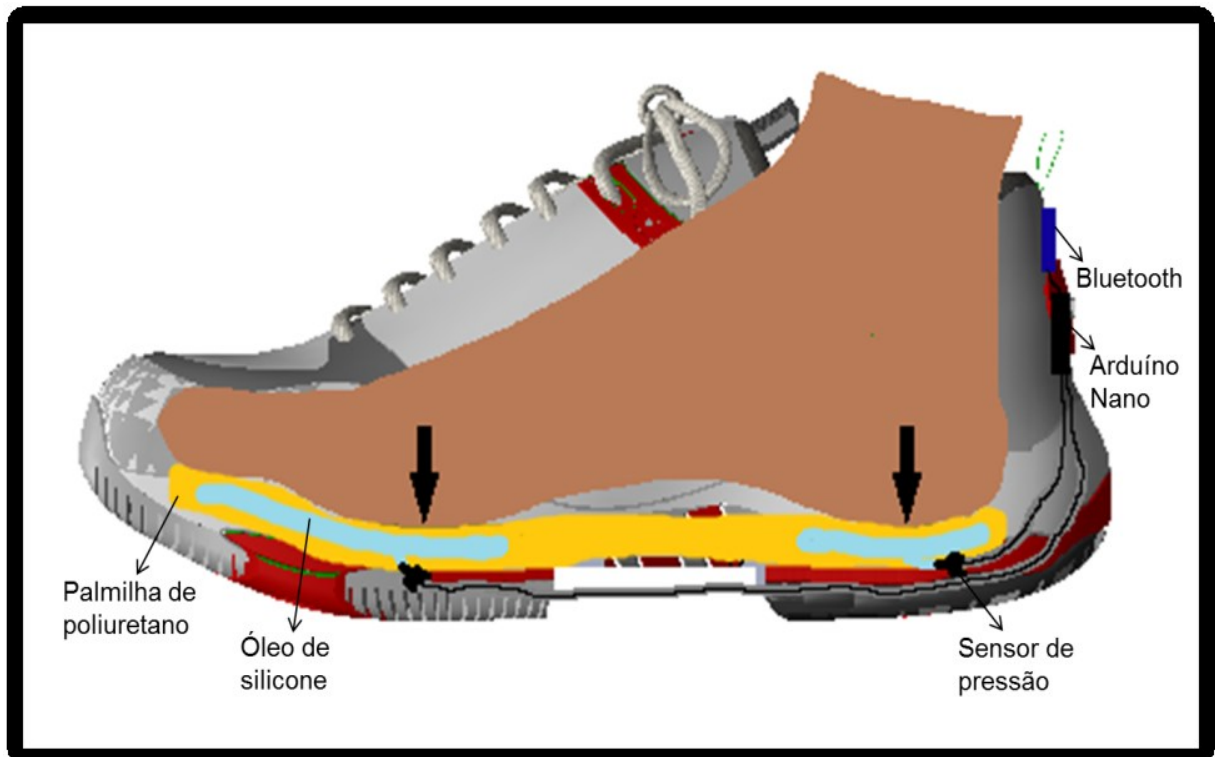


Figura 14: Ilustração da metodologia proposta  
Fonte: Elaboração própria

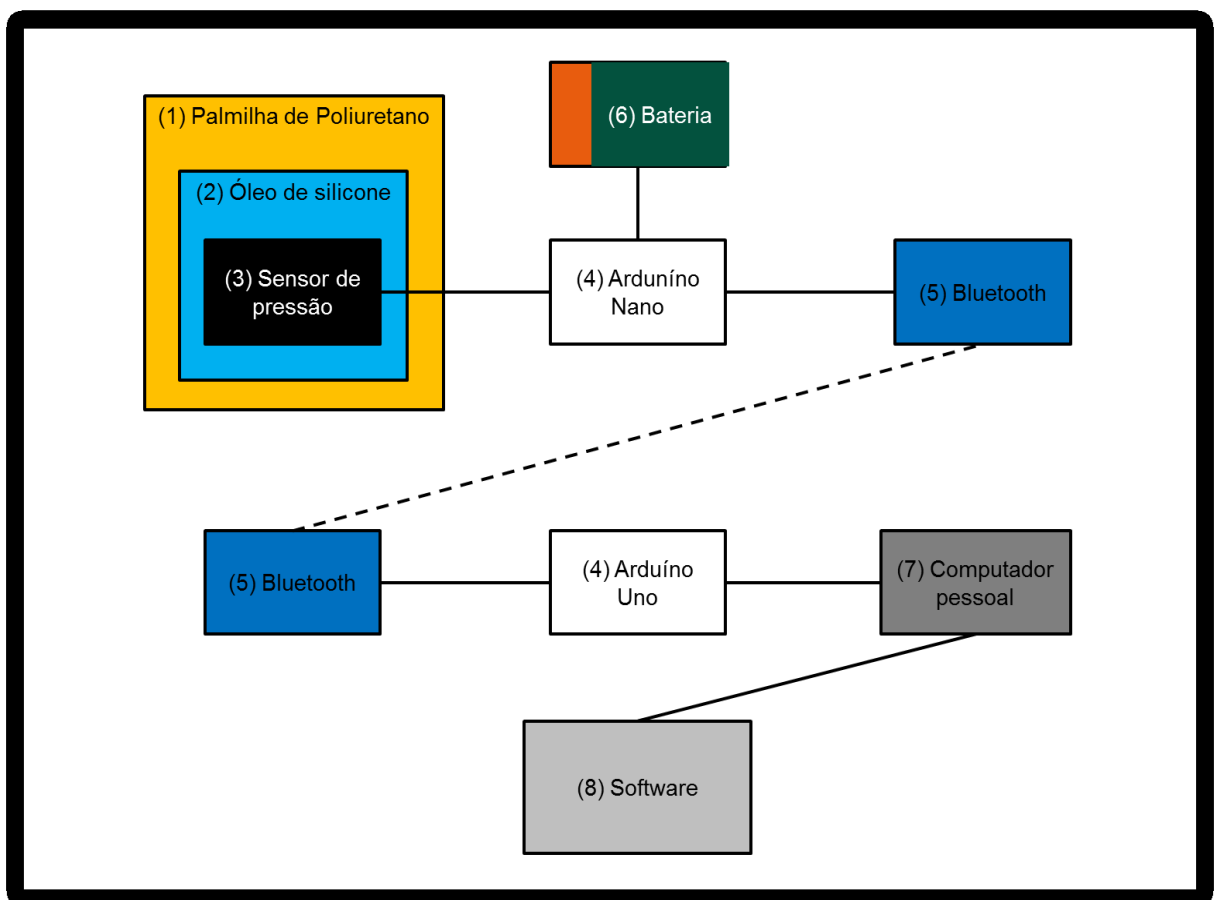


Figura 15: Esquemático da metodologia proposta  
Fonte: Elaboração própria

### 5.1. Área sensível da palmilha (formato e posicionamento dos bolsões)

Os formatos e os posicionamentos dos bolsões na palmilha foram determinados de acordo com a bibliografia. Há quase que um consenso dos trabalhos científicos dos locais onde os sensores deveriam ser colocados para a aquisição de pressões plantares.

Kellis et al. (2001), com um sistema de plataforma formado por 2048 sensores com área sensível de 390mm x 195mm cada, e com frequência de amostragem de 60Hz, concluiu que nos casos dinâmicos as maiores pressões se encontram no calcanhar e próximo ao dedão, enquanto que no caso estático 61% da pressão é exercida sob o calcanhar e 35% abaixo do 2º, 3º e 4º metatarsos.

Já segundo Shu et al. (2009), “A sola do pé pode ser dividida em 15 áreas, como o calcanhar (área 1-3), mediopé (área 4-5), cabeça dos metatarsos (área de 6-10), e os dedos do pé (área 11-15), como mostrado na figura 16. Essas áreas suportam a maior parte do peso do corpo e ajustam o equilíbrio do corpo. A força medida nessas posições do pé pode ser usada para ajudar a entender a fisiologia, estrutura, e extrair informações das funções dos membros inferiores e de todo o corpo. A fim de reduzir a complexidade do sistema, 6 posições (vide figura 17) foram selecionadas em áreas do calcanhar e áreas dos metatarsos, para o primeiro sapato protótipo, porque essas áreas têm maior pressão durante as atividades normais de crianças, jovens, adultos e velhos.”

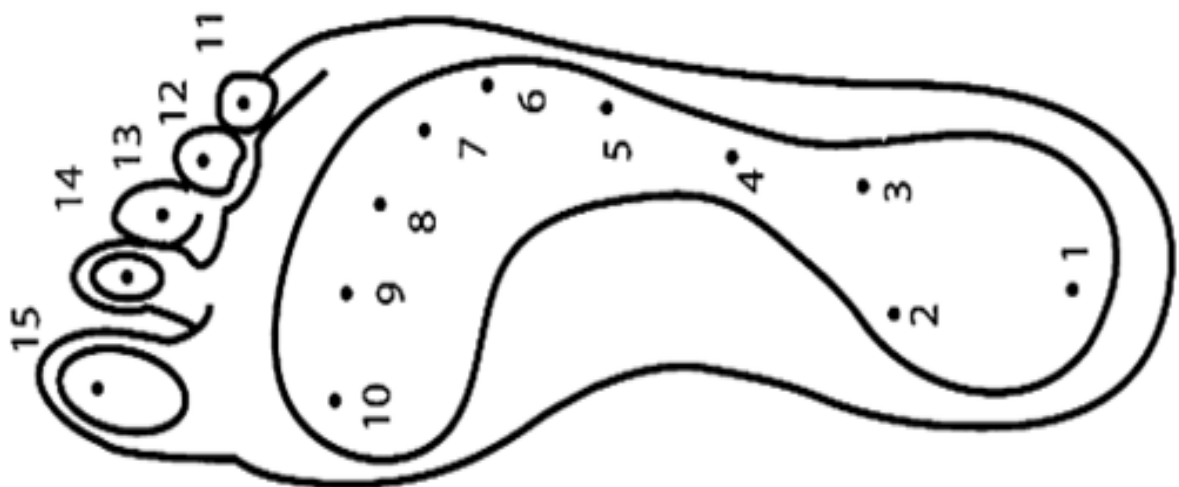


Figura 16: Divisão da sola dos pés em áreas segundo Shu et al.  
Fonte: Shu et al. (2009)



Figura 17: Posicionamento dos sensores de Shu et al.  
Fonte: Shu et al. (2009)

Saito (2011) escolheu o posicionamento dos seus sensores de outra maneira, mas mais uma vez em lugares parecidos. Segundo o autor: “Os sensores foram colocados em 7 locais escolhidos (vide figura 18) levando em conta a anatomia do pé e dados relativos a cinética da marcha. Compõe esses locais: calcanhar (sensor nº 1), médiopé lateral (sensor nº 2), antepé lateral (sensor nº 3), dedão do pé (sensor nº 4), cabeça do primeiro metatarso (sensor nº 5), médiopé central (sensor nº 6) e antepé central (sensor nº 7).”

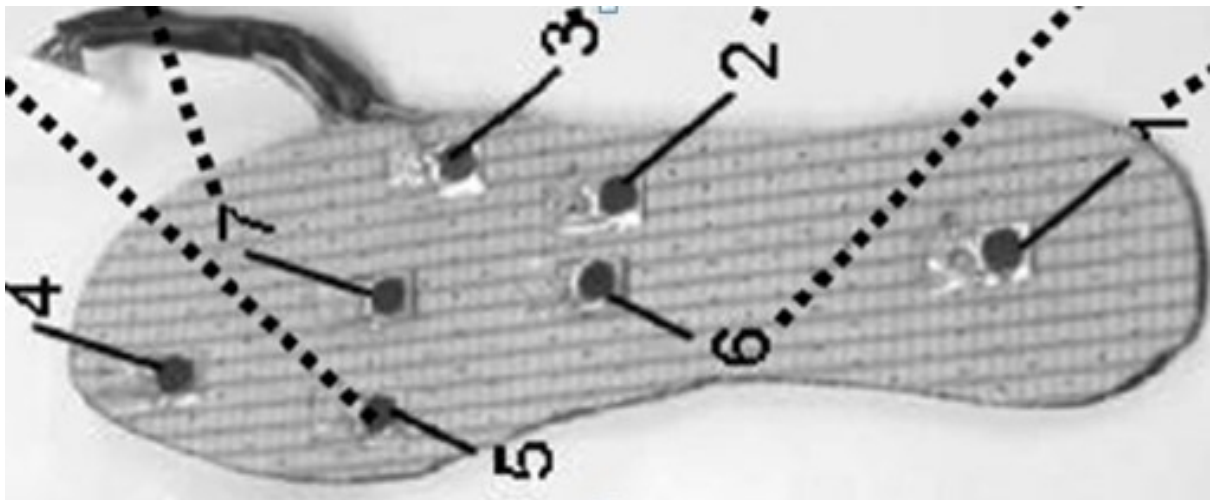


Figura 18: Posicionamento dos sensores de Saito et al.  
Fonte: Saito et al. (2011)

Assim, através de uma compilação das propostas de Shu et. al (2009) e Saito et al. (2011) foram determinados os formatos e os locais de posicionamento dos bolsões na palmilha, como se observa na figura 19, abaixo.

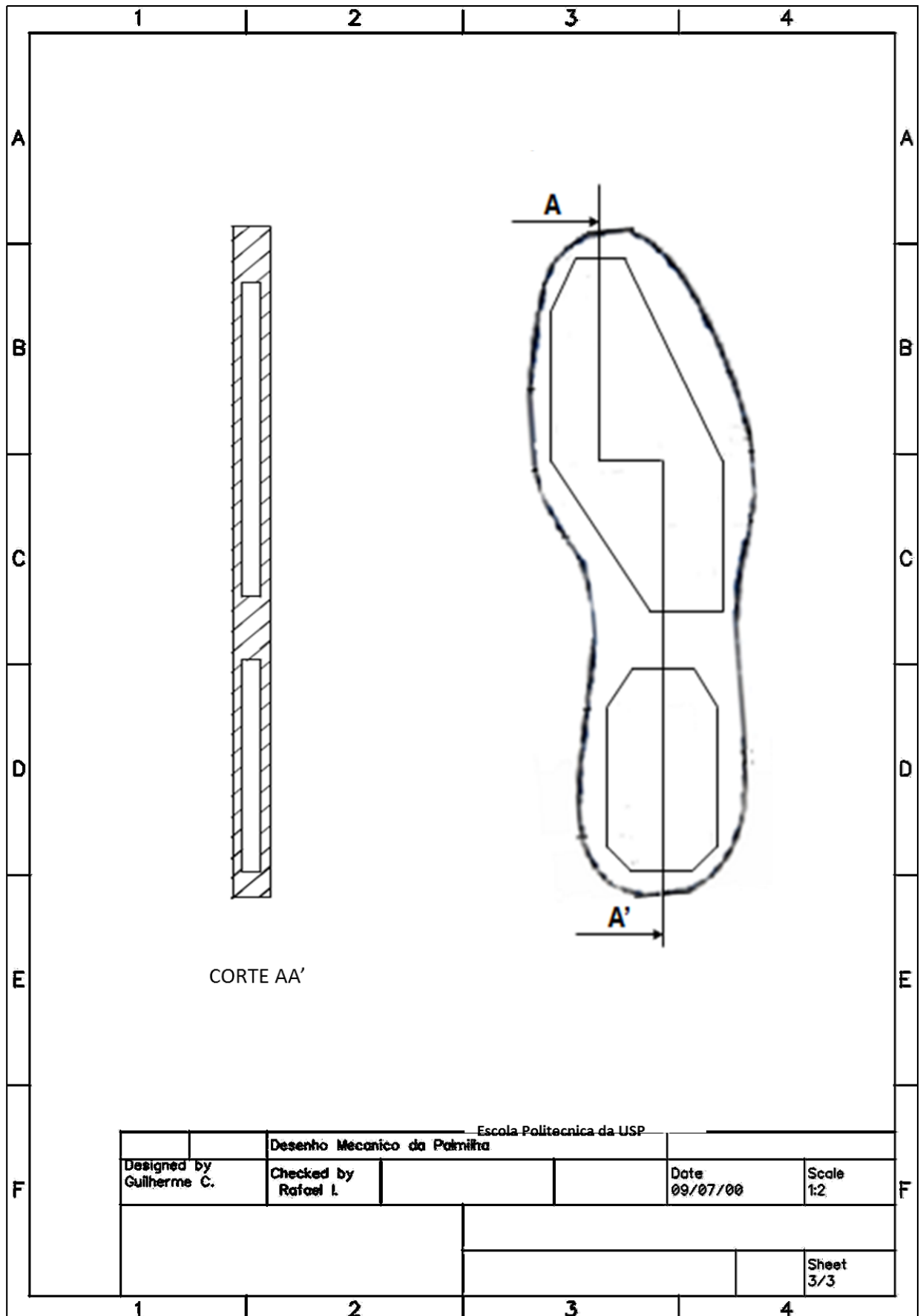


Figura 19: Desenho técnico do formato e posicionamento dos bolões na palmeira  
Fonte: Elaboração própria

## 5.2. Dimensionamento da faixa de pressão de atuação nos bolsões

Uma vez definido os tamanhos, formatos e posicionamentos dos bolsões, para dimensionar a faixa de operação que o sensor de pressão envolvido no processo deve possuir, plotou-se o gráfico da pressão em kPa em função da força em Newtons aplicada sobre as áreas desses bolsões, como se observa na figura 20, abaixo.

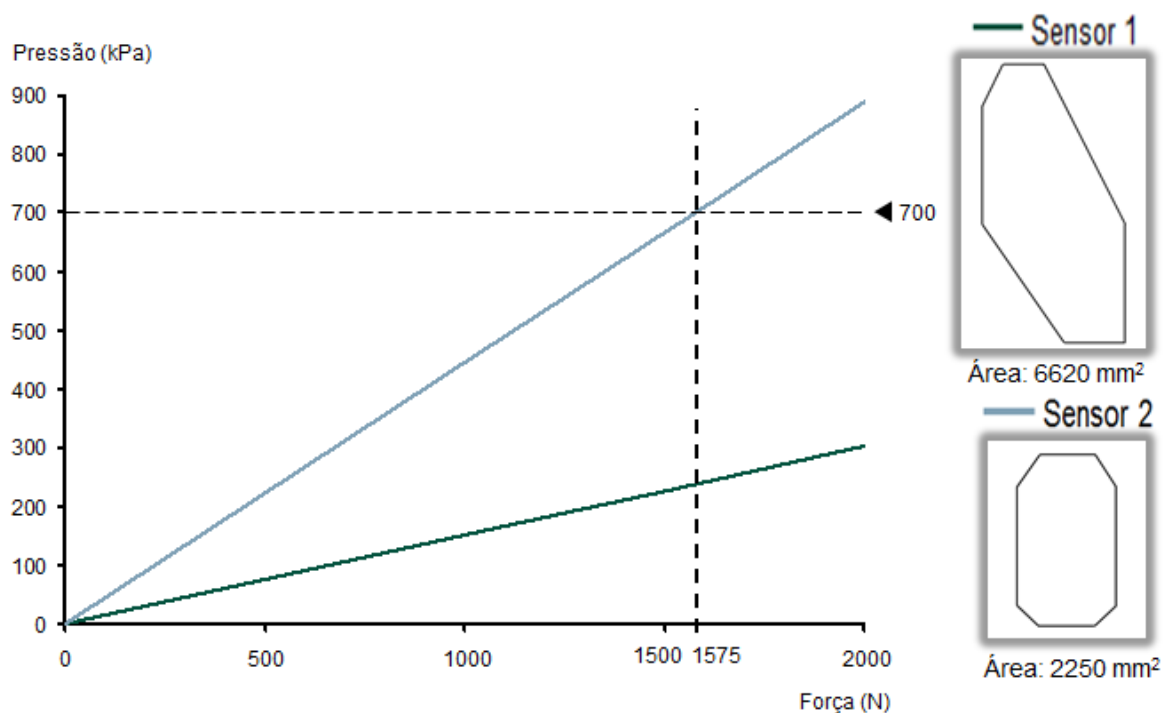


Figura 20: Dimensionamento da faixa de pressão nos bolsões  
Fonte: Elaboração própria

Do gráfico, é possível abstrair que se um sensor for capaz de medir pressões até o limite estipulado como adequado por Razak et al. (2012), de 700 kPa, o máximo de força média que poderá ser aplicada na superfície do bolsão do calcanhar, para que o sensor chegue ao limite de sua escala, é de 1575 N.

Assim, para medições estáticas, nota-se claramente que um sensor de pressão que mede até 700 kPa está longe de ser limitante, e possui uma boa margem de segurança, uma vez que, segundo o IBGE (2010), a massa média de um adulto brasileiro gira em torno de 74 kg, e sendo  $9,78 \text{ m/s}^2$  uma boa aproximação para a gravidade em São Paulo, o peso desse adulto chega próximo aos 724 N.

Já para as medições das pressões exercidas com o usuário em movimento, há duas análises distintas a se fazer. Segundo Lieberman et al.[27], da Universidade de Harvard, durante uma corrida as pessoas podem tocar o chão primeiro com o calcanhar (*heel strikes*), ou então tocar o chão primeiro com o antepé (*forefoot strikes*), como se observa na figura 21, abaixo.

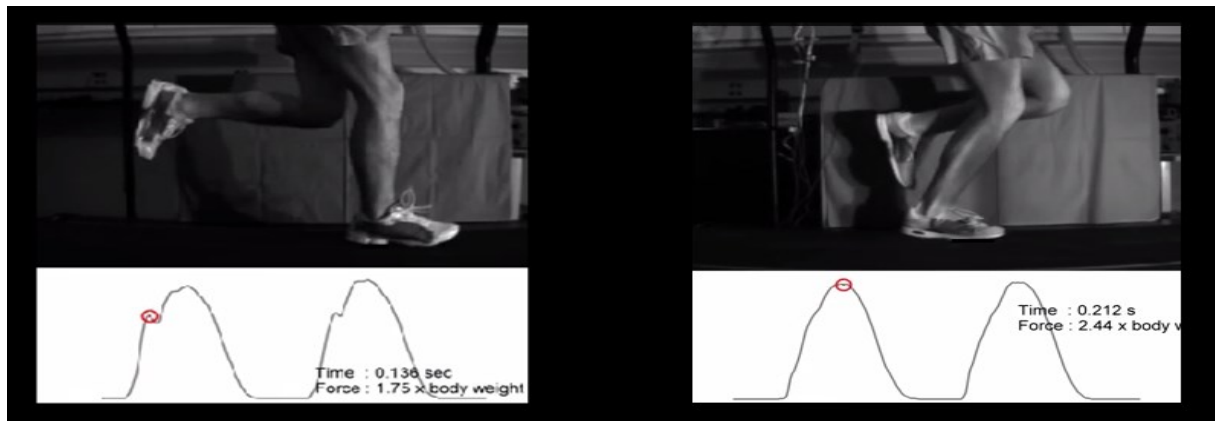


Figura 21: Corrida com *heel strikes*, à esquerda, e à direita com *forefoot strikes*  
Fonte: Biomechanics of Foot Strikes, Harvard University

Em ambos os casos, segundo Lieberman et al. (2010), “A força vertical de reação do impacto com o solo durante uma corrida é de aproximadamente 1,5-3 vezes (dependendo da velocidade do atleta) maior que a força do peso corporal.”

A grande diferença entre os dois tipos de corrida, embora em ambos os casos o máximo valor da força vertical seja semelhante, é que, segundo Lieberman et al. (2010), “Corredores que tocam primeiro com o calcanhar no chão devem lidar com um impacto transiente, ou seja, uma força abrupta de colisão dentro dos primeiros 50 ms de contato.” (vide figura 22)

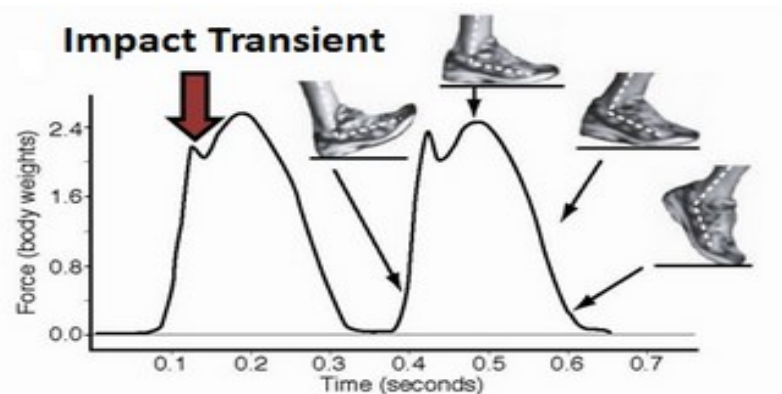


Figura 22: Força abrupta de impacto em *heel strikers*  
Fonte: Lieberman et al. (2010)

Já em corredores que tocam primeiro com o antepé no chão, ainda segundo Lieberman et al. (2010), “A colisão com o solo produz um aumento gradativo da força, ou seja, basicamente não existe um pico muito abrupto de força devido ao impacto com o chão, como demonstra a figura 23, abaixo.”

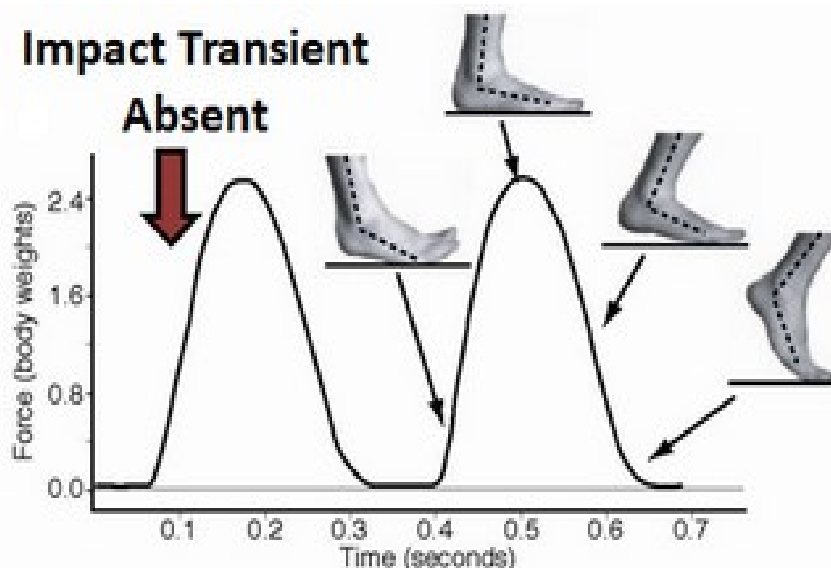


Figura 23: Gráfico do aumento gradativo da força de impacto em *forefoot strikers*  
Fonte: Lieberman et al. (2010)

Lieberman explica essa diferença, alegando que quando o atleta encosta primeiro com o calcanhar no chão, “Embora o tornozelo possa fletir um pouco durante o período de impacto, o impulso vertical da parte inferior da perna é geralmente absorvido pela componente vertical da força de colisão”, enquanto que para os corredores que tocam primeiro com o antepé no solo “Grande parte da força vertical do pé e da perna é convertida em movimento de rotação.”

Dessa maneira, para a palmilha proposta ser capaz de captar as forças, inclusive de casos extremos, como o de corridas em altas velocidades, é preciso que o sensor do dispositivo meça pressões que seriam atingidas dentro dos bolsões, caso o mesmo fosse exposto a uma força em até 3 vezes maior do que a força do peso do usuário.

Assim, após os cálculos, conclui-se que é necessário um sensor com limite de operação que chegue até 614,1 kPa, o que é coerente com Razak et al. (2012), que cita que a pressão máxima sobre o pé gira em torno de algo como 700 kPa para práticas esportivas.



### **5.3. Seleção dos materiais**

#### **5.3.1. Palmilha:**

Tem como função armazenar os bolsões com óleo de silicone. Assim, o ideal é que a palmilha seja flexível para influenciar o menos possível na compressão desse bolsão. Em outras palavras, o coeficiente de elasticidade do material da palmilha tem que ser o menor possível, para que as forças executadas pelo usuário haja direto na compressão do bolsão.

Outro quesito que influencia na escolha do material da palmilha a ser utilizado é a sua facilidade de manipulação, sendo, portanto, preferível um material que permita algumas facilidades na hora da fabricação do molde, como colagem de duas partes do molde, parte A em parte B, por exemplo.

Por estar sujeito às altas pressões, como as de 700 kPa citadas por Razak et al., surge outra necessidade, que o material utilizado seja resistente. Assim, com uma tensão de ruptura  $\geq 45,0 \text{ N/mm}^2$ , resistência ao rasgo  $\geq 170 \text{ N/mm}$  e alongamento de até 350%, a borracha de poliuretano 75-65 cumpre todos esses critérios, sendo ideal para essa aplicação.

*Material a ser utilizado:* Borracha de Poliuretano 75-65 da MoldFlex

##### **5.3.1.1. Processo de fabricação da palmilha**

O processo fabricação da palmilha é bem simples, tendo em vista que se trata de um protótipo e poucas unidades serão produzidas.

Dois moldes fêmeas das peças “A” e “B”, (vide figura 24, abaixo), foram usinados em alumínio. Assim, o poliuretano 75-65 líquido, que demora 48 horas para secar e adquirir a forma sólida quando exposto ao ar, foi injetado nesses moldes (vide figura 25, abaixo). Depois que essas peças estavam “curadas”, elas foram coladas uma na outra, utilizando-se para isso o próprio poliuretano 75-65 líquido, uma vez que esse material líquido é capaz de aderir com grande eficácia partes do mesmo que já estão sólidas.

Assim, a palmilha, finalmente, atingirá seu formato final desejado, como se observa na figura 18.

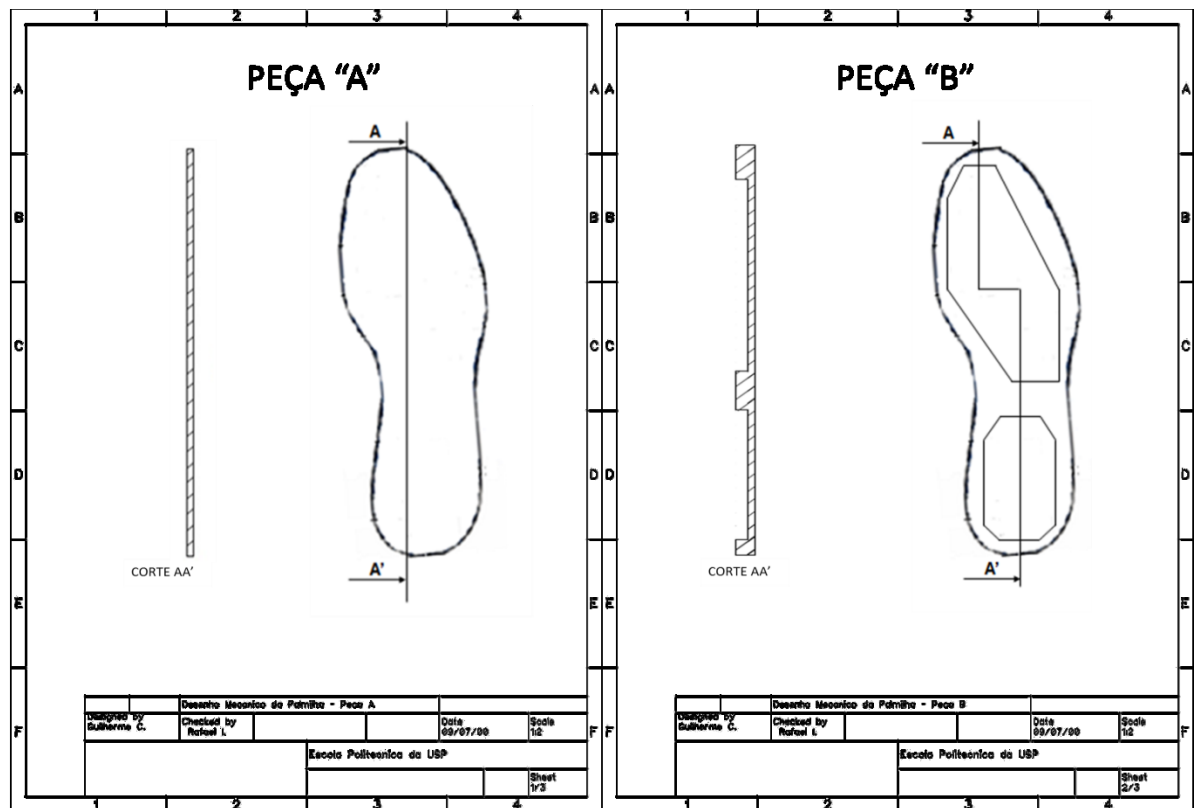


Figura 24: Peças "A" e "B" Força de impacto no calcanhar durante uma corrida de pessoas que tocam primeiro com o calcanhar no chão  
Fonte: Lieberman et al. (2010)



Figura 25: Fotos da palmilha fabricada  
Fonte: Elaboração própria

### 5.3.2. Líquido de preenchimento

Os dois bolsões localizados dentro da palmilha, foram preenchidos por um líquido. Assim, quando o bolsão for comprimido, resultado da pressão exercida pelo usuário na palmilha, esse líquido terá sua pressão alterada, e, estando esse líquido em

contato direto com o sensor, esse último detectará essa alteração permitindo que as forças sejam estimadas.

Dessa forma, são propriedades desejáveis desse líquido, baixo coeficiente de dilatação térmica e alta estabilidade química, ou seja, que o líquido não reaja quimicamente com o material do sensor ou com material da palmilha.

Assim, óleo de silicone foi escolhido para ser esse líquido, por possuir essas características desejadas.

*Material a ser utilizado:* Óleo de Silicone (Fluído de Polidimetilsiloxana cSt 1000)

#### 5.3.2.1. Análise dinâmica – cálculo teórico

Essa análise dinâmica tem como objetivo verificar se o sistema consegue medir coerentemente sinais a uma frequência de 200 Hz, frequência a qual, Urry et al. (2007) recomenda como mínima para a medição de pressões dinâmicas plantares (citado anteriormente na seção de requisitos).

Para tal análise, inicialmente, modelou-se um sistema massa-mola-amortecedor (vide esquemático 1, abaixo) com a finalidade de se obter a resposta em frequência teórica esperada. Posteriormente, uma série de experimentos foi realizada para se validar os resultados obtidos.

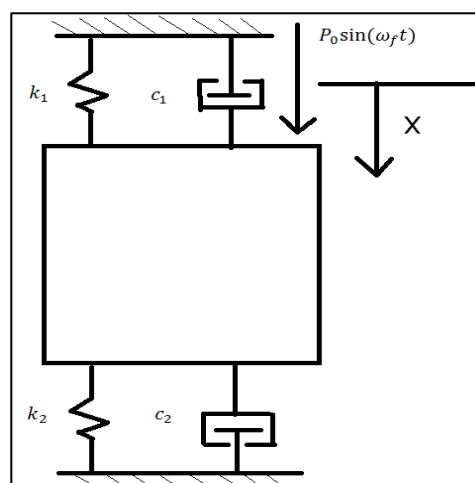


Figura 26: Representação do sistema massa-mola amortecido modelado  
Fonte: Elaboração própria

Nesse modelo, considerou-se a massa da camada de poliuretano como  $m$ , com uma constante elástica  $k_1$  e coeficiente de amortecimento  $c_1$ . Já para o óleo considerou-se uma constante elástica  $k_2$ , um coeficiente de amortecimento  $c_2$  e uma massa  $m_{\text{óleo}}$ . Por último, foi considerada uma força senoidal  $P_0 \sin(\omega_f t)$ .

Assim, os parâmetros  $k_1$  e  $k_2$  foram obtidos através do módulo de Young do poliuretano e do módulo Bulk do óleo, respectivamente, através da equação 1:

$$k_1 = \frac{EA}{e_p} \text{ e } k_2 = \frac{BA}{e_b} \quad (\text{eq. 1})$$

Sendo:

$A$  = área do bolsão = 662.000 mm<sup>2</sup>

$e_b$  = espessura do bolsão = 2 mm

$e_p$  = espessura da camada de poliuretano = 2 mm

$E$  = módulo de Young do poliuretano = 5.85 MPa (Disponível em: <[http://www.ctb.com.pt/?page\\_id=1586](http://www.ctb.com.pt/?page_id=1586)>. Acesso em: 28 out. 2014).

$B$  = módulo Bulk do óleo = 1.35 GPa (Disponível em: <<http://wenku.baidu.com/view/15043529cfc789eb172dc80d>>. Acesso em: 28 out. 2014).

Já o parâmetro  $c_1$  do modelo foi obtido a partir da equação 2, abaixo:

$$c_1 = 2\zeta\sqrt{k_1 m} \quad (\text{eq. 2})$$

Onde o coeficiente de amortecimento é dado por  $\zeta = \frac{\delta}{\sqrt{4\pi^2 + \delta^2}}$ , e o decaimento logarítmico é dado por  $\delta = \ln\left(\frac{1}{\text{resiliência}}\right)$ , (resiliência do poliuretano é igual a 10%, Disponível em: <<http://www.eeicopolymer.com/polyurethanes.html>>. Acesso em: 29 out. 2014).

Por sua vez,  $c_2$  foi obtido a partir da equivalência  $c_2 = \frac{v\rho A}{e_b}$ , onde:

$v$  = viscosidade cinemática = 1000 mm<sup>2</sup>/s (óleo utilizado 1000 DMS, ou seja, 1000 cSt)

$\rho$  = densidade do óleo = 968,13 kg/m<sup>3</sup> (Disponível em: <[http://www.azmax.co.jp/cnt\\_catalog\\_chemical/pdf/attach\\_20110517\\_112750.pdf](http://www.azmax.co.jp/cnt_catalog_chemical/pdf/attach_20110517_112750.pdf)>. Acesso em: 30 out. 2014).

$A$  = área do bolsão = 662.000 mm<sup>2</sup>

$e_b = \text{espessura do bolsão} = 2 \text{ mm}$

O modelo é calculado considerando que são alternados, meio ciclo da frequência da força com o sistema submetido a essa força senoidal, e meio ciclo com o sistema livre de forças externas. Dessa forma, as equações que regem o sistema devem se alternar a cada meio ciclo do período da força.

No meio ciclo forçado:

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = P_0 \sin(\omega_f t) \quad (\text{eq. 3})$$

Onde,  $c = c_1 + c_2$  e  $k = k_1 + k_2$ .

No outro meio ciclo:

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = 0 \quad (\text{eq. 4})$$

Sabe-se que a solução da (eq. 3) é dada pela soma da solução homogênea ( $x_h$ ), que é a solução da (eq. 5), e de uma solução particular ( $x_p$ ):

$$x_h = X e^{-\zeta \omega t} \sin(\omega_d t + \alpha) \quad (\text{eq. 5})$$

$$x_p = \frac{P_0}{k - m\omega_f^2} \sin(\omega_f t) \quad (\text{eq. 6})$$

Assim, será necessário descobrir as constantes  $X$  e  $\alpha$  a cada meio ciclo através das constantes iniciais, que inicialmente são  $x(0) = 0$  e  $\dot{x}(0) = 0$ , e pelos valores de  $x(t)$  e  $\dot{x}(t)$ , conforme o ciclo, deste modo:

- No meio ciclo forçado,  $x(0) = X \sin(\alpha)$  e  $\dot{x}(0) = X(-\zeta \omega \sin \alpha + \omega_d \cos \alpha) + \frac{\omega_f P_0}{k - m\omega_f^2}$ .

Portanto, no caso geral,  $\alpha = \arctg\left(\frac{\omega_d}{\frac{\dot{x}(0)}{x(0)} + \zeta \omega - \frac{\omega_f P_0}{k - m\omega_f^2}}\right)$  e  $X = \frac{x(0)}{\sin \alpha}$ .

$$\text{Se } x(0) = 0, \quad \alpha = 0 \quad \text{e} \quad X = \frac{\dot{x}(0) - \frac{\omega_f P_0}{k - m\omega_f^2}}{\omega_d}.$$

$$\text{Já se } \frac{\dot{x}(0)}{x(0)} + \zeta \omega - \frac{\omega_f P_0}{k - m\omega_f^2} = 0, \quad \alpha = \frac{\pi}{2} \quad \text{e} \quad X = x(0).$$

- No meio ciclo não forçado,  $x(0) = X \sin(\alpha)$  e  $\dot{x}(0) = X(-\zeta \omega \sin \alpha + \omega_d \cos \alpha)$ .

Portanto, no caso geral,  $\alpha = \arctg\left(\frac{\omega_d}{\frac{\dot{x}(0)}{x(0)} + \zeta\omega}\right)$  e  $X = \frac{x(0)}{\sin\alpha}$ .

Se  $x(0) = 0$ ,  $\alpha = 0$  e  $X = \frac{\dot{x}(0)}{\omega_d}$ .

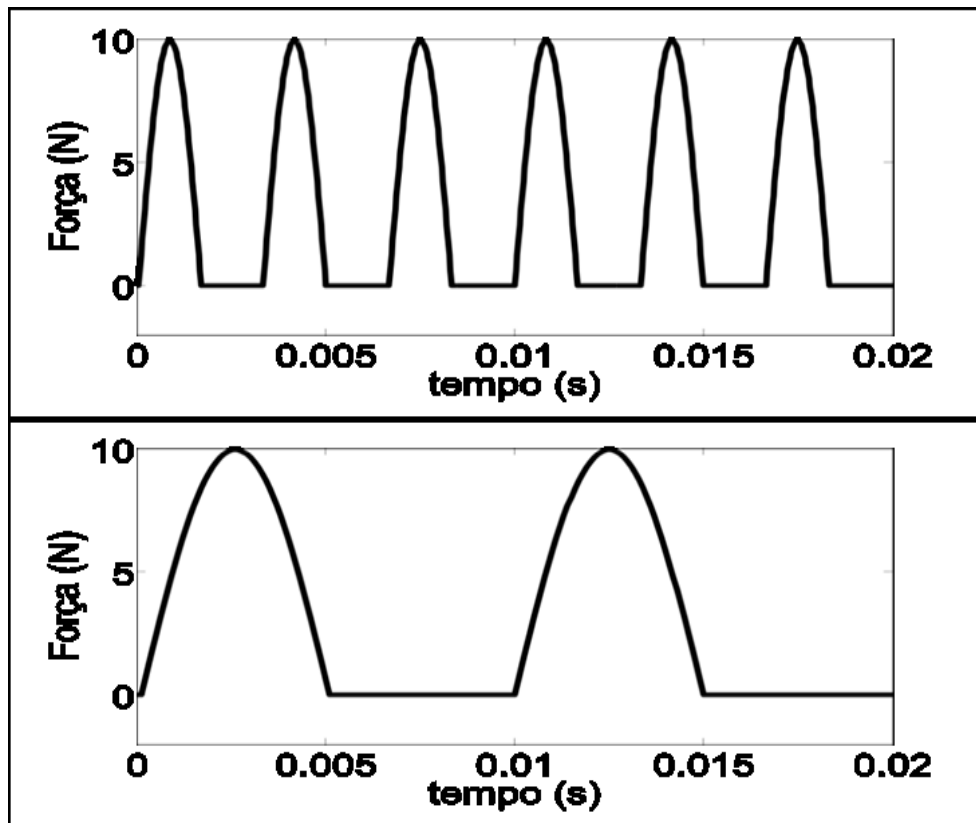
Já se  $\frac{\dot{x}(0)}{x(0)} + \zeta\omega = 0$ ,  $\alpha = \frac{\pi}{2}$  e  $X = x(0)$ .

Assim, a força que se quer averiguar é dada por:

$$F = k_2x(t) + c_2\dot{x}(t) \quad (\text{eq. 7})$$

Finalmente, com o auxílio de um programa desenvolvido no *software* Matlab (vide anexos), foram calculadas as constantes em cada meio ciclo e plotadas as forças transmitidas ao bolsão. As hipóteses simplificadoras admitidas estão citadas abaixo:

- Considerou-se a aplicação de uma força de excitação pontual, na vertical, com módulo de 10 N.
- Desprezaram-se as variações no valor do módulo de bulk, mesmo com as alterações da pressão exercida sobre o óleo.
- Desprezou-se a existência de possíveis microbolhas de ar entre o óleo de silicone, dentro dos bolsões.
- Desprezaram-se perdas de cargas distribuídas e localizadas, entre outras.



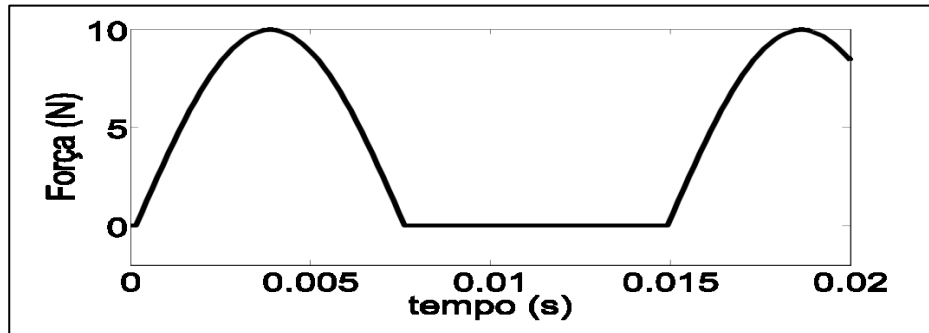


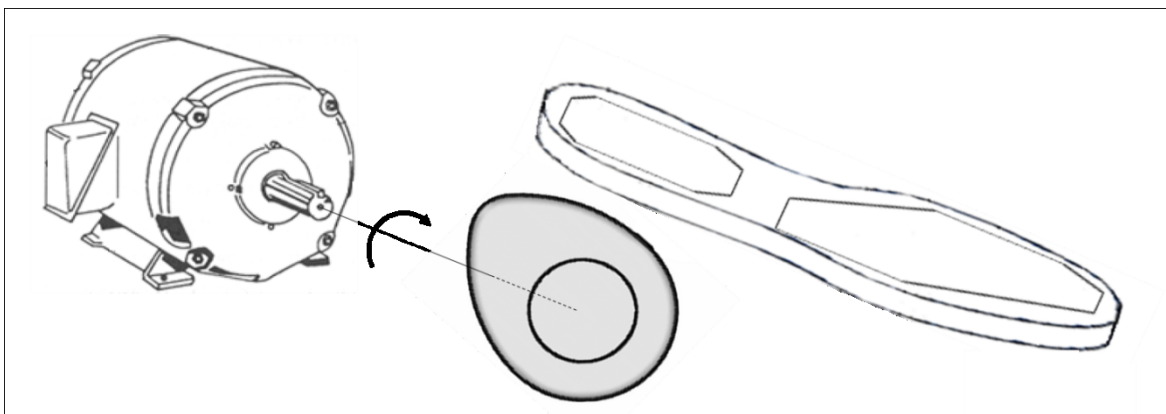
Figura 27: Resposta em frequência - cálculo teórico (300 Hz, 100 Hz, 67 Hz)  
Fonte: Elaboração própria

Os resultados dos gráficos obtidos através da simulação do modelo sugerem que a palmilha possui uma transmissão proeminente entre a força aplicada no bolsão, e a força que chega ao sensor (menos de 1% do módulo da força aplicada não foi transmitida), o que era esperado, pois, graças ao módulo Bulk do óleo, a rigidez do conjunto possui um valor alto ( $k_{\text{poliuretano}} + k_{\text{óleo}} = 2.03 \times 10^6 + 4.68 \times 10^9 = 4.7 \times 10^9 \text{ N/m}$ ).

### 5.3.2.2. Análise dinâmica – simulação prática

Com essas repostas em mãos, alguns experimentos foram realizados com as finalidades de verificar se as hipóteses simplificadoras afetaram a consistência dos resultados obtidos pela modelagem, e, ao mesmo tempo testar a coerência dos resultados obtidos.

Os testes foram realizados através de um came acoplado em eixos de motores com diferentes velocidades de rotação (18.000 rpm, 6.000 rpm, 4.000 rpm, como exemplificado na figura abaixo).



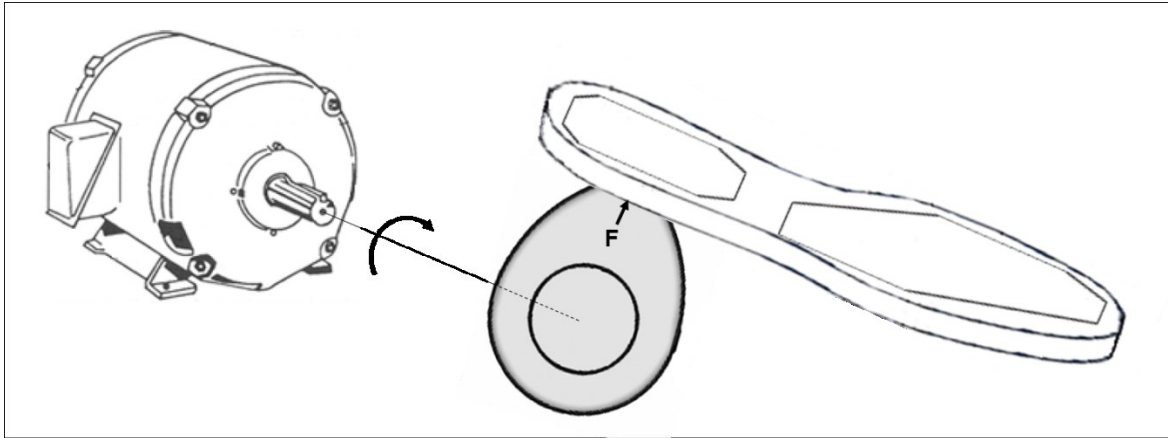


Figura 28: Resposta em frequência - experimento prático  
Fonte: Elaboração própria

Assim, esse sistema submeteu a palmilha forças a excitações em diversas frequências, testando, dessa maneira, a resposta em frequência captada pela palmilha. Os resultados obtidos estão representados nos gráficos abaixo:

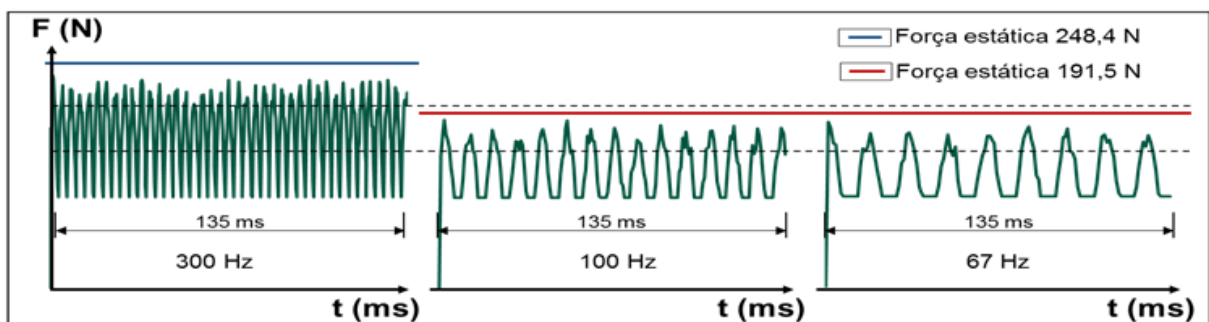


Figura 29: Resposta em frequência - experimento com a palmilha  
Fonte: Elaboração própria

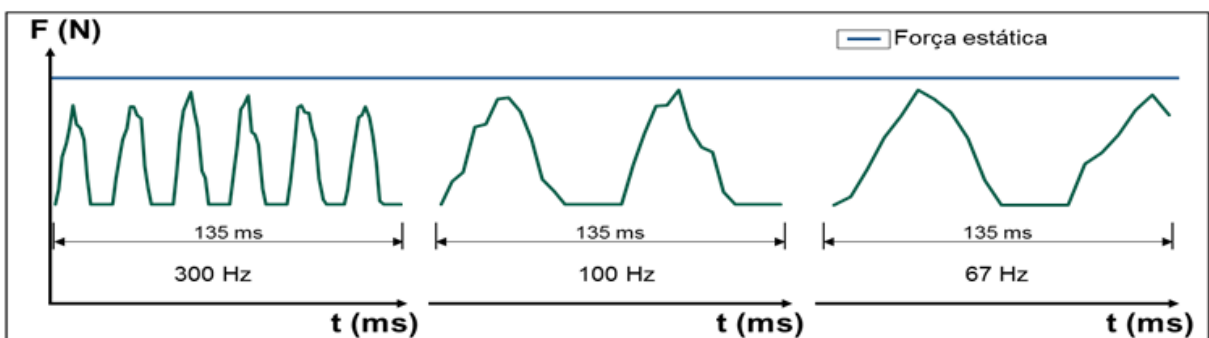


Figura 30: Resposta em frequência - experimento com a palmilha (normalizado)  
Fonte: Elaboração própria

O menor valor obtido, para o teste em 300 Hz, indicou uma perda na transmissão do módulo da força de 18,30%. Já para o experimento realizado em 100 Hz, esse valor foi de 15,4%. Por último, a 67 Hz, o menor valor captado para o módulo da força foi



cerca de 14,8% menor em relação ao valor adquirido quando o came se encontrava estático na posição em que efetuava a maior pressão.

Comparando-se os resultados teóricos com os práticos, percebe-se que há uma diferença significativa entre a porcentagem das perdas no módulo da força. Um resultado semelhante (14,8% de perda na transmissão) foi obtido através de uma simulação do modelo com uma rigidez 40 vezes menor. Assim, para que o modelo reflita a realidade mais fielmente, é necessário que a rigidez utilizada seja cerca de 40 vezes menor, vide gráfico 5, abaixo. Explica-se essa diferença, entre a perda obtida pela simulação do modelo e a perda encontrada na prática, através das hipóteses simplificadoras adotadas durante o desenvolvimento do modelo, como por exemplo, desprezar a perda de carga localizada na entrada do tubo que conecta o bolsão ao sensor, dentre outras hipóteses, já citadas anteriormente.

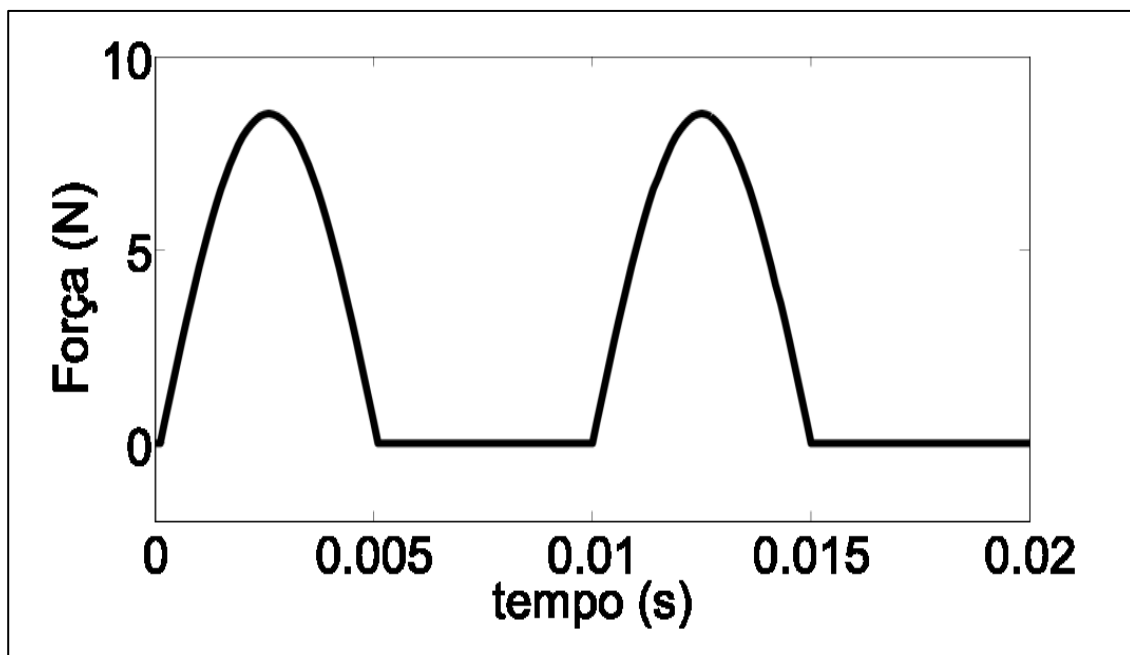


Figura 31: Resposta em frequência do modelo com rigidez 40 vezes menor  
Fonte: Elaboração própria

Apesar de possuir perdas de amplitude, devido ao amortecimento, durante a transmissão da força, verificou-se que a palmilha será capaz de distinguir sinais diferentes, mesmo quando esses ocorrerem em uma frequência de 300 Hz. Assim, as condições que Urry et al. (2007) aconselha como ideais para a medição de pressões dinâmicas plantares (sistema capaz de medir coerentemente sinais a no mínimo 200 Hz), são satisfeitas.

Vale lembrar que essa perda encontrada na transmissão de forças, em torno de 15%, pode ser compensada através de um mapeamento de erros, o qual será feito posteriormente, durante a calibração do dispositivo.

### **5.3.3. Sensor:**

Dentre todos os requisitos já especificados e discutidos, tem-se entre as várias opções, o sensor de pressão MPX5700ASX.

Esse sensor possui uma faixa de operação de 0 a 700 kPa, considerada adequada por Razak et al.. Em termos de tempo de resposta, o sensor não será problema, pois apresenta 1 ms (equivalente a 1000 Hz) de tempo de resposta, o dobro da frequência do dispositivo comercial da F-Scan.

As dimensões do sensor também são compatíveis com o projeto, 27x19x16 mm. O mesmo acontece com a alimentação, pois o sensor requer somente 7 mA de corrente e 5V de tensão de entrada.

Outras características positivas do sensor é a sensibilidade, de 6,4 mV/kPa, que permite distinguir valores de pressões próximas, além do sistema de compensação de erros ocasionados pela temperatura, que permite um erro de somente 2,5%, dentro de uma faixa de temperaturas de 0 a 85°C.

*Material a ser utilizado:* MPX5700ASX (marca: Freescale)

#### **5.3.3.1. Funcionamento do sensor**

A série MPX5700 possui basicamente dois tipos de sensores de pressão, o diferencial e o absoluto. Abaixo, na figura 32, tem-se um esquemático que representa esses dois tipos de sensores, sendo P1 a pressão aferida e P2 a pressão de referência. P2, inclusive, é exatamente o que diferencia os dois tipos de sensores. No sensor diferencial, a pressão de referência P2 é variável, já no absoluto, como o próprio nome diz, essa pressão é absoluta. Assim, será utilizado

um sensor absoluto nesse projeto, pois a aplicação requerida não demanda uma pressão de referência.

O princípio do funcionamento do sensor se baseia em um material semiconductor piezo resistivo que tem sua resistência elétrica alterada conforme a pressão aplicada sobre sua superfície. Assim, com a modificação no valor dessa resistência elétrica, alteram-se as voltagens do sistema, as quais possuem correlação direta com a força aplicada sob o mesmo. Finalmente, com a leitura dessas voltagens e após alguns cálculos, é possível determinar as pressões envolvidas no meio. Abaixo, na figura 32, é possível ver o local onde se encontra esse material piezo resistivo, envolto pelo RTV (*room temperature vulcanization silicone*), que serve para encapsular o sensor. Já a função do fluorosilicone é isolar o sensor e os fios do meio.

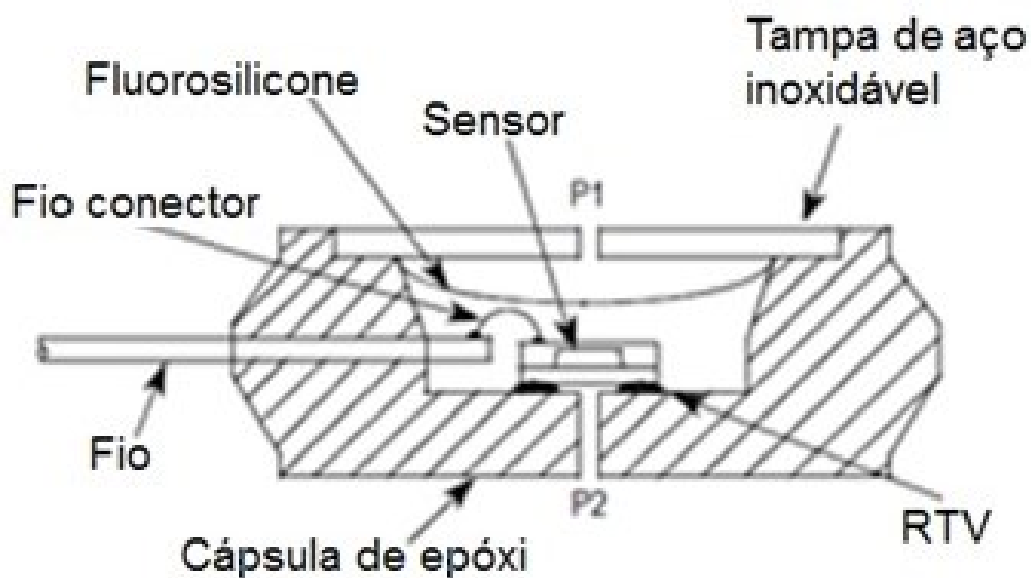


Figura 32: Esquemático de um piezo resistor composto por um material semiconductor  
Fonte: datasheet MPX5700A

#### 5.3.4. Microcontrolador:

Microcontroladores são dispositivos computacionais embarcados, geralmente de baixo consumo de energia, que normalmente realizam operações dedicadas, executando instruções de acordo com um software embutido nos mesmos. Esse software frequentemente é escrito em linguagens de alto nível, possibilitando um desenvolvimento ágil do programa.

Microcontroladores são comumente utilizados para fazer uma interface com dispositivos periféricos, como é o caso deste trabalho. Além disso, estão presentes em diversos elementos do cotidiano, como aparelho de micro-ondas, regadores de jardim, elevadores, entre outros.

Atualmente, encontra-se no mercado uma ampla gama de microcontroladores com processadores de 8, 16 e 32bit e frequência de clock variando de 8 a 50 Mhz. Algumas das marcas mais conhecidas de microcontroladores são ARM, Atmel, Freescale, Intel, Microchip Technology PIC, NXP Semiconductors, Parallax Propeller, Rabbit 2000, STMicroelectronics, Texas Instruments e Toshiba.

Para a utilização dos microcontroladores foram desenvolvidas várias plataformas de prototipagem, que possuem conversores A/D, compatibilidade com ethernet, módulos de portas seriais síncronas e assíncronas, módulo de PWM, comunicação USB, saída de áudio e vídeo e interfaces particulares de desenvolvimento. Por exemplo: Raspberry Pi, Basic Stamp, PICAXE, Osepp, Arduino, BeagleBone.

No dispositivo proposto, há três microcontroladores envolvidos no processo de aquisição de dados, dois (um em cada tênis) que recebem sinais provenientes dos sensores instalados na palmilha, os convertem de analógico para digital e os enviam para o terceiro microcontrolador via comunicação sem fio. Esse terceiro é responsável por separar os sinais provenientes de cada sensor, e os enviar para um computador pessoal. Essa diferença funcional é proveniente do programa gravado em cada microcontrolador.

O Arduino Nano permite o uso de linguagens de alto nível, facilitando o desenvolvimento do software do microcontrolador, é pequeno (43 x 18 x 19mm), leve (6g) e consome pouca energia (25 mA). Fora isso, o Arduino também possui interface com dispositivos periféricos como sensores MPX5700ASX e módulos Bluetooths. Por possuir um microcontrolador ATMEGA 328, com frequência de clock de 16 MHz, 32 kBytes de memória e ser capaz de transmitir 115200 bps, a velocidade de processamento não será um problema, pois esse conjunto é capaz de processar dados mais do que 10 vezes do que o necessário, tendo em vista que a frequência de amostragem de um dos melhores dispositivos comerciais é de 500 Hz.

A tensão de alimentação Vcc recomendada pelo fabricante para o Arduino Nano vai de 7 à 12V e a corrente máxima que o mesmo drena para operar é de 25 mA. Assim, até mesmo uma pequena bateria é suficiente para alimentá-lo.

Portanto, a plataforma do Arduino Nano com microcontrolador ATMEGA 328, satisfaz todos os requisitos, e dentre as diversas opções foi o escolhido para fazer o condicionamento dos sinais adquiridos pelos sensores.

Vale lembrar também que Arduino Nano é capaz de fornecer pelas suas portas I/O até 40 mA de corrente para alimentar outros dispositivos, como sensor de pressão e o módulo de comunicação sem fio.

*Material a ser utilizado:* ATMEGA328 do Arduino Nano 3.0

#### **5.3.5. Módulo de comunicação sem fio:**

No mercado, existem três principais alternativas para a comunicação sem fio: à rádio, *ethernet* e Bluetooth. Dentro de cada uma dessas opções há uma variedade imensa de dispositivos.

Para os experimentos desejados não é necessário um raio de cobertura maior do que 10 metros, assim, até mesmo os dispositivos com pequeno alcance de transmissão, como os Bluetooths, referenciados no artigo de Reyes et al. (2013), funcionam para a aplicação desejada.

Por cumprir os requisitos técnicos, ter uma taxa de transmissão de até 1382400 bps, ser muito compacto, com um volume menor que 800 mm<sup>3</sup> (dimensões: 26,9 x 13 x 2,2mm), pesar 9,6 g, consumir somente de 20 a 30 mA (25 mA em média) quando emparelhado, ser acessível financeiramente e compatível com *smartphones*, *laptops*, televisores, e até microcontroladores, foi escolhido o Módulo Bluetooth Rs232 Hc-05 para a comunicação sem fio.

*Material a ser utilizado:* Bluetooth RS232 Hc-05

### 5.3.6. Consumo:

Como o conjunto localizado em cada calçado é composto de um microcontrolador Arduino Nano, um Bluetooth RS232 HC-05 e dois sensores de pressão MPX5700ASX, que consomem respectivamente, 25 mA, 25 mA e 7 mA de corrente cada, é necessário que a bateria seja capaz de fornecer um total de 64 mA de corrente ao mesmo tempo.

Em termos de diferença de potencial, o perfil necessário da bateria recai entre 7 e 12V, uma vez que essa faixa de valores é recomendada para o funcionamento adequado do Arduino Nano.

Portanto, a bateria Li-Po 7,4V da marca Turnigy, que segundo o datasheet da mesma possui uma capacidade de 640 mAh (suficientes para gerar 9 horas de autonomia para essa aplicação), massa de 17g (incluindo os fios e os conectores), com dimensões de 44 x 12 x 17 milímetros, foi escolhida para a aplicação.

*Material a ser utilizado:* Bateria Li-Po 7,4V da Turnigy

Observação: o Arduino Nano será responsável por alimentar o Bluetooth e os sensores de pressão, como se observa no diagrama elétrico (como se observa na figura 33).

Isso será possível por 2 motivos. Primeiro, pois o Arduino Nano é capaz de fornecer uma tensão de alimentação de 5 volts, através da sua porta de saída número 27, tensão a qual está dentro da recomendada para a alimentação do Bluetooth e dos sensores, que requerem, respectivamente, uma voltagem entre 3,6V e 6V, e uma voltagem entre 4,75 e 5,25V, para serem alimentados. Segundo, pois as portas de saída do Arduino Nano são capazes de fornecer 40 mA, enquanto que o máximo a ser consumido simultaneamente pelo Bluetooth e os 2 sensores são 39 mA (25 mA para o Bluetooth e 7 mA para cada um dos 2 sensores de pressão).

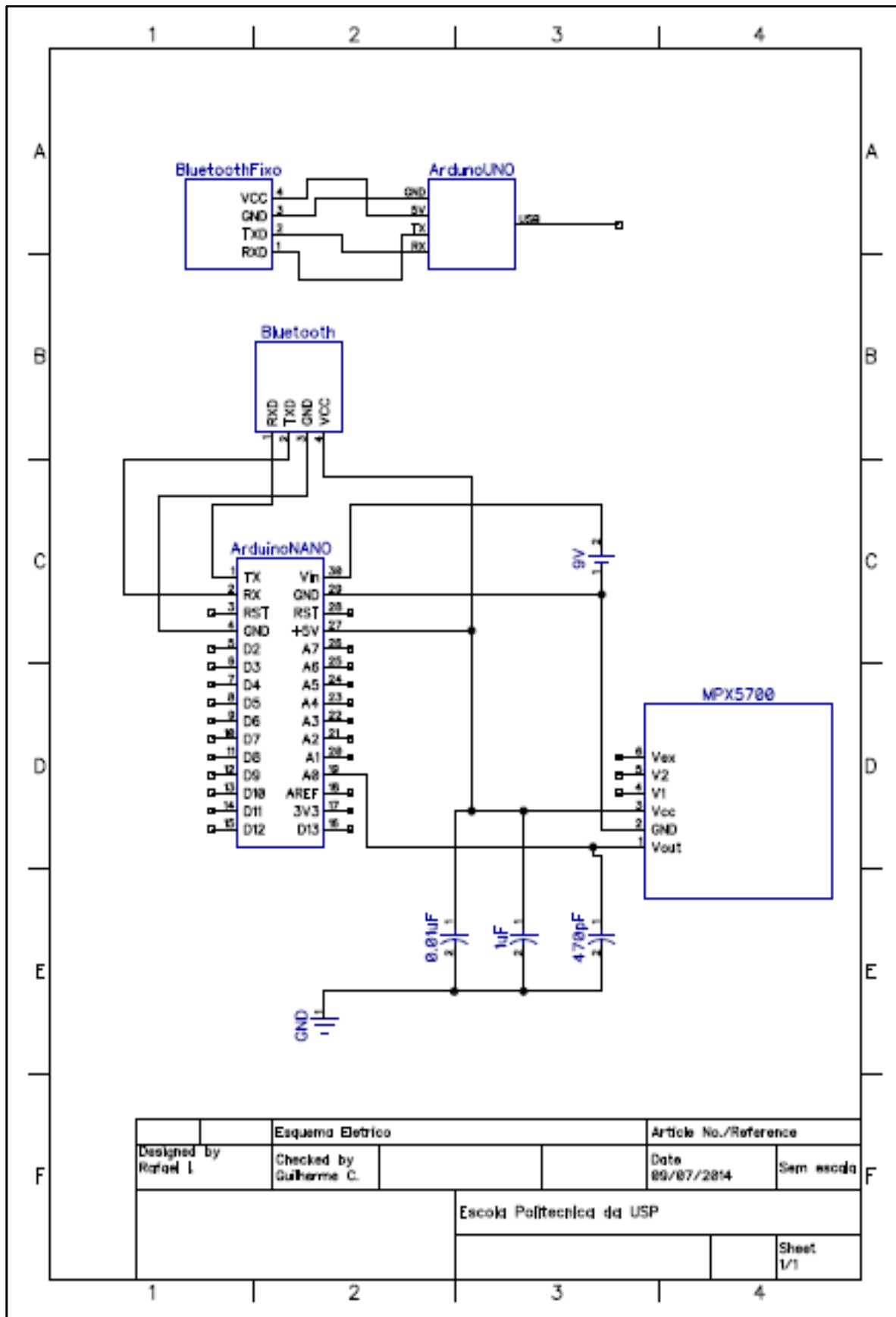


Figura 33: Diagrama elétrico do disposto proposto  
Fonte: Elaboração própria

### **5.3.7. Processador:**

Como requisito, deverá possuir uma plataforma na qual receba os sinais do microcontrolador, os processe e os exiba em uma interface interativa.

Em geral, a maioria dos computadores e *smartphone* de hoje satisfazem esse requisito. Assim, um computador com Windows 7 com 64bits de processamento ou equivalente satisfaz com sobras a esse requisito.

*Material a ser utilizado:* Windows 7 com 64bits de processamento

### **5.3.8. Software:**

Há ambientes integrados de desenvolvimento (IDE) que facilitam a criação de uma interface, como o Visual Studio, NetBeans, Eclipse, entre outros.

Através do uso de linguagens de alto nível, como C# ou JAVA, gráficos, arquivos e imagens, por exemplo, podem ser gerados, o que facilita, muitas vezes, a visualização e interpretação das informações extraídas pelo dispositivo.

Vale ressaltar que essas linguagens de alto nível possuem algumas classes prontas, que podem, eventualmente, facilitar a tarefa de programação.

*Material a ser utilizado:* Visual Studio 2013 Express para desktop em linguagem C#



## 6. Desenvolvimento do *software*

### 6.1. Diagrama de Casos de Uso (UCD)

O Diagrama de Casos de Uso mostra as principais funcionalidades desempenhadas pelos “atores” do sistema, no caso, o Programa a ser desenvolvido no computador ou semelhante e o Usuário da palmilha.

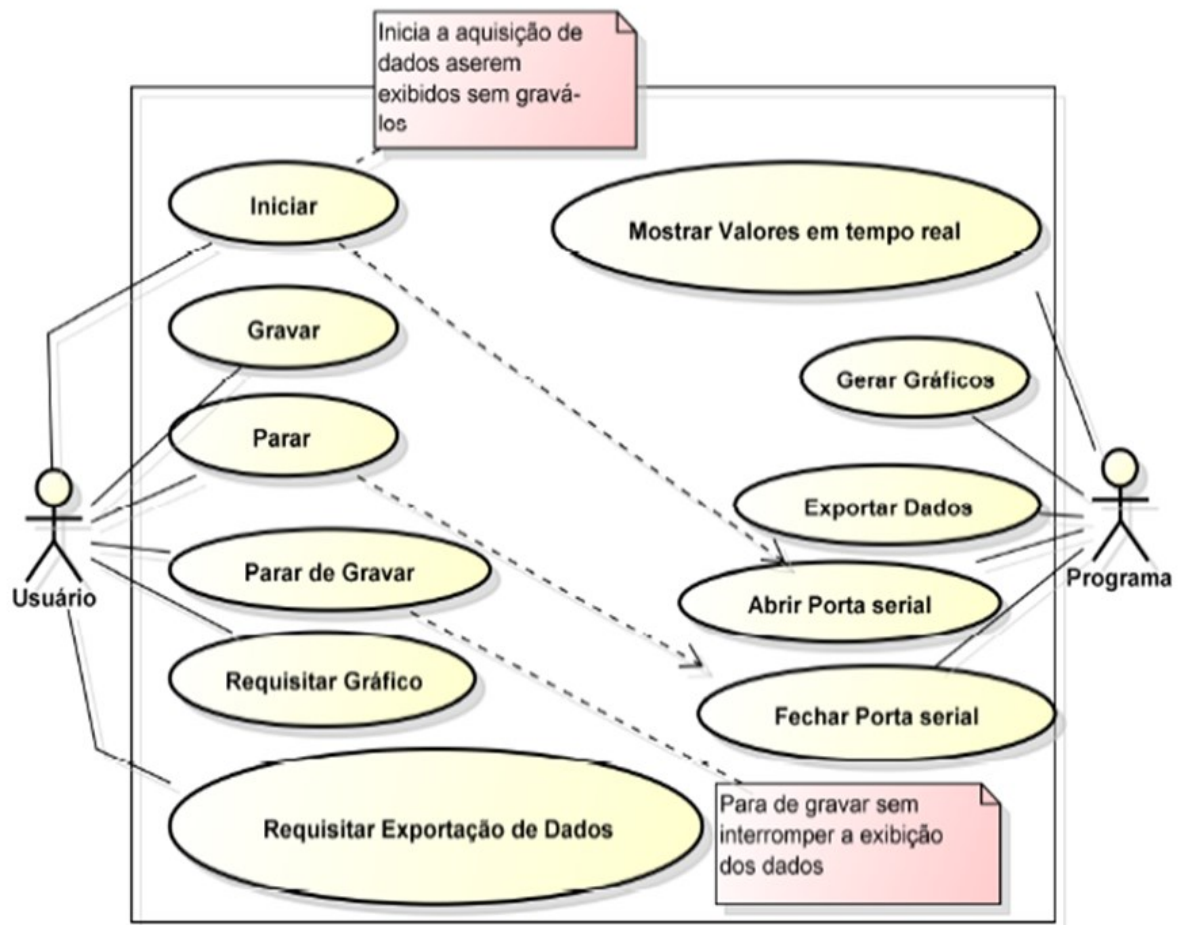
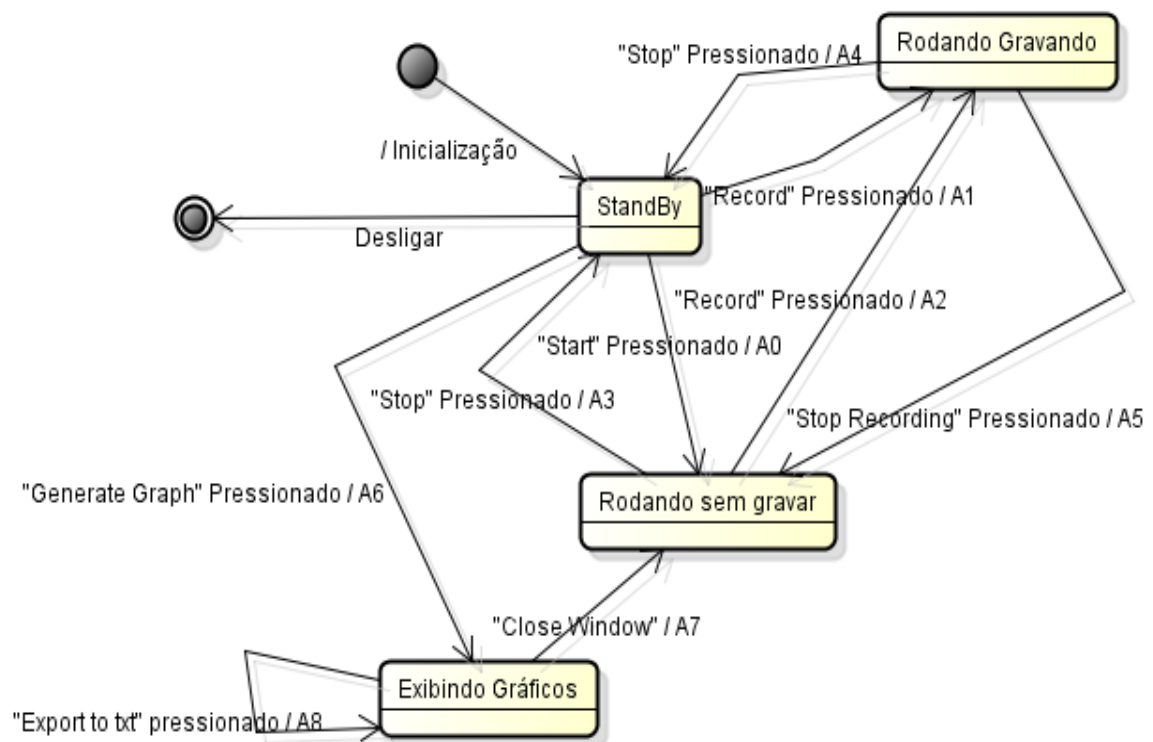


Figura 34: Diagrama de casos de uso (UCD)  
Fonte: Elaboração própria

### 6.2. Diagrama de Estados (State Machine)

O Diagrama de Estados mostra todos os estados possíveis do sistema, representados por retângulos com bordas arredondadas. Além disso, a máquina de estados apresenta as transições entre os estados através de flechas acompanhadas por um texto que indica o evento causador da transição seguido pela ação tomada na transição.



Inicialização: Desabilita botões "Stop", "Stop Recording" e "Generate Graph" e mostra interface inicial  
 A0: Abre porta serial e inicia leitura, habilita "Stop", desabilita "Start"  
 A1: Abre porta serial, e inicia leitura e gravação  
 desabilita "Generate Graph" caso esteja habilitado e habilita "Stop" e "Stop Recording", desabilita "Start" e "Record"  
 A2: inicia gravação habilita "Stop Recording" e desabilita "Generate Graph" e "Record"  
 A3: Fecha Porta Serial, habilita "Start", desabilita "Stop"  
 A4: Fecha Porta Serial, habilita "Generate Graph", "Start" e "Record", desabilita "Stop" e "Stop Recording"  
 A5: Para de gravar, habilita "Generate Graph" e "Record" desabilita "Stop Recording"  
 A6: Exibi os gráficos dos dados gravados em nova janela  
 A7: Fecha Janela dos Gráficos  
 A8: Gera Arquivos para os quais são exportados os dados anteriormente gravados

Figura 35: Diagrama de Estados  
 Fonte: Elaboração própria

### 6.3. Diagrama de Componentes (Component Diagram)

O Diagrama de Componentes apresenta a dependência da Máquina de Estados com relação aos diversos componentes do sistema. Assim, são listadas as principais funções externas à máquina de estados que deverão ser utilizadas.

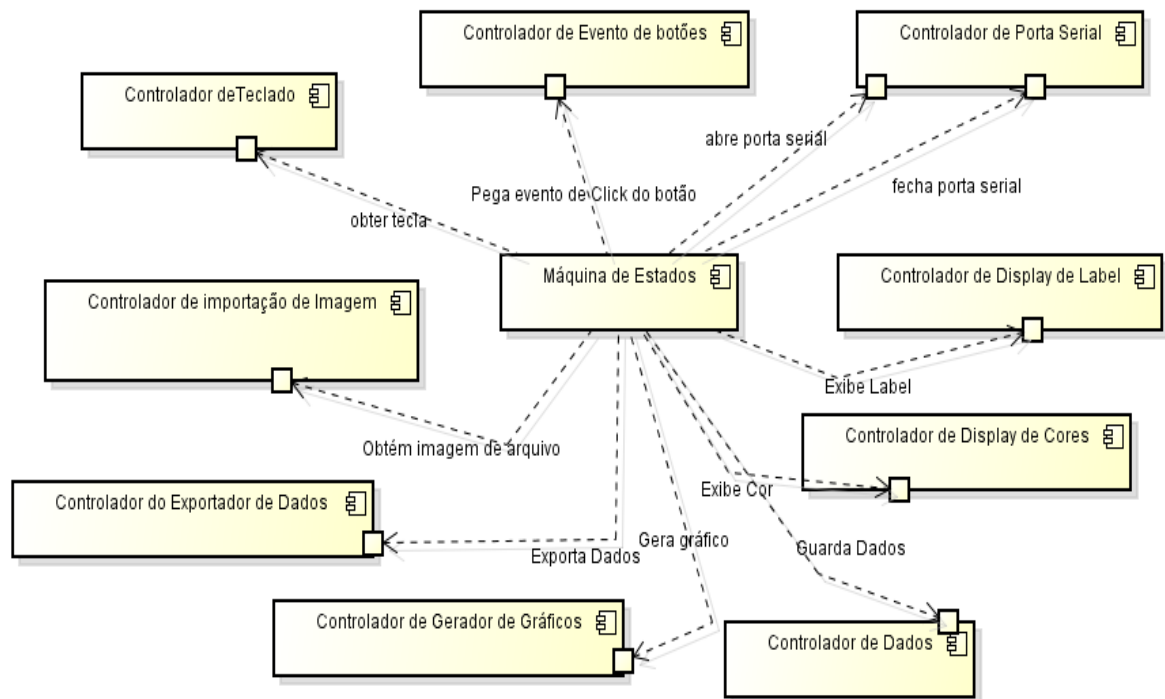


Figura 36: Diagrama de Componentes  
Fonte: Elaboração própria

A análise desse diagrama enfatiza a vantagem de se utilizar uma linguagem de alto nível orientada a objetos, percebe-se que já foram implementadas classes com as funções de cada um dos componentes ilustrados, com exceção do controlador de dados, que possui campos específicos do programa.

#### 6.4. Interface com o Usuário

A interface possui 2 telas, a principal que engloba os estados de “StandBy”, “Rodando sem gravar” e “Rodando Gravando”; e a tela que mostra os gráficos.

##### 6.4.1. Tela Principal

A tela Principal disponibiliza as funcionalidades de Iniciar a aquisição de Dados, Parar a aquisição de dados, Gravar os dados, Parar de Gravar os Dados e Requisitar Gráfico.

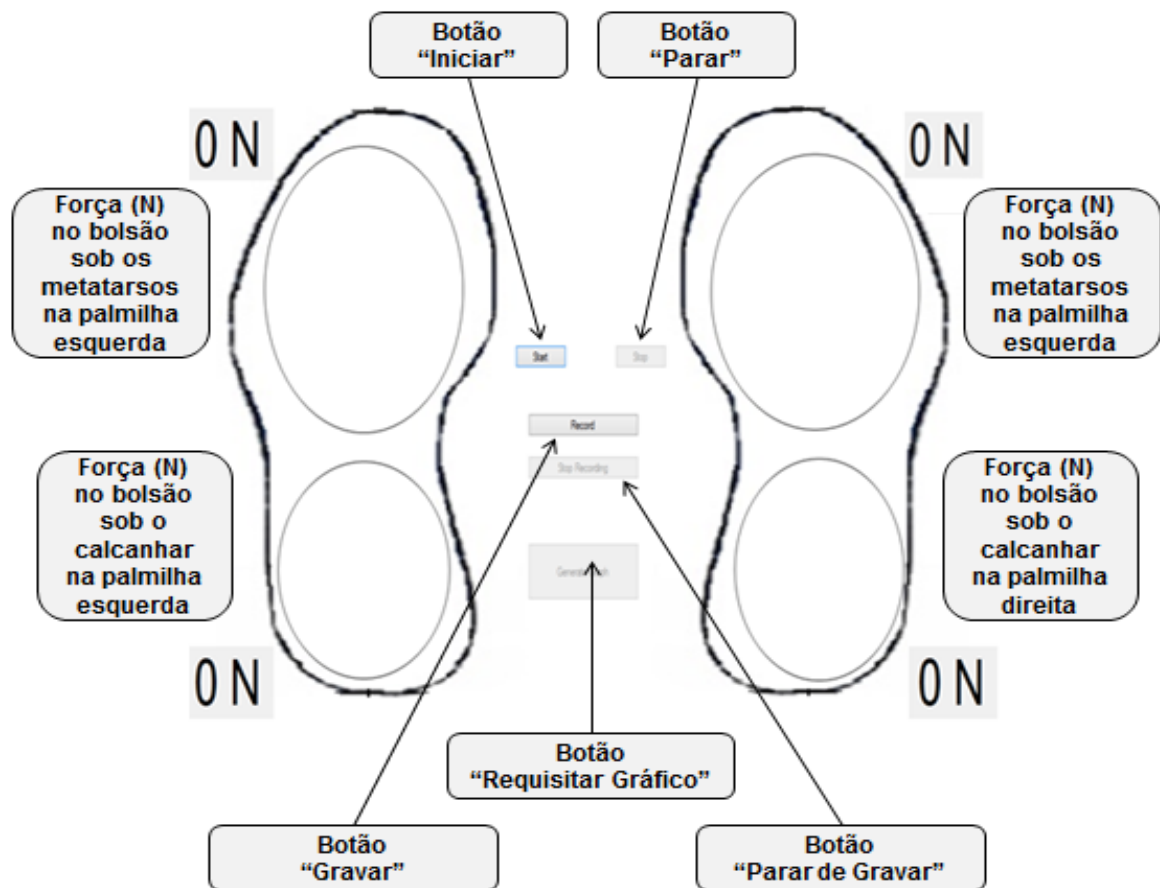


Figura 37: Interface com o Usuário - Tela principal  
Fonte: Elaboração própria

Como ilustrado no diagrama de estados, quando o usuário clica no botão iniciar, o sistema vai para o estado “Rodando sem gravar”, onde os Labels dispõem a força em Newtons nos correspondentes bolsões e o sistema colore cada bolsão segundo a força medida com base em um sistema de cores em que cores quentes representam maiores forças.

O usuário pode escolher o momento em que começa a gravação através do botão gravar. É possível iniciar a gravação tanto com o programa em StandBy, como em qualquer momento em que a aquisição de dados ocorre.

O botão de “Parar de Gravar”, apenas indica o ponto final da gravação, não interrompendo a aquisição de dados, enquanto que o botão “Parar” fecha a porta serial e finaliza a gravação se esta estiver ocorrendo. Ambos os botões habilitam o botão de “Requisitar Gráfico” que a ser acionado, transforma os dados da faixa de gravação em gráficos exibidos em uma nova janela melhor descrita a seguir.

### 6.4.2. Janela de Gráficos

A Janela de Gráficos apresenta 7 gráficos de força em Newtons em função do Tempo em milissegundos, um gráfico para o cada bolsão, um gráfico com a soma das forças em cada palmilha, e um com a soma dos resultados das duas palmilhas.

Essa janela também disponibiliza um botão de exportação de dados, que ao ser clicado grava os pontos do gráfico em .txt dentro de um diretório com o nome especificado pelo usuário no campo de texto desta mesma tela. O diretório escolhido é gerado em “bin/Debug” dentro da pasta do projeto.

Para fins ilustrativos, abaixo é apresentado um exemplo de um teste realizado com o primeiro protótipo:

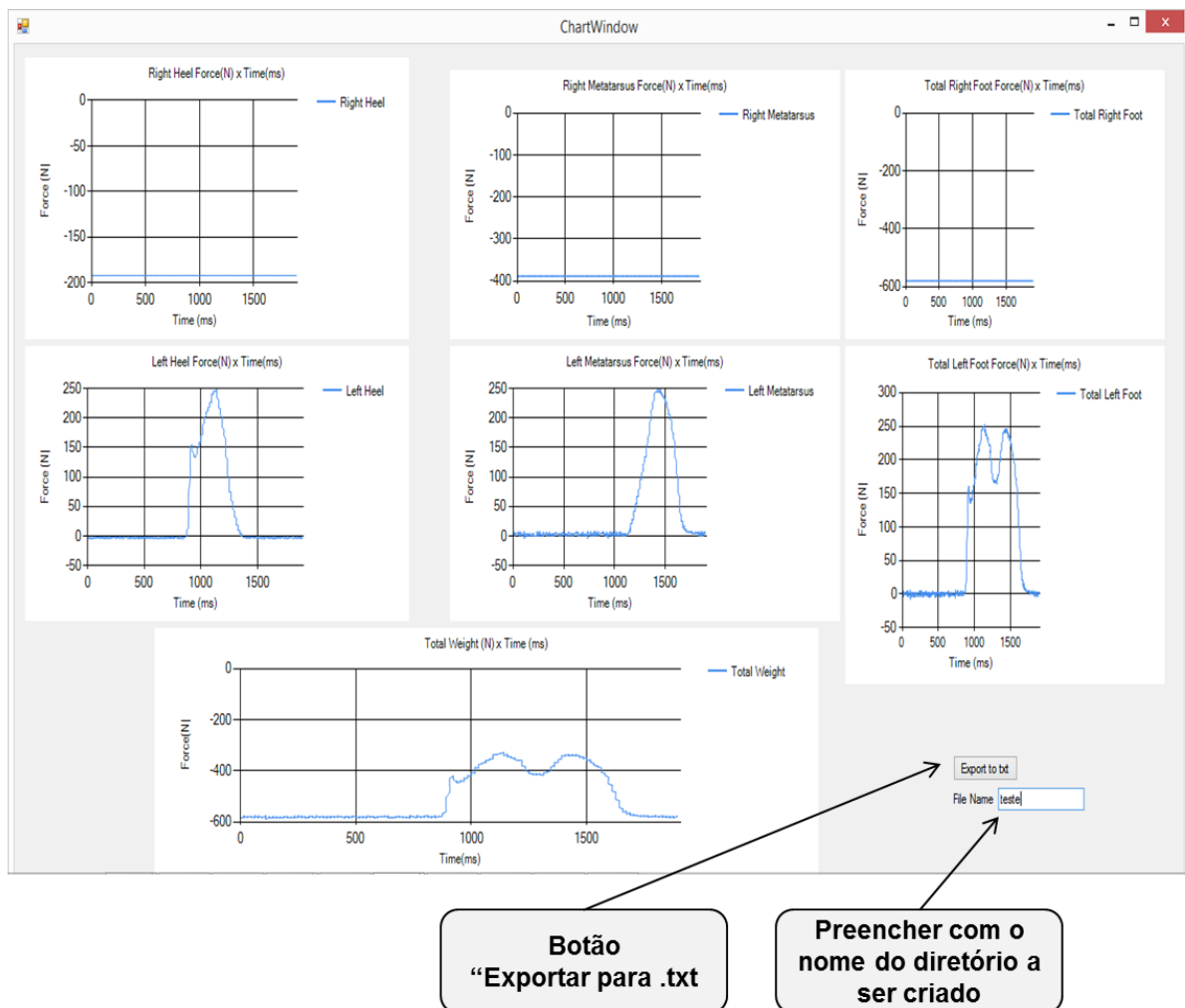


Figura 38: Interface com o Usuário - Janela de Gráficos  
Fonte: Elaboração própria

A seguir têm – se os arquivos criados para o exemplo em que se escolheu “teste” como nome do diretório:








Nome	Data de modificaç...	Tipo	Tamanho
 teste_LeftFoot	9/16/2014 7:34 AM	Documento de Te...	18 KB
 teste_LeftHeel	9/16/2014 7:34 AM	Documento de Te...	19 KB
 teste_LeftMetatarsus	9/16/2014 7:34 AM	Documento de Te...	18 KB
 teste_RightFoot	9/16/2014 7:34 AM	Documento de Te...	21 KB
 teste_RightHeel	9/16/2014 7:34 AM	Documento de Te...	19 KB
 teste_RightMetatarsus	9/16/2014 7:34 AM	Documento de Te...	21 KB
 teste_TotalWeight	9/16/2014 7:34 AM	Documento de Te...	21 KB

Figura 39: Exmplo de diretório com os arquivos .txt criados  
Fonte: Elaboração própria

Cada arquivo .txt possui todos os pontos do correspondente gráfico, o arquivo dispõe, por linha, um ponto representado por dois números unidos por um caractere “\$”, à esquerda do caractere tem-se o valor da força em Newtons e à direita o tempo em milissegundos.

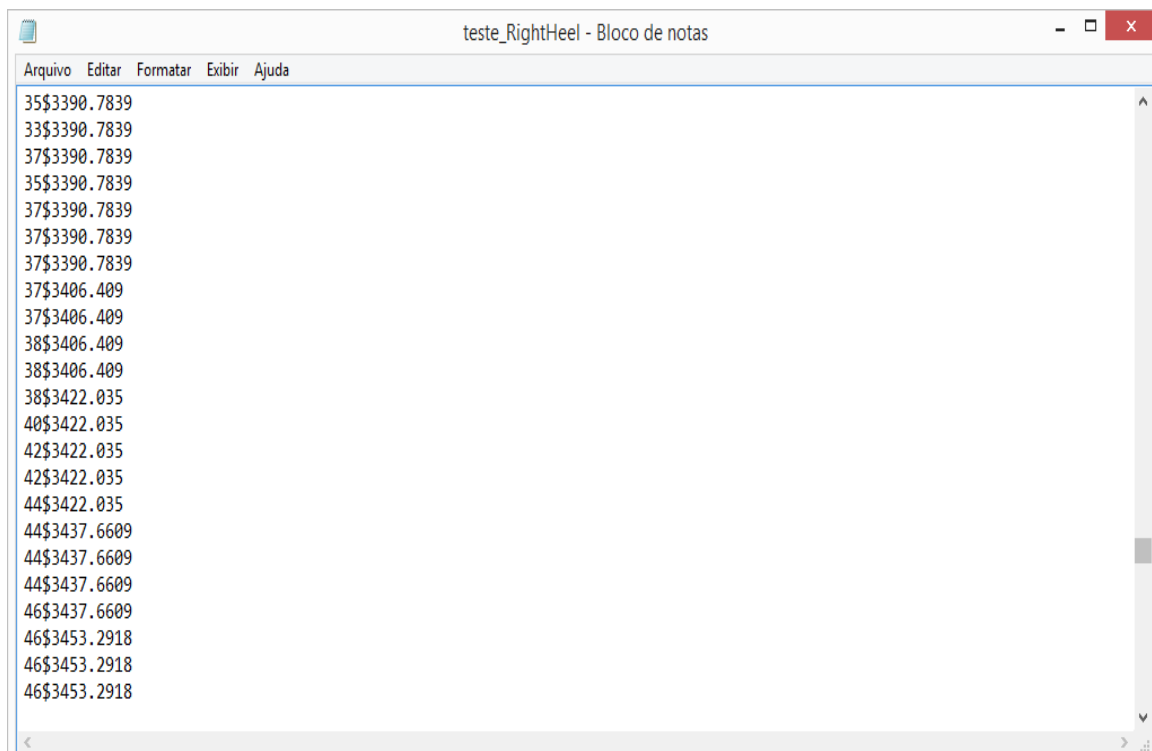


Figura 40: Exemplo de arquivo .txt gerado  
Fonte: Elaboração própria



## 7. Experimentos

### 7.1. Calibração

Para o funcionamento adequado do dispositivo, foi feita uma calibração estática do mesmo, ou seja, adicionaram-se cargas conhecidas gradativamente sobre os bolsões (vide figura 41) e a diferença entre o valor conhecido e o aferido foi ajustado via *software*.

Dessa maneira, os erros foram mapeados e fez-se a curva de calibração para cada conjunto (bolsão/sensor). Todos os conjuntos foram calibrados desta mesma maneira, antes da realização dos testes. Assim, pesos de 50 N foram adicionados, gradativamente, até um total de 500 N e os valores medidos pelo dispositivo foram anotados em conjunto com os valores conhecidos. Para distribuírem-se os pesos das anilhas sobre a área sensível do bolsão utilizou-se um suporte.

Já para valores entre 500 N e 1000 N, utilizou-se um processo parecido, porém, o peso aplicado era proveniente de voluntários juntamente com as anilhas, como se pode observar na figura 41, abaixo.

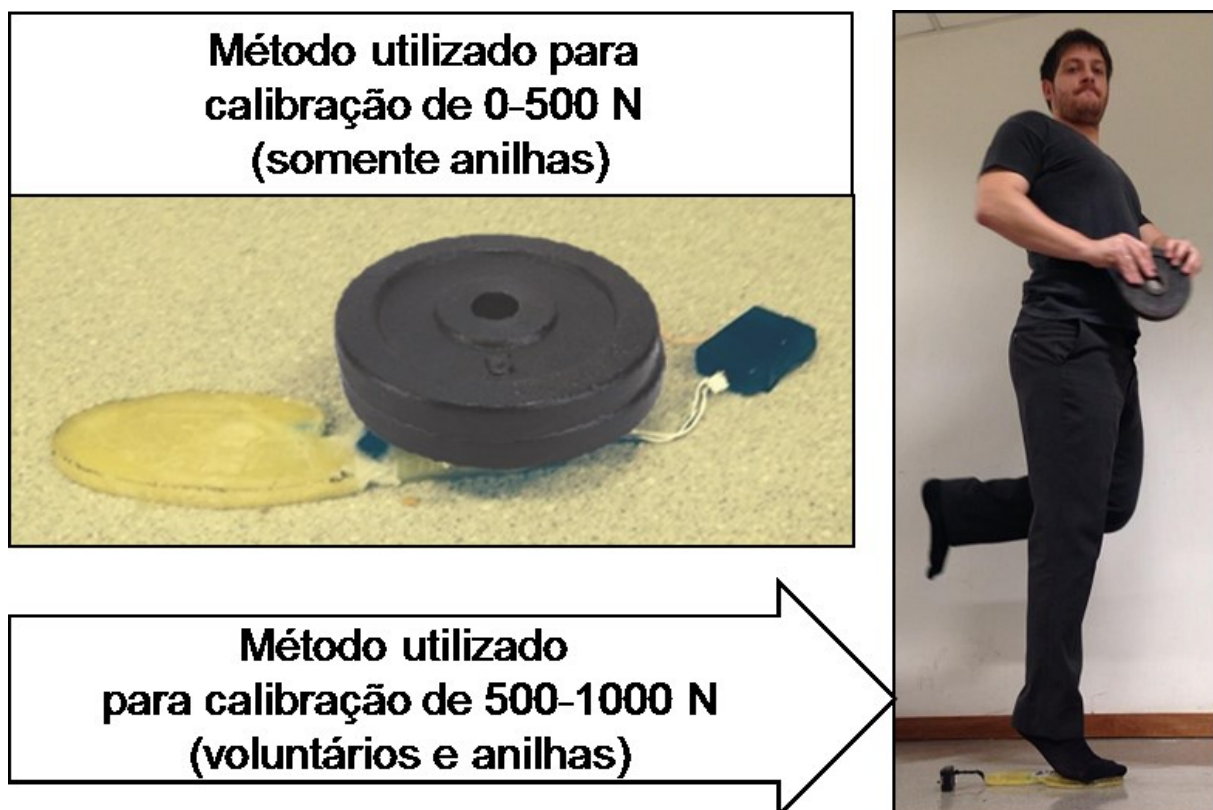


Figura 41: Método utilizado na calibração  
Fonte: Elaboração própria

Já na figura 42, abaixo, têm-se as curvas de calibração obtidas para os bolsões dos metatarsos e para os bolsões dos calcanhares.

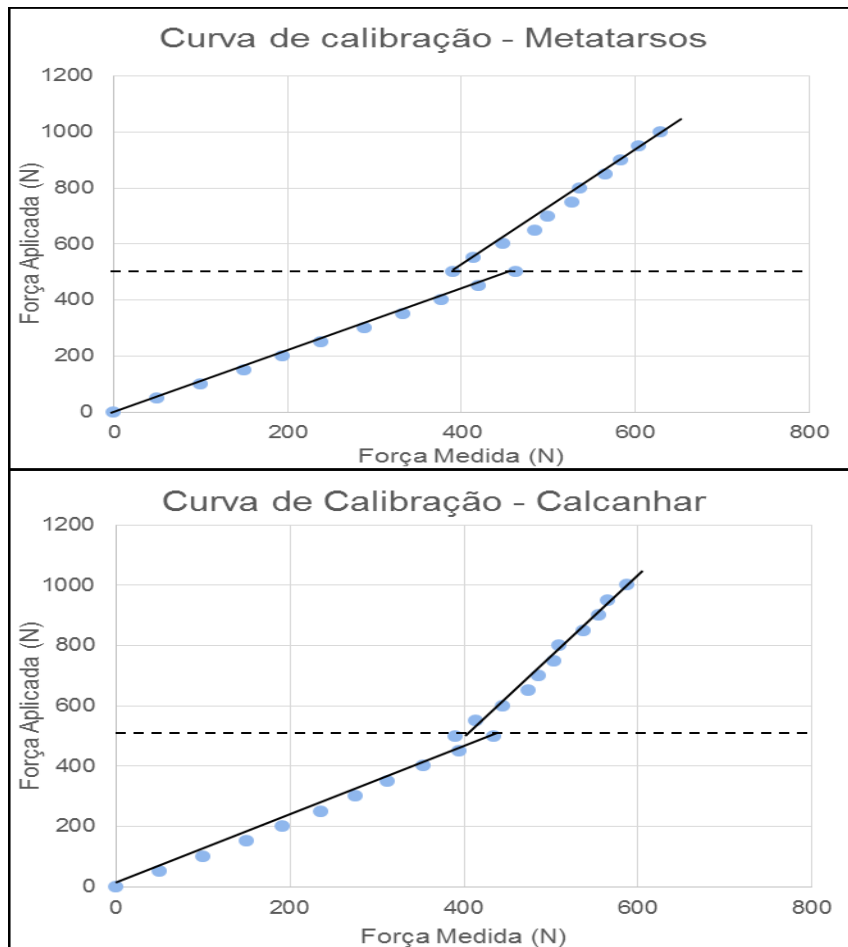


Figura 42: Curvas de calibração  
Fonte: Elaboração própria

Nota-se que há claramente um maior erro de 500 N a 1000 N, quando se utilizam os voluntários. Isso se deve ao fato do voluntário ter certa dificuldade para se equilibrar e acabar apoiando parte do peso fora da área do bolsão, logo não tendo seu peso integralmente captado pelo sensor.

Apesar disso, percebe-se que as curvas de ambos os bolsões são praticamente lineares, o que ocorre graças ao fato dos sensores possuírem uma alta linearidade na faixa da pressão de operação. Conforme cálculos no *software* Excel, o maior erro linearidade encontrado, dentre esses 4 casos, foi de 4,8%.

Uma vez feita a calibração, testou-se a resolução do dispositivo. Os bolsões dos metatarsos apresentaram uma resolução em torno de 7 N, já os bolsões dos



calcanhares foram capazes de perceberem uma diferença de peso de cerca de 4 N. Ambos os valores são melhores que o estabelecido como requisito, de 25 N.

### 7.2. Experimento 1 – Ensaio destrutivo

O primeiro experimento foi realizado com o objetivo de se testar a resistência do dispositivo. Para tal, um voluntário de cerca de 120 kg, realizou diversos saltos. Um deles está representado na figura abaixo.

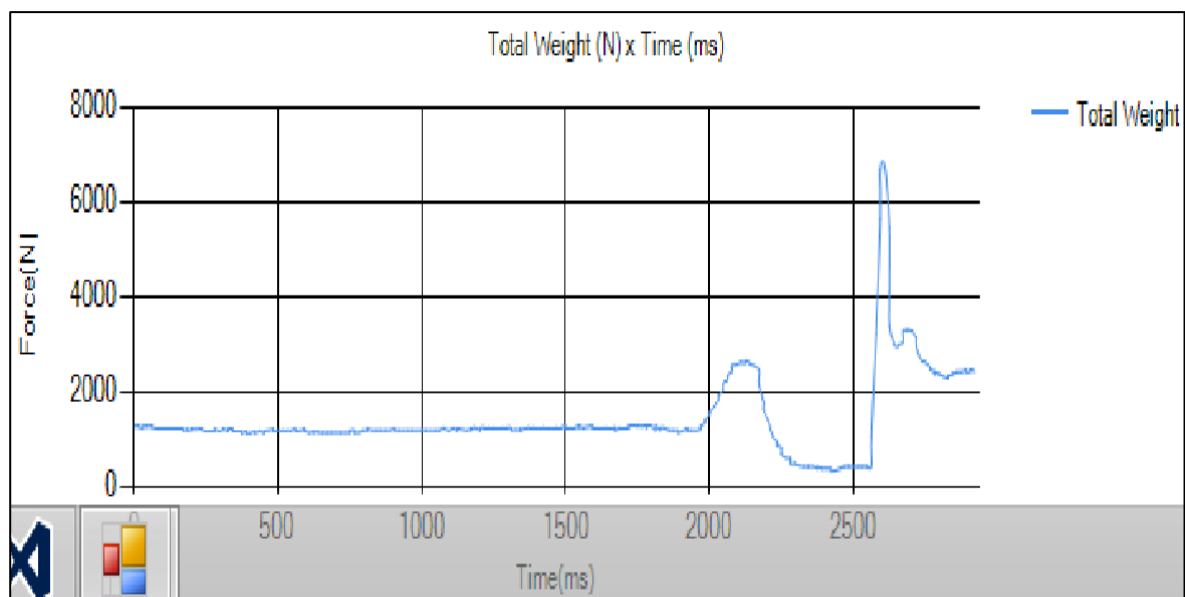


Figura 43: Força total estimada durante um salto  
Fonte: Elaboração própria

O resultado obtido comprova a resistência da palmilha, capaz de captar valores de quase 6800 N, cerca de 1800 N a mais do que o valor proposto como requisito.

### 7.3. Experimento 2 – Sensibilidade à temperatura

Já segundo experimento, tinha a finalidade de se testar a sensibilidade do dispositivo, de acordo com a variação de temperatura.

Para esse experimento, mediu-se o peso de uma mesma pessoa 4 vezes, 2 vezes em cada ambiente, intercalando-se as medições entre esses 2 ambientes. O primeiro ambiente era uma sala climatizada a 18°C, com a temperatura do chão

também a 18°C. Já o segundo ambiente estava a uma temperatura de 28°C, com temperatura do chão a 31°C.

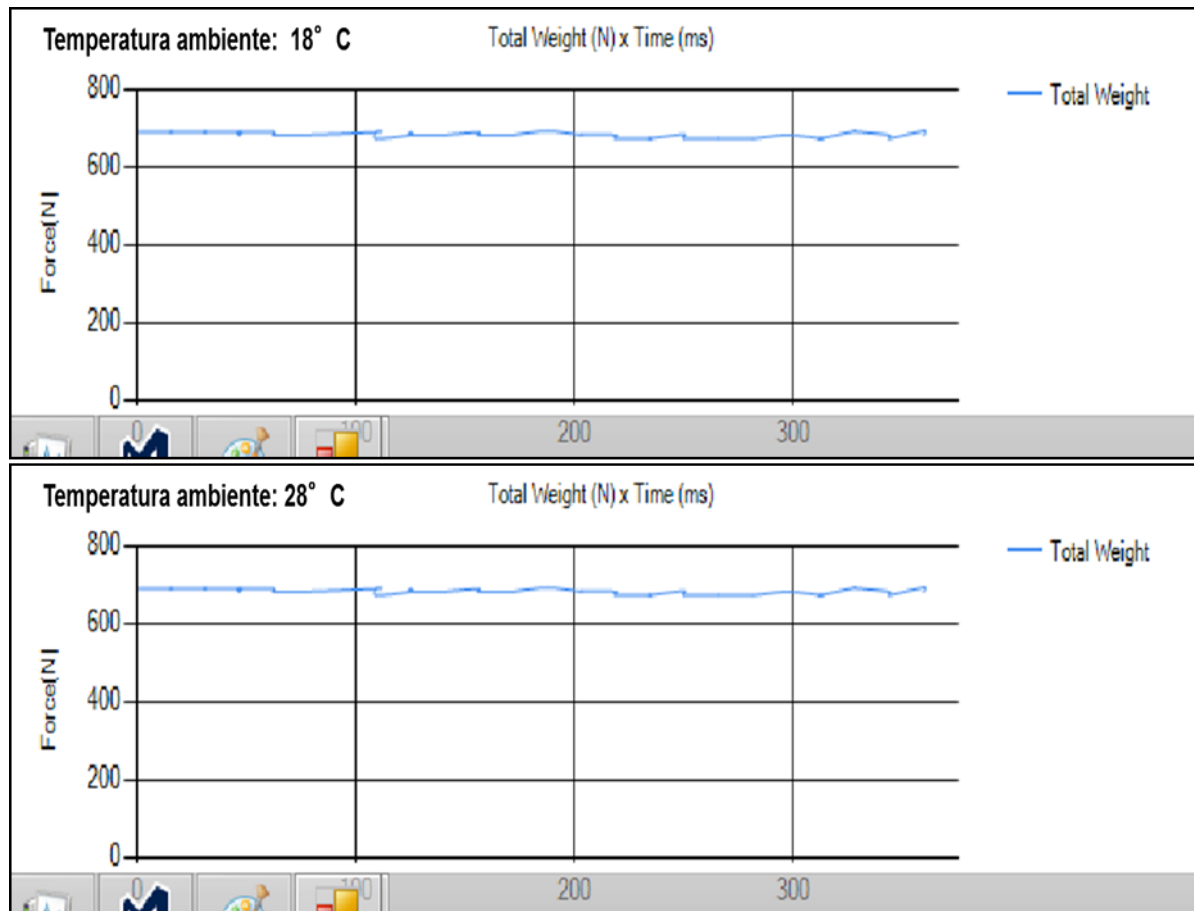


Figura 44: Peso total estimado nos dois ambientes com temperaturas distintas  
Fonte: Elaboração própria

Os resultados obtidos diferiram minimamente, menos de 2,3% do peso total para uma mudança de 10°C, o que representa cerca de 1,4 kPa/K, ou seja, menor do que o valor estabelecido como requisito do projeto. Observação: esperou-se 30 minutos para o dispositivo inteiro se climatizar com o ambiente em que se encontrava.

#### 7.4. Experimento 3 – Precisão

O terceiro experimento realizado tinha o objetivo de se medir a precisão do dispositivo.

Cinco pessoas calçaram e descalçaram o dispositivo por 5 vezes, e para cada vez se anotou o resultado médio do peso total estimado pelo aparelho:

	Amostra 1 (N)	Amostra 2 (N)	Amostra 3 (N)	Amostra 4 (N)	Amostra 5 (N)
<b>Voluntário 1</b>	866	934	908	942	910
<b>Voluntário 2</b>	794	781	722	763	764
<b>Voluntário 3</b>	580	622	565	555	622
<b>Voluntário 4</b>	800	733	765	778	725
<b>Voluntário 5</b>	750	771	763	793	700

Figura 45: Força total estimada distinta vezes para o teste de precisão

Fonte: Elaboração própria

Pôde-se observar que a maior discrepância de precisão encontrada foi de 9,9%, ou seja, o dispositivo atendeu ao requisito proposto, que estipulava erro de precisão de no máximo 15%.

### 7.5. Experimento 4 – Acurácia

Para avaliar a acurácia, foram utilizadas massas conhecidas e os valores medidos após a calibração. Para isso, houve a cooperação de 5 voluntários, cuja massa havia sido medida anteriormente em uma balança digital convencional, com precisão de 100 gramas.

Os voluntários tiveram suas massas aferidas 5 vezes com a palmilha, para o cálculo da acurácia considerou-se o valor médio dessas medições para cada voluntário e comparou-se com o valor obtido pela balança convencional. Assim, chegou-se aos seguintes resultados:

	Amostra 1 (N)	Amostra 2 (N)	Amostra 3 (N)	Amostra 4 (N)	Amostra 5 (N)	Valor amostrado médio (N)	Peso do voluntário (N)	módulo do erro (N)	acurácia (%)
<b>Voluntário 1</b>	796	856	775	708	885	804	769	35	4,6%
<b>Voluntário 2</b>	925	890	883	865	1001	913	906	7	0,8%
<b>Voluntário 3</b>	580	622	565	555	622	589	625	36	5,8%
<b>Voluntário 4</b>	800	733	765	778	725	760	735	25	3,4%
<b>Voluntário 5</b>	750	771	763	793	700	755	708	47	6,7%

Figura 46: Força total estimada distinta vezes e o peso real para o teste de acurácia

Fonte: Elaboração própria

## 8. Resultados

Os resultados foram divididos em duas partes. A primeira (seção 8.1) consiste nos resultados dos experimentos feitos com a finalidade de verificar se os requisitos foram atingidos. Já a segunda parte, consiste em resultados de experimentos voltados para a captação das forças envolvidas na marcha dos seres humanos, com os quais, através de comparações com trabalhos realizados anteriormente por outros autores, pretende-se confirmar ou não a validade do dispositivo.

### 8.1. Resultados obtidos em relação aos requisitos propostos

Como citado anteriormente, alguns testes foram realizados para verificar se os requisitos foram atingidos. Abaixo, tem-se uma tabela que relaciona em que local do texto se comprova que o requisito foi atingido.

Requisitos propostos		Resultados
Ser capaz de suportar cargas de 5000 N		✓, vide figura 43
Ter poucos fios ( <i>wireless</i> quando possível)		✓, vide figura 49, abaixo
Ter menos que 300 gramas		✓, vide figura 50
Faixa de operação (kPa)	0 a 700 kPa	✓, vide datasheet MPX5700
Frequência de amostragem (Hz)	400 Hz	✓, análise dinâmica (5.3.2.1)
Área sensível do sensor (mm <sup>2</sup> )	Área mínima de 25 mm <sup>2</sup>	✓, vide figura 20
Sensibilidade (kPa)	3,5 kPa (0,5% do total)	✓, vide calibração (7.1)
Linearidade (%)	5% (de 0 a 650 kPa)	✓, vide calibração (7.1)
Sensibilidade à temperatura (kPa/K)	Até 2 kPa/K	✓, vide experimento 2
Precisão (%)	15%	✓, vide experimento 3
Acurácia (%)	20%	✓, vide experimento 4

Figura 47: Força total estimada distinta vezes para o teste de precisão  
Fonte: Elaboração própria

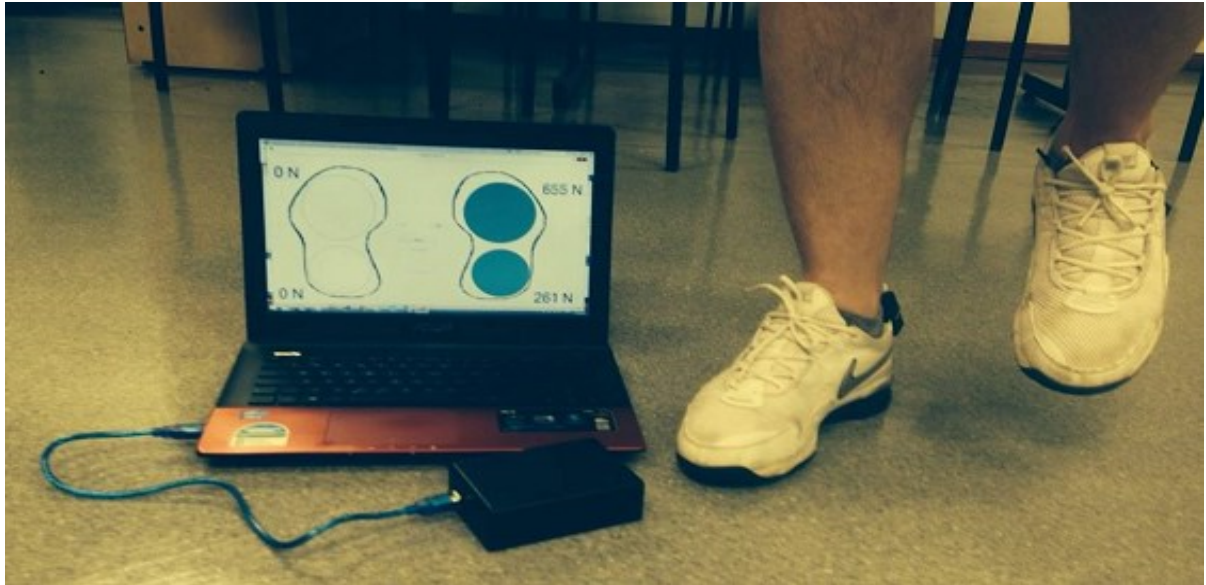


Figura 48: Foto do dispositivo em funcionamento  
Fonte: Elaboração própria



Figura 49: Foto do dispositivo em perspectiva  
Fonte: Elaboração própria



Figura 50: Massa do dispositivo - balança de precisão de 2 dígitos  
Fonte: Elaboração própria

## 8.2. Resultados obtidos para comparação com trabalho de outros autores

Obtiveram-se as forças plantares para distintos tipos de movimentação dos seres humanos:

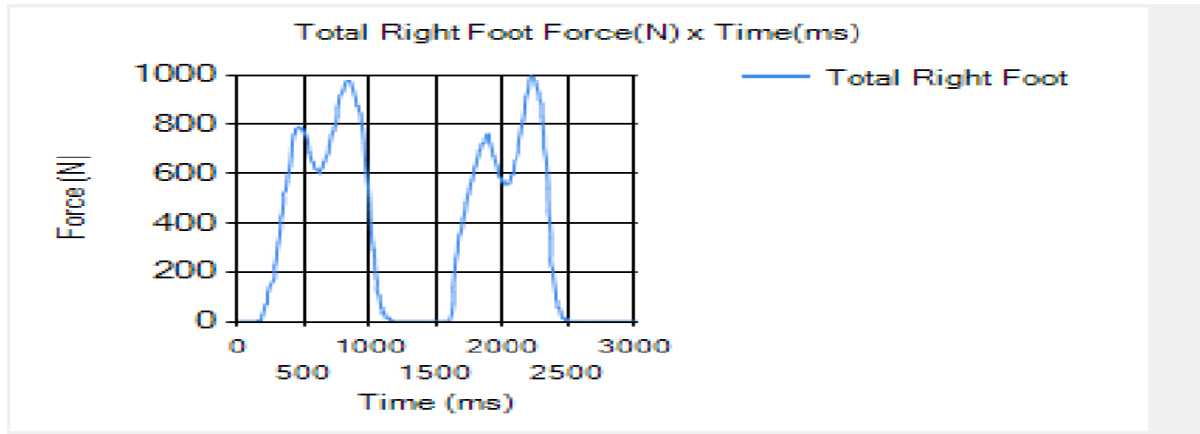


Figura 51: Marcha – indivíduo de 80,5 kg  
Fonte: Elaboração própria

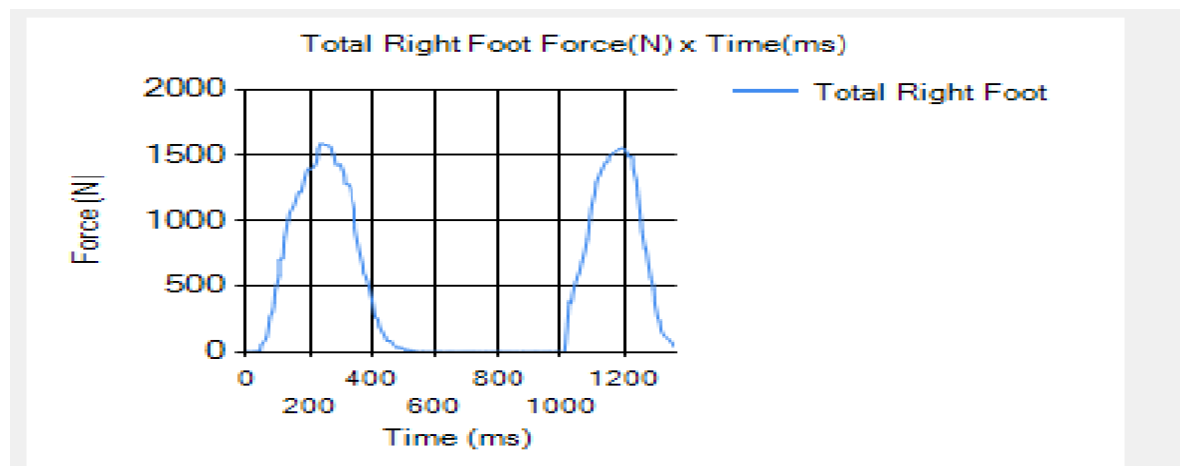


Figura 52: *Forefoot strike* – indivíduo de direito 63,4 kg  
Fonte: Elaboração própria

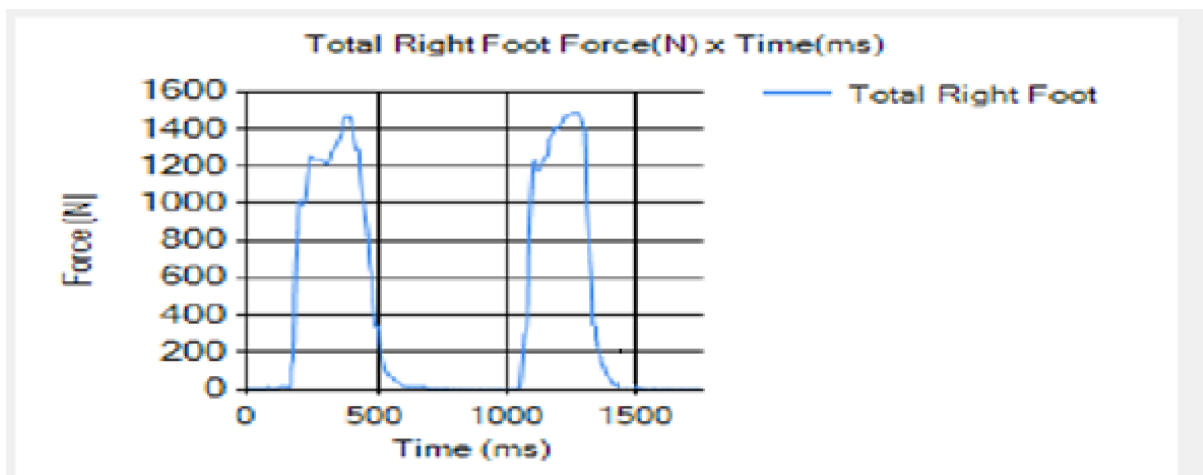


Figura 53: *Heel strike* – indivíduo de 63,4 kg  
Fonte: Elaboração própria

Fora isso, para efeitos comparativos, analisou-se a marcha de uma pessoa saudável, sem lesões e /ou restrições na perna, (indivíduo 1), e uma pessoa que passou por uma cirurgia no ligamento cruzado anterior do joelho há pouco menos de 3 meses (indivíduo 2). Os resultados obtidos encontram-se na figura abaixo.

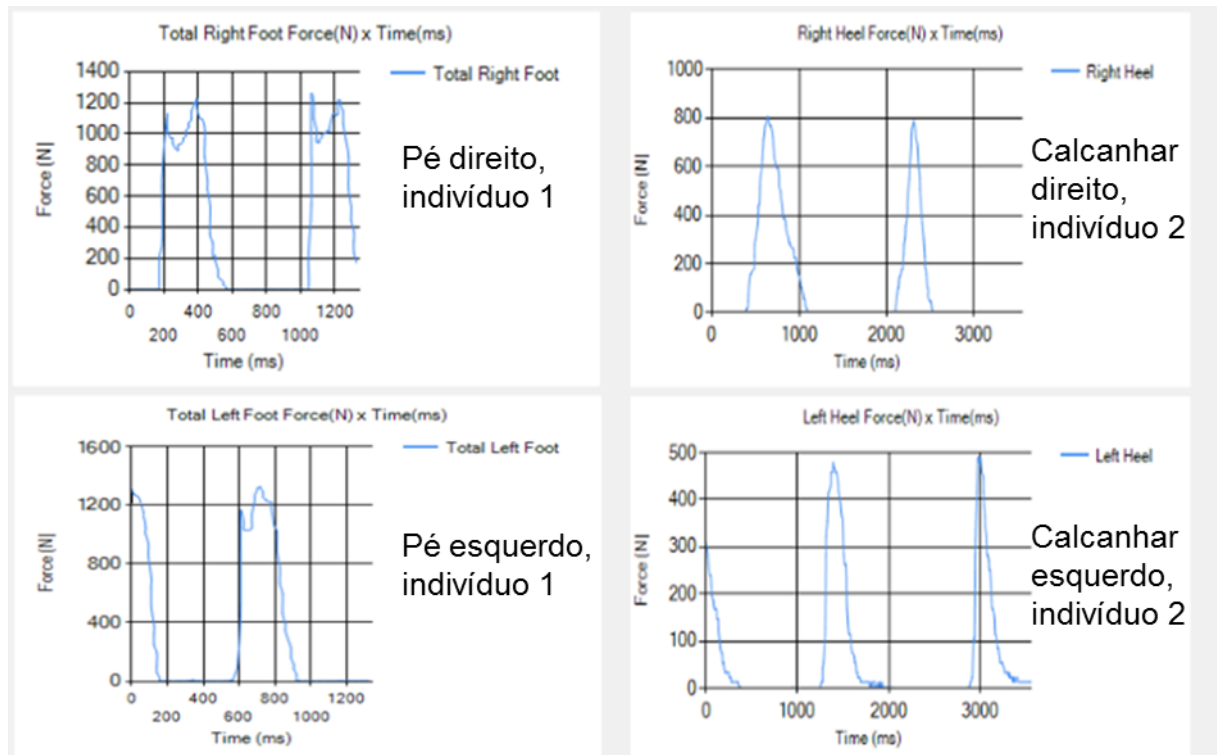


Figura 54: Módulo da força nos pés de um indivíduo saudável (à esquerda), e dos metatarsos de indivíduo em reabilitação (à direita)  
Fonte: Elaboração própria

O indivíduo 1, como se observa nos gráficos a ele respectivos, apresentou nos pés esquerdo e direito, um módulo de força muito similar durante a corrida.

Já o indivíduo 2, apresentou módulos de forças durante a corrida muito diferentes entre si, para os calcanhares direito e esquerdo. Isso pode ser justificado pelo receio de pisar do indivíduo 2, juntamente com a atrofia muscular ocasionada pelo rompimento do ligamento e limitações pós cirúrgicas.



## 9. Discussão

A validação dos resultados obtidos pelo dispositivo foi feita através das comparações com resultados obtidos por outros autores.

### 9.1. *Heel strikers*

A figura 55, abaixo, mostra o dispositivo em funcionamento para o caso em que o usuário, de 63,4 kg, é um *heel striker*, seguido de um gráfico de um *heel striker* do trabalho de Lieberman (2010).

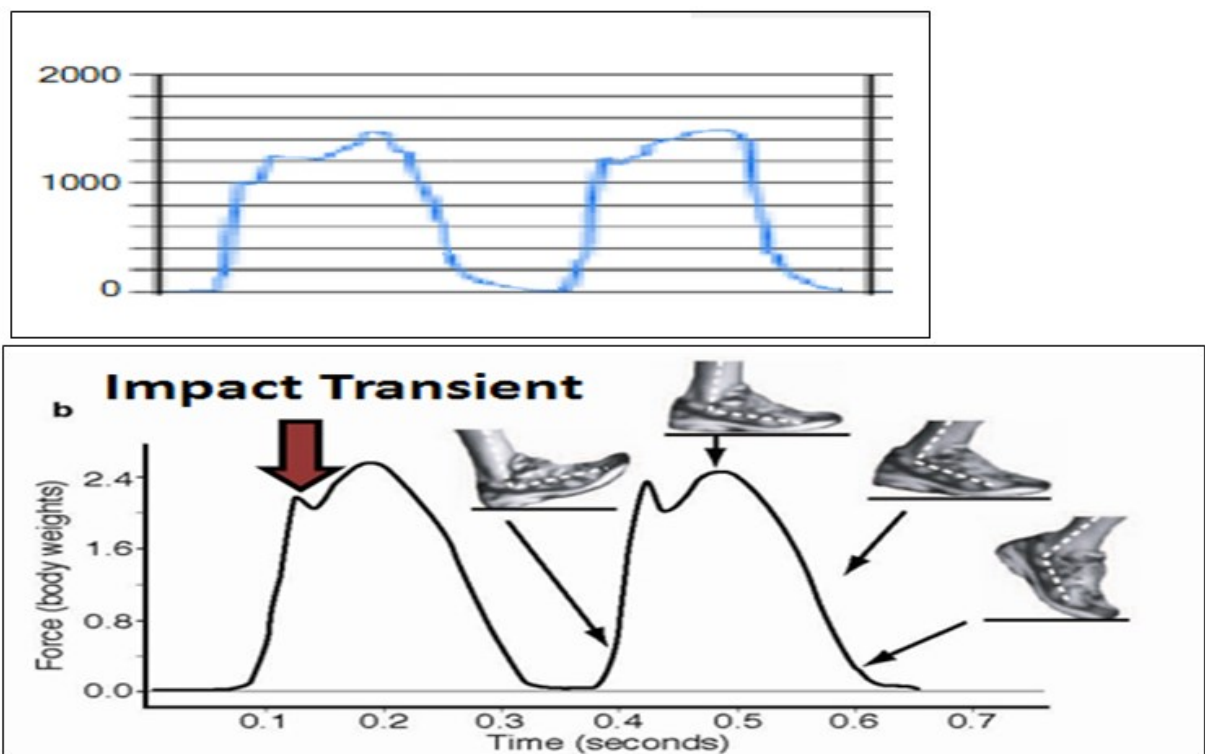


Figura 55: Comparação entre *heel striking* obtido (acima) e de Lieberman (2010).  
Fonte: Elaboração própria / Lieberman (2010)

Segundo Lieberman (2010), a curva de um *heel striker* tem como essência a existência de um pequeno pico, logo no começo da subida, correspondente ao momento em que o calcanhar toca o chão, seguido de um pico maior. Nos testes executados, esses picos foram detectados, como se observa na figura 55, acima. Comparando o gráfico obtido com o de Lieberman, nota-se que os resultados obtidos foram coesos entre si, inclusive na magnitude dos valores.



### 9.2. Forefoot strikers

Já a curva característica gerada por *forefoot strikers* não possui aquele primeiro pequeno pico encontrado na curva gerada por *heel strikers*. A colisão entre o pé e o chão, segundo Lieberman, produz uma curva mais suave, ou seja, não há essencialmente nenhum impacto brusco. Observam-se exatamente essas características descritas na figura 56, abaixo, para um indivíduo de 63,4 kg.

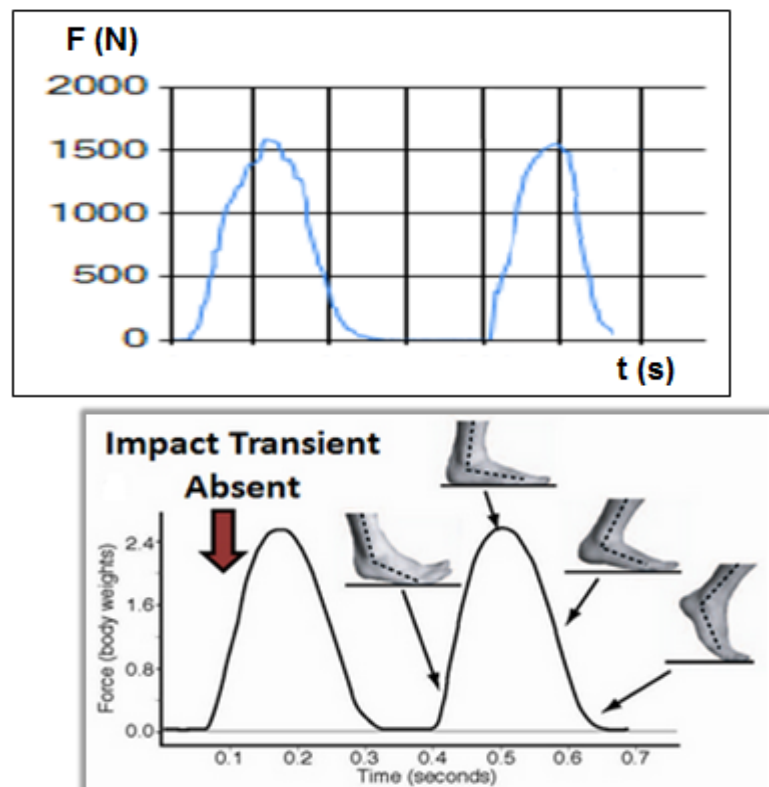


Figura 56: Comparação entre *forefoot striking* obtido (acima) e de Lieberman (2010).  
Fonte: Elaboração própria / Lieberman (2010)

Para *forefoot strikers*, novamente, houve coerência entre o resultado obtido e o resultado relatado por Lieberman [27], tanto nas características da curva como na magnitude dos resultados, como se observa na figura 56, acima.

### 9.3. Salto

Por último, tem-se abaixo, outra curva característica, a de um salto. O resultado obtido pelo dispositivo desenvolvido foi comparado com o descrito pelo laboratório da Southern Methodist University (Lieberman (2010) não descreve essa curva).

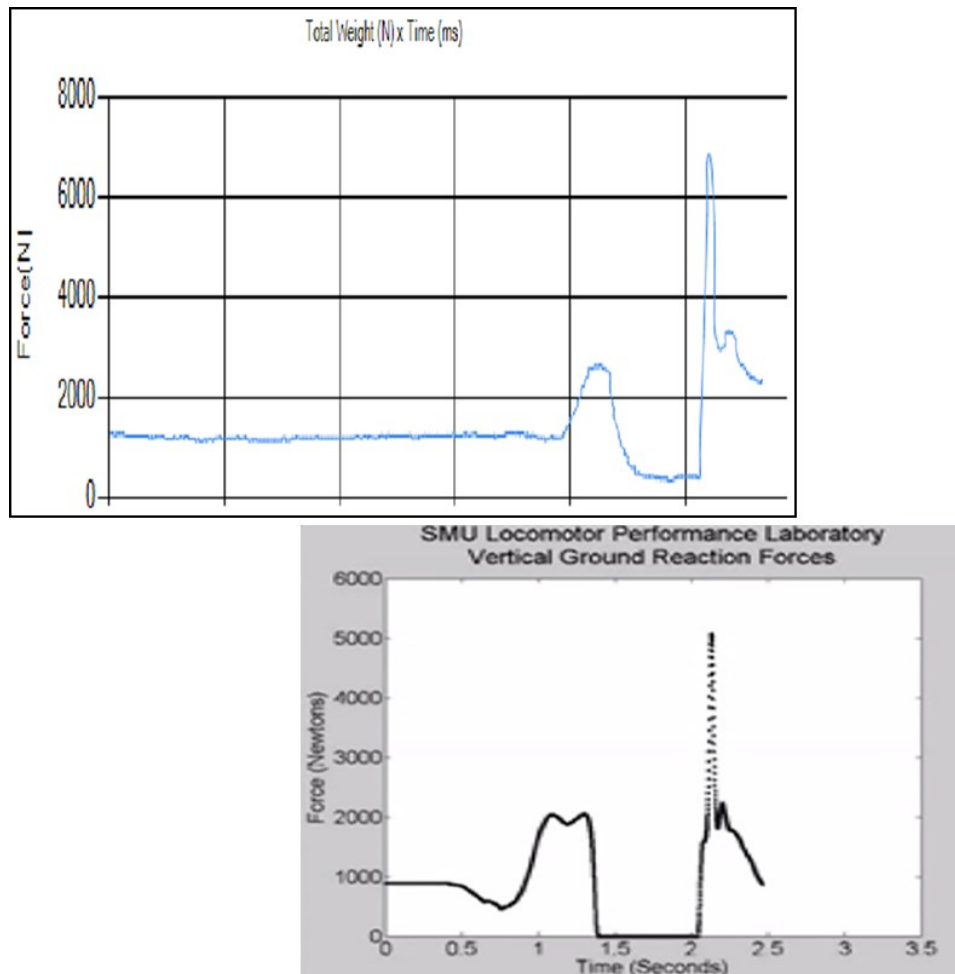


Figura 57: Comparação entre a curva do salto obtido pelo dispositivo, acima, e a do laboratório da Southern Methodist University, abaixo.  
Fonte: Elaboração própria / SMU

Mais uma vez, a curva encontrada na literatura se mostrou condizente com a obtida pelo dispositivo desenvolvido.

Assim, uma vez que as curvas de força para esses 3 tipos distintos de impacto entre o chão e o pé do ser humano, foram consistentes com os relatados pela literatura, tanto em magnitude das forças como em peculiaridades, como picos característicos, validou-se o dispositivo como adequado para o fornecimento de uma estimativa das forças entre a palmilha e o pé do ser humano.

## 10. Conclusão

Neste trabalho, uma palmilha, capaz de aferir o módulo da resultante das forças aplicadas em sua interface com o pé, e ser posicionada dentro de um calçado, foi desenvolvida. O dispositivo visou conforto, baixo custo, autonomia e facilidade de obtenção de dados, e de fato, o dispositivo mostrou-se capaz de cumprir esses e outros requisitos impostos, apresentando autonomia de cerca de 9 horas e sem fios que pudessem comprometer a mobilidade do usuário. O dispositivo possui uma comunicação sem fio de alcance de 10 metros, compatível com diversos aparelhos no mercado (Bluetooth).

Após uma série de testes, o dispositivo se mostrou com erros de precisão e acurácia menores do que 15%, baixa sensibilidade à temperatura ( $1,4 \text{ kPa} / \text{K}$ ) e capaz de obter respostas em frequência superiores a 400 Hz. Além do mais, o dispositivo desenvolvido foi capaz de obter as curvas típicas de andar e correr (*heel striker* e *forefoot striker*), encontradas na literatura e coerentes com o trabalho de Lieberman[27].

Uma desvantagem do dispositivo desenvolvido, é que o mesmo não é compatível com diferentes tamanhos de calçados, sendo necessária a criação de uma palmilha para cada número. Trabalhos futuros poderiam mitigar esse problema, assim como diminuir a espessura da palmilha e automatizar o processo de fabricação da mesma.

Esse trabalho cumpriu todos os requisitos propostos, os quais englobam a maioria das exigências encontradas na literatura. Uma extensão do projeto seria criar, através da mesma metodologia, uma palmilha com um maior número de bolsões, utilizando sensores menores, para que seja possível o mapeamento das pressões plantares, um dos poucos requisitos encontrado na literatura não incluído neste projeto.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Adami A.M., Pavel M., Hayes T.L., Singer C.M. Detection of Movement in Bed Using Unobtrusive, Load Cell Sensors IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE, VOL. 14, NO. 2, p. 481-490.
- [2] Bamberg, S.; Benbasat, A.Y.; Scarborough, D.M.; Krebs, D.E.; Paradiso, J.A. Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system. IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. 2008, 12, 413–423.
- [3] Benocci, M.; Rocchi, L.; Farella, E.; Chiari, L.; Benini, L. A Wireless System for Gait and Posture Analysis based on Pressure Insoles and Inertial Measurement Units. In Proceeding of the 3rd International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare, 2009. Pervasive Health 2009, London, UK, 1–3 April 2009; pp. 1–6.
- [4] Bonato, P. Wearable sensors/systems and their impact on biomedical engineering. *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.* 2003, 22, 18–20.
- [5] Caselli A, Armstrong D. G., Pham H., Veves A., Giurini J. M., “Theforefoot-to-rearfoot plantar pressure ratio is increased in severe diabetic neuropathy and can predict foot ulceration,” *Diabetes Care*, vol. 26, pp.1066-1071, 2002.
- [6] Dan Mihai Stefanescu D. M., Anghel M. A. Electrical methods for force measurement – A brief survey Measurement 46 2013 p.949–959.
- [7] De Rossi, S.M.M.; Lenzi, T.; Vitiello, N.; Donati, M.; Persichetti, A.; Giovacchini, F.; Vecchi, F.; Carrozza, M.C. Development of an In-Shoe Pressure-Sensitive Device for Gait Analysis. In Proceeding of 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Boston, MA, USA, 30 August–3 September 2011; pp. 5637–5640.
- [8] Edgar, S.R.; Swyka, T.; Fulk, G.; Sazonov, E.S. Wearable Shoe-Based Device for Rehabilitation of Stroke Patients. In Proceeding of 2010 Annual International

Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Buenos Aires, Argentina, 31 August–4 September 2010; pp. 3772–3775.

- [9] Ferezin E., Felicio L.C. DETERMINAÇÃO EXPERIMENTAL DAS PROPRIEDADES DINÂMICAS DE TRANSDUTORES DE PRESSÃO PIEZORRESISTIVOS, *Minerva*, 3(1): 105-112.
- [10] F-Scan System, Tekscan, 2012, <http://www.tekscan.com>, visitado 05/05/2014.
- [11] Gefen, A. Pressure-sensing devices for assessment of soft tissue loading under bony prominences: Technological concepts and clinical utilization. *Wounds* 2007, 19, 350–362.
- [12] Gioftsidou A., Malliou P., Pafis G., Beneka A., Godolias G., Maganaris C.N., “The effects of soccer training and timing of balance training on balance ability,” *European journal of applied physiology*, vol. 96, Apr. 2006, pp. 659-64.
- [13] Halimic M., Balachandran W., Enab Y. Fuzzy Logic Estimator for Dynamic Weighing System IEEE 0-7803-3645-3/96 \$5.000.1996 ,p.2123-2129.
- [14] Halimic M. Balachandran W. Kalman Filter for Dynamic Weighing System IEEE Catalog Number: 95TH8081. 1995 p.786-791 Higino J., Couto C.. Digital Filtering in Smart Load Cells 0-7803-3026-9/95 \$4.00 IEE.1995,p.990-994.
- [15] Hausdorff, J.M.; Ladin, Z.; Wei, J.Y. Footswitch system for measurement of the temporal parameters of gait. *J. Biomech.* 1995, 28, 347–351.
- [16] Holleczech, T.; Ruegg, A.; Harms, H.; Troster, G. Textile Pressure Sensors for Sports Applications. In *Proceeding of 2010 IEEE Sensors*, Kona, HI, USA, 1–4 November 2010; pp. 732–737.
- [17] Hwang E., Seo J., Kim Y.. A Polymer-Based Flexible Tactile Sensor for Both Normal and Shear Load Detections and Its Application for Robotics *JOURNAL OF MICROELECT. SYSTEMS*, VOL. 16, NO. 3, JUNE 2007,p. 556-563.

- [18] Jafaripanah M., B. M. Al-Hashimi B.M. White N.M. LOAD CELL RESPONSE CORRECTION USING ANALOG ADAPTIVE TECHNIQUES 0-7803-7761-3/03/\$17.00 0 IEEE.2003,p. IV-752-755.
- [19] Kanatli U., Yetkin H., Bolukbasi S, "Evaluation of the transverse metatarsal arch of the foot with gait analysis," *Arch. Orthop. TraumaSurg.*, vol. 123, no. 4, pp. 148–150, 2003.
- [20] Kellis E., "Plantar pressure distribution during barefoot standing, walking and landing", *Gait Posture*, vol. 14, no. 2, pp. 92–97, 2001.
- [21] Kunju N, Ojha R., Devasahayam S.R.. A palmar pressure sensor for measurement of upper limb weight bearing by the hands during transfers by paraplegics *J Med Eng Technol*, 2013,p. 424–428.
- [22] Lavery L. A., Armstrong D. G., Wunderlich R. P., Tredwell J., Boulton A. J., "Predictive value of foot pressure assessment as part of a population-based diabetes disease management program," *Diabetes Care*, vol. 26(4), pp. 1069-1073, 2003.
- [23] Lawrence, T.L.; Schmidt, R.N. Wireless In-Shoe Force System (for Motor Prosthesis). In *Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Chicago, IL, USA, 30 October–2 November 1997; pp. 2238–2241.
- [24] Lee, N.; Goonetilleke, R.; Cheung, Y.; So, G. A flexible encapsulated MEMS pressure sensor system for biomechanical applications. *J. Microsyst. Technol.* 2001, 7, 55–62.
- [25] Lemaire E. D., Biswas A., Kofinan J., "Plantar pressure parameters for dynamic gait stability analysis," in *Proc. 28th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (EMBS)*, New York, 2006, pp. 4465–4468.
- [26] Leung P. C., "Diabetic foot ulcers – a comprehensive review," *Surgeon*, vol. 5(4), pp. 219-231, 2007.

- [27] Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, D'Andrea S, Davis IS, Mang'eni RO, Pitsiladis Y. (2010) Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* 463: 531-5.
- [28] Madou, M. MEMS Fabrication. In *The MEMS Handbook*; CRC Press: Boca Raton, FL, USA, 2001.
- [29] McPoil T. G., Yamada W., Smith W., Cornwall M., "The distribution of plantar pressures in American Indians with diabetes mellitus," *J. Amer. Podiatric Med. Assoc.*, vol. 91, no. 6, pp. 280–287, 2001.
- [30] MacWilliams, B.A.; Armstrong, P.F. Clinical Applications of Plantar Pressure Measurement in Pediatric Orthopedics. In *Proceeding of Pediatric Gait, 2000. A New Millennium in Clinical Care and Motion Analysis Technology*, Chicago, IL, USA, 22 July 2000; pp. 143–150.
- [31] Murray H. J., Young M. J., Hollis S., Boulton A. J. M., "The association between callus formation, high pressure and neuropathy in diabetic foot ulcers," *Diabet. Med.*, vol. 13, pp. 979-982, 1996.
- [32] Pietrzak P., Meller M., Niedźwiecki M. Dynamic mass measurement in checkweighers using a discrete time-variant low-pass filter *Mech. Syst. Signal Process.* 2014, <http://dx.doi.org/10.1016/j.ymssp.2014.02.013>.
- [33] Prabuwo A. S., Akbar H., Usino W. PC Based Weight Scale System with Load Cell for Product Inspection. *International Conference on Computer Engineering and Technology*. 2009, p. 343-346.
- [34] Queen, R.; Haynes, B.; Hardaker, W.; Garrett, W. Forefoot loading during 3 athletic tasks. *Am. J. Sports Med.* 2007, 35, 630–636.
- [35] Razak, A.H.A.; Zayegh, A.; Begg, R.K. Design and Simulation of a Wireless DAQ-IC for Foot Plantar Pressure. In *Proceeding of the Third International Conference on Intelligent Systems, Modelling and Simulation (ISMS)*, Kota Kinabalu, Malaysia, 8–10 February 2012; pp. 713–717.

- [36] Reyes A., Valero F.J. Inexpensive, Wearable, Wireless, Multi-Channel, and Multi-Sensor Data Acquisition System IEEE Point-of-Care Healthcare Technologies (PHT) Bangalore, India, 16 - 18 January, 2013, p 216-219.
- [37] Saito, M.; Nakajima, K.; Takano, C.; Ohta, Y.; Sugimoto, C.; Ezoe, R.; Sasaki, K.; Hosaka, H.; Ifukube, T.; Ino, S.; Yamashita, K. An in-shoe device to measure plantar pressure during daily human activity. *Med. Phys.* 2011, 33, 638–645.
- [38] Salpavaara, T.; Verho, J.; Lekkala, J.; Halttunen, J. Wireless Insole Sensor System for Plantar Force Measurements during Sport Events. In *Proceedings of IMEKO XIX World Congress on Fundamental and Applied Metrology*, Lisbon, Portugal, 6–11 September 2009; pp. 2118–2123.
- [39] Schmidt A., Strohbach M. Context Acquisition Based on Load Sensing G. Borriello and L.E. Holmquist (Eds.): *UbiComp* , LNCS v2498.2002, p. 333-350.
- [40] Shu, L.; Hua, T.; Wang, Y.; Li, Q.; Feng, D.; Tao, X. In-shoe plantar pressure measurement and analysis system based on fabric pressure sensing array. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* 2009, 14, 767–775.
- [41] Stess R. M., Jensen S. R., Mirmiran R., “The role of dynamic plantar pressures in diabetic foot ulcers,” *Diabetes Care*, vol. 20, no. 5, pp. 855–858, 1997.
- [42] Tanwar, H.; Nguyen, L.; Stergiou, N. Force Sensitive Resistor (FSR)-Based Wireless Gait Analysis Device. In *Proceeding of The Third IASTED International Conference on Telehealth*, Montreal, QC, Canada, 31 May–1 June 2007.
- [43] Tareco J. M., Miller N. H., Macwilliams B. A., Michelson J. D., “Defining flatfoot,” *Foot Ankle Int.*, vol. 20, no. 7, pp. 456–460, 1999.
- [44] Tasaki R., Yamazaki T., Ohnishi H., Kobayashi M., Kurosu S. Continuous weighing on a multi-stage conveyor belt with FIR filter. *Measurement*, vol. 40, no. 7-8, August-October 2007, pp. 791–796.
- [45] Urry, S. Plantar pressure-measurement sensors. *Meas. Sci. Technol.* 1999.



- [46] Wada, C.; Sugimura, Y.; Ienaga, T.; Kimuro, Y.; Wada, F.; Hachisuka, K.; Tsuji, T. Development of a Rehabilitation Support System with a Shoe-Type Measurement Device for Walking. In Proceedings of SICE Annual Conference 2010, Taipei, Taiwan, 18–21 August 2010; pp. 2534–2537.
- [47] Yamakawa Y., Yamazaki T. SIMPLIFIED DYNAMIC MODEL FOR HIGH-SPEED CHECKWEIGHER Measurement of Mass, Force and Torque (APMF 2013) International Journal of Modern Physics: Conference Series Vol. 24 .2013.
- [48] Yan, C.; Ming, Z. Measurement of In-Shoe Plantar Triaxial Stresses in High-Heeled Shoes. In Proceeding of 2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, 16–18 October 2010; pp. 1760–1763.

## APÊNDICE A - Tela principal

O código a seguir representa o fluxo principal correspondente à primeira tela. É importante notar que o programa foi desenvolvido disponibilizando também a alternativa de se usar duas entradas seriais:

```
using System;
using System.Collections.Generic;
using System.ComponentModel;
using System.Data;
using System.Drawing;
using System.Linq;
using System.Text;
using System.Threading.Tasks;
using System.Windows.Forms;
using System.IO.Ports;
using System.Threading;
using System.Timers;
using System.IO;

namespace First
{
    public partial class Form1 : Form
    {
        SerialPort port1 = new SerialPort("COM6", 115200, Parity.None, 8,
StopBits.One);
        SerialPort port2 = new SerialPort("COM2", 115200, Parity.None, 8,
StopBits.One);
        List<ChartData> _leftFootData;
        List<ChartData> _rightFootData;
        List<ChartData> _totalFeetData;

        bool _inUsing2serials = false;
        bool _inRecording = false;
        bool _inRunning = false;
        DateTime _startTime;

        public Form1()
        {
            Application.ApplicationExit += new EventHandler(this.OnApplicationExit);
            InitializeComponent();
            shpLeftMeta.Parent.Parent = pic2Feet;
            shpRightMeta.FillColor = Color.White;
            shpRightHeel.FillColor = Color.White;
            shpLeftMeta.FillColor = Color.White;
            shpLeftHeel.FillColor = Color.White;
            shpLeftHeel.BringToFront();
            shpLeftMeta.BringToFront();
            shpRightHeel.BringToFront();
            shpRightMeta.BringToFront();

            _rightFootData = new List<ChartData>();
            _leftFootData = new List<ChartData>();
            _totalFeetData = new List<ChartData>();

        }

        //end init

        private void port2_DataReceived(object sender, SerialDataReceivedEventArgs e)
```

```

{
    // Show all the incoming data in the port's buffer
    if (this.InvokeRequired)
    {
        this.Invoke(new MethodInvoker(AtualizaTextoPort2));
        return;
    }
} //end port2_DataReceived
/// <summary>
/// Funcao que Atualiza o texto e a cor do bolsao correspondente aos dados da
segunda porta serial
/// e grava os valores dos pontos se solicitado
/// </summary>
private void AtualizaTextoPort2()
{
    double metaInput;
    double heelInput;

    double metaConvertedToPressure;
    double heelConvertedToPressure;
    double metaWeight;
    double heelWeight;
    double elapsedTime;
    string values = port2.ReadLine();
    char[] splitBy = new char[1];
    splitBy[0] = '$';
    string[] splitedValues = values.Split(splitBy);

    if (splitedValues.Length < 2)
    {
        return;
    }

    if (double.TryParse(splitedValues[1], out metaInput) &&
double.TryParse(splitedValues[0], out heelInput) && _inRunning)
    {
        metaConvertedToPressure = Math.Round((metaInput / 1023 * 700) - 110,
0);
        metaWeight = Math.Round(3.5375 * metaConvertedToPressure, 0);
        heelConvertedToPressure = Math.Round((heelInput / 1023 * 700) - 110,
0);
        heelWeight = Math.Round(1.750 * heelConvertedToPressure, 0);
        shpRightMeta.FillColor = GetColor(metaWeight);
        shpRightHeel.FillColor = GetColor(heelWeight);
        lblRightHeel.Text = heelWeight + " N";
        lblRightMeta.Text = metaWeight + " N";
        if (_inRecording)
        {
            elapsedTime = (DateTime.Now - _startTime).TotalMilliseconds;
            _rightFootData.Add(new ChartData(metaWeight, heelWeight,
elapsedTime));
        }
    }
}
/// <summary>
/// Escolhe a cor do bolsao segundo a forca aplicada
/// </summary>
/// <param name="weight">forca aplicad</param>
/// <returns>COR</returns>
private Color GetColor(double weight)
{

```

```

        if (weight <= 0)
        {
            return Color.White;
        }
        if (weight < 200)
        {
            return Color.Aqua;
        }
        if (weight < 400)
        {
            return Color.DarkCyan;
        }
        if (weight < 600)
        {
            return Color.Yellow;
        }
        if (weight < 800)
        {
            return Color.Beige;
        }
        if (weight < 1000)
        {
            return Color.Brown;
        }
        if (weight < 1200)
        {
            return Color.Orange;
        }
        return Color.Red;
    }

    private void OnApplicationExit(object sender, EventArgs e)
    {
        _inRunning = false;
        Thread closing = new Thread(new ThreadStart(CloseAll));
    } //end OnApplicationExit

    private void port1_DataReceived(object sender, SerialDataReceivedEventArgs e)
    {
        // Show all the incoming data in the port's buffer
        if (this.InvokeRequired && _inUsing2serials)
        {
            try
            {
                this.Invoke(new MethodInvoker(AtualizaTextoPort1));
            }
            catch { }
            return;
        }
        //For MEGA
        if (this.InvokeRequired)
        {
            try
            {
                this.Invoke(new MethodInvoker(MEGAAtualizaTextoPort1));
            }
            catch { }
            return;
        }
    }
}

```

```

    /// <summary>
    /// Atualiza o texto e a cor do bolsao da porta serial para quando se eh usada
    apenas uma porta serial
    /// e grava os valores dos pontos se solicitado
    /// </summary>
    private void MEGAAtualizaTextoPort1()
    {

        double leftMetaInput;
        double leftHeelInput;
        double rightMetaInput;
        double rightHeelInput;

        double leftMetaConvertedToPressure;
        double leftHeelConvertedToPressure;

        double rightMetaConvertedToPressure;
        double rightHeelConvertedToPressure;
        double leftMetaWeight;
        double leftHeelWeight;
        double rightMetaWeight;
        double rightHeelWeight;
        double elapsedTime;
        string values="";
        try
        {
            values = port1.ReadLine();
        }
        catch { }
        char[] splitBy = new char[1];
        splitBy[0] = '$';
        string[] splitedValues = values.Split(splitBy);

        if (splitedValues.Length < 4)
        {
            return;
        }

        if (double.TryParse(splitedValues[0], out leftMetaInput) &&
double.TryParse(splitedValues[1], out leftHeelInput) &&
double.TryParse(splitedValues[2], out rightMetaInput) &&
double.TryParse(splitedValues[3], out rightHeelInput) && _inRunning)
        {
            leftMetaConvertedToPressure = Math.Round((leftMetaInput / 1023 * 700)
- 110, 0);
            leftMetaWeight = Math.Round(3.5375 * leftMetaConvertedToPressure, 0);
            leftHeelConvertedToPressure = Math.Round((leftHeelInput / 1023 * 700)
- 110, 0);
            leftHeelWeight = Math.Round(1.750 * leftHeelConvertedToPressure, 0);

            rightMetaConvertedToPressure = Math.Round((rightMetaInput / 1023 *
700) - 110, 0);
            rightMetaWeight = Math.Round(3.5375 * rightMetaConvertedToPressure,
0);
            rightHeelConvertedToPressure = Math.Round((rightHeelInput / 1023 *
700) - 110, 0);
            rightHeelWeight = Math.Round(1.750 * rightHeelConvertedToPressure, 0);
            lblRightHeel.Text = rightHeelWeight + " N";
            lblRightMeta.Text = rightMetaWeight + " N";
            lblLeftHeel.Text = leftHeelWeight + " N";
            lblLeftMeta.Text = leftMetaWeight + " N";
        }
    }

```

```

        shpLeftHeel.FillColor = GetColor(leftHeelWeight);
        shpLeftMeta.FillColor = GetColor(leftMetaWeight);
        shpRightHeel.FillColor = GetColor(rightHeelWeight);
        shpRightMeta.FillColor = GetColor(rightMetaWeight);
        if (_inRecording)
        {
            elapsedTime = (DateTime.Now - _startTime).TotalMilliseconds;
            _leftFootData.Add(new ChartData(leftMetaWeight, leftHeelWeight,
elapsedTime));
            _rightFootData.Add(new ChartData(rightMetaWeight, rightHeelWeight,
elapsedTime));
            _totalFeetData.Add(new ChartData(leftMetaWeight + rightMetaWeight,
leftHeelWeight + rightHeelWeight, elapsedTime));
        }
    }
    /// <summary>
    /// Atualiza texto e a cor do bolsao correspondente a porta serial 1 para o
caso em que se usa duas portas seriais
    /// e grava os valores dos pontos se solicitado
    /// </summary>
    private void AtualizaTextoPort1()
    {
        double metaInput;
        double heelInput;

        double metaConvertedToPressure;
        double heelConvertedToPressure;
        double metaWeight;
        double heelWeight;
        double elapsedTime;
        string values = port1.ReadLine();
        char[] splitBy = new char[1];
        splitBy[0] = '$';
        string[] splitedValues = values.Split(splitBy);

        if (splitedValues.Length < 2)
        {
            return;
        }

        if (double.TryParse(splitedValues[1], out metaInput) &&
double.TryParse(splitedValues[0], out heelInput) && _inRunning)
        {
            metaConvertedToPressure = Math.Round((metaInput / 1023 * 700) - 110, 0);
            metaWeight = Math.Round(3.5375 * metaConvertedToPressure, 0);
            heelConvertedToPressure = Math.Round((heelInput / 1023 * 700) - 110, 0);
            heelWeight = Math.Round(1.750 * heelConvertedToPressure, 0);
            lblLeftHeel.Text = heelWeight + " N";
            lblLeftMeta.Text = metaWeight + " N";

            shpLeftHeel.FillColor = GetColor(heelWeight);
            shpLeftMeta.FillColor = GetColor(metaWeight);
            if (_inRecording)
            {
                elapsedTime = (DateTime.Now - _startTime).TotalMilliseconds;
                _leftFootData.Add(new ChartData(metaWeight, heelWeight,
elapsedTime));
            }
        }
    }

```

```

    }
}
private void btnStop_Click(object sender, EventArgs e)
{
    Thread closing = new Thread(new ThreadStart( CloseAll));
    closing.Start();
    _inRunning = false;
    if (_inRecording)
    {
        btnStopRecording.Enabled = false;
        btnChart.Enabled = true;
        _inRecording = false;
        btnRecord.Enabled = true;
    }
    btnStop.Enabled = false;
    btnStart.Enabled = true;
}
private void CloseAll()
{
    port1.DataReceived -= new
SerialDataReceivedEventHandler(port1_DataReceived);
    port2.DataReceived -= new
SerialDataReceivedEventHandler(port2_DataReceived);
    port1.Close();
    port2.Close();
}
private void btnStart_Click(object sender, EventArgs e)
{
    Start();
} //end btnStart_Click
private void Start()
{
    bool noProblem = true;
    try
    {
        if (!_inRunning)
        {
            port1.Open();
            port1.DataReceived += new
SerialDataReceivedEventHandler(port1_DataReceived);
        }
    }
    catch
    {
        MessageBox.Show("Problema ao tentar abrir Port" + port1.PortName);
        noProblem = false;
    }
    try
    {
        if (!_inRunning && _inUsing2serials)
        {
            port2.Open();
            port2.DataReceived += new
SerialDataReceivedEventHandler(port2_DataReceived);
        }
    }
    catch
    {
        MessageBox.Show("Problema ao tentar abrir Port" + port2.PortName);
        noProblem = false;
    }
}

```

```

        if (noProblem)
        {
            chk2serials.Enabled = false;
            _inRunning = true;
            btnStop.Enabled = true;
            btnStart.Enabled = false;
        }
    }
    private void btnRecord_Click(object sender, EventArgs e)
    {
        Start();
        _startTime = DateTime.Now;
        _inRecording = true;
        _leftFootData.Clear();
        _rightFootData.Clear();
        _totalFeetData.Clear();
        btnChart.Enabled = false;
        btnStopRecording.Enabled = true;
        btnRecord.Enabled = false;
        btnStart.Enabled = false;
    }

    private void btnStopRecording_Click(object sender, EventArgs e)
    {
        _inRecording = false;
        btnChart.Enabled = true;
        btnStopRecording.Enabled = false;
        btnRecord.Enabled = true;
    }

    private void btnChart_Click(object sender, EventArgs e)
    {
        ChartWindow graphs;
        if (_inUsing2serials)
        {
            graphs = new ChartWindow(_leftFootData, _rightFootData);
            graphs.Show();
        }
        else
        {
            graphs = new ChartWindow(_leftFootData, _rightFootData,
            _totalFeetData);
            graphs.Show();
        }
    }
    private void chk2serials_CheckedChanged(object sender, EventArgs e)
    {
        if (chk2serials.Checked)
        {
            _inUsing2serials = true;
        }
        else
        {
            _inUsing2serials = false;
        }
    }
} //end Form1
} //end First

```



## APÊNDICE B - Tela de gráficos

A seguir é apresentado o código fonte da segunda tela, que basicamente recebe os dados da tela anterior , gera os gráficos e trata o evento de Clicar no botão de exportar.

```
using System;
using System.Collections.Generic;
using System.ComponentModel;
using System.Data;
using System.Drawing;
using System.IO;
using System.Linq;
using System.Text;
using System.Threading.Tasks;
using System.Windows.Forms;

namespace First
{
    public partial class ChartWindow : Form
    {
        private List<ChartData> _leftFootData;
        private List<ChartData> _rightFootData;
        private List<ChartData> _totalFeet;

        public ChartWindow(List<ChartData> left, List<ChartData> right)
        {
            double desloc = left.Min(t => t.time);
            foreach (ChartData p in left)
            {
                p.time = p.time - desloc;
            }
            foreach (ChartData p in right)
            {
                p.time = p.time - desloc;
            }
            _leftFootData = left;
            _rightFootData = right;
            _totalFeet = SomaForcas(_leftFootData, _rightFootData);
            InitializeComponent();
            InitializeCharts();
        }

        public ChartWindow(List<ChartData> left , List<ChartData> right,
            List<ChartData> total)
        {
            double desloc = left.Min(t => t.time);
            foreach (ChartData p in left)
            {
                p.time = p.time - desloc;
            }
            foreach (ChartData p in right)
            {
                p.time = p.time - desloc;
            }
            foreach (ChartData p in total)
            {
                p.time = p.time - desloc;
            }
        }
    }
}
```

```

        _leftFootData = left;
        _rightFootData = right;
        _totalFeet = total;
        InitializeComponent();
        InitializeCharts();
    }

    private List<ChartData> SomaForcas(List<ChartData> left, List<ChartData>
right)
    {
        ChartData fill;
        List<ChartData> total = new List<ChartData>();

        foreach(ChartData l in left)
        {
            fill = (from last in right
                    where last.time < l.time
                    select last).OrderByDescending(last => last.time).First();
            total.Add(new ChartData(l.metaForce + fill.metaForce, l.heelForce +
fill.heelForce, l.time));
        }
        foreach (ChartData r in right)
        {
            fill = (from last in left
                    where last.time < r.time
                    select last).OrderByDescending(last => last.time).First();
            total.Add(new ChartData(r.metaForce + fill.metaForce, r.heelForce +
fill.heelForce, r.time));
        }

        return total;
    }

    private void InitializeCharts()
    {
        foreach (ChartData Point in _leftFootData)
        {
            chtLeftHeel.Series[0].Points.AddXY(Point.time, Point.heelForce);
            chtLeftMeta.Series[0].Points.AddXY(Point.time,
Point.metaForce);
            chtTotalLeft.Series[0].Points.AddXY(Point.time,
Point.heelForce + Point.metaForce);
        }
        foreach (ChartData Point in _rightFootData)
        {
            chtRightHeel.Series[0].Points.AddXY(Point.time,
Point.heelForce);
            chtRightMeta.Series[0].Points.AddXY(Point.time,
Point.metaForce);
            chtTotalRight.Series[0].Points.AddXY(Point.time,
Point.heelForce + Point.metaForce);
        }
        foreach(ChartData Point in _totalFeet)
        {
            chtTotalWeight.Series[0].Points.AddXY(Point.time,
Point.heelForce + Point.metaForce);
        }
    }

    private void btnTxt_Click(object sender, EventArgs e)
    {

```

```

bool overwrite = true;
if (Directory.Exists("." + @"\" + txtFileName.Text))
{
    DialogResult yesOrNo = MessageBox.Show( "Name already in use,
overwrite it?", "Export .txt", MessageBoxButtons.YesNo);

    if (yesOrNo == DialogResult.Yes)
    {
        try
        {
            Directory.Delete("." + @"\" + txtFileName.Text, true);
        }
        catch(Exception ex)
        {
            MessageBox.Show(ex.Message);
            return;
        }
    }
    else
    {
        overwrite = false;
    }
}
Directory.CreateDirectory("." + @"\" + txtFileName.Text);
using (StreamWriter outfile = new StreamWriter("." + @"\" +
txtFileName.Text + @"\" + txtFileName.Text + "_LeftMetatarsus.txt", true))
{
    foreach (ChartData p in _leftFootData)
    {
        outfile.Write(p.metaForce + "$" + p.time + "\r\n");
    }
} //end left meta
using (StreamWriter outfile = new StreamWriter("." + @"\" +
txtFileName.Text + @"\" + txtFileName.Text + "_LeftHeel.txt", true))
{
    foreach (ChartData p in _leftFootData)
    {
        outfile.Write(p.heelForce + "$" + p.time + "\r\n");
    }
} //end left heel
using (StreamWriter outfile = new StreamWriter("." + @"\" +
txtFileName.Text + @"\" + txtFileName.Text + "_RightMetatarsus.txt", true))
{
    foreach (ChartData p in _rightFootData)
    {
        outfile.Write(p.metaForce + "$" + p.time + "\r\n");
    }
} //end right meta
using (StreamWriter outfile = new StreamWriter("." + @"\" +
txtFileName.Text + @"\" + txtFileName.Text + "_RightHeel.txt", true))
{
    foreach (ChartData p in _leftFootData)
    {
        outfile.Write(p.heelForce + "$" + p.time + "\r\n");
    }
} //end right heel
using (StreamWriter outfile = new StreamWriter("." + @"\" +
txtFileName.Text + @"\" + txtFileName.Text + "_LeftFoot.txt", true))
{
    foreach (System.Windows.Forms.DataVisualization.Charting.DataPoint p
in chtTotalLeft.Series[0].Points)
    {

```

```

        outfile.Write(p.YValues[0] + "$" + p.XValue + "\r\n");
    }
} //end left fool
using (StreamWriter outfile = new StreamWriter("." + @"\" +
txtFileName.Text + @"\" + txtFileName.Text + "_RightFoot.txt", true))
{
    foreach (System.Windows.Forms.DataVisualization.Charting.DataPoint p
in chtTotalRight.Series[0].Points)
    {
        outfile.Write(p.YValues[0] + "$" + p.XValue + "\r\n");
    }
} //end Right foot
using (StreamWriter outfile = new StreamWriter("." + @"\" +
txtFileName.Text + @"\" + txtFileName.Text + "_TotalWeight.txt", true))
{
    foreach (System.Windows.Forms.DataVisualization.Charting.DataPoint p
in chtTotalWeight.Series[0].Points)
    {
        outfile.Write(p.YValues[0] + "$" + p.XValue + "\r\n");
    }
} //end total Weight

if (overwrite)
{
    MessageBox.Show("Data exported to folder " + txtFileName.Text + "
successfully");
}
}
}
}

```

## APÊNDICE C - Classe auxiliar ChartData

Por fim, como citado anteriormente no diagrama de componentes foi necessária a criação de uma classe que não estava pré-implementada. Porém, percebe-se que se trata de um código simples em que um objeto desta classe representa os dados das forças nos bolsões de um pé em um instante de tempo.

```
using System;
using System.Collections.Generic;
using System.Linq;
using System.Text;
using System.Threading.Tasks;

namespace First
{
    public class ChartData
    {
        public double metaForce { get; set; }
        public double heelForce { get; set; }
        public double time { get; set; }

        public ChartData(double meta, double heel, double t)
        {
            metaForce = meta;
            heelForce = heel;
            time = t;
        }
    }
}
```

## APÊNDICE D - Arduino Nano

Devido à simplicidade e pequeno tamanho dos códigos embarcados nos arduinos, não foram desenvolvidos diagramas de UML.

Foi implementado um programa para que o Arduino Nano faça a leitura analógica nos pinos A0 e A3, que estão conectados ao sensor, digitalize esses dados, una-os em uma String, e envie esta pela serial em que está o Bluetooth.

```
const int analogInPin2 = A3;
const int analogInPin = A0; // Analog input pin that the potentiometer is attached to
int sensorMetaValue = 0;    // value read from the pot
int sensorHeelValue = 0;
// value output to the PWM (analog out)
void setup() {
  // initialize serial communications at 9600 bps:
  Serial.begin(115200);
}
void loop() {
  // read the analog in value:
  sensorMetaValue = analogRead(analogInPin);
  sensorHeelValue = analogRead(analogInPin2);
  String saidaDupla = "" ;
  saidaDupla += sensorMetaValue;
  saidaDupla += "$";
  saidaDupla += sensorHeelValue;
  saidaDupla += ":";
  Serial.print( saidaDupla);
  delay(1);
}
```

## APÊNDICE E - Arduino Mega

O Arduino Mega recebe os dados dos Arduinos Nanos de cada palmilha, unindo-os em uma String que é enviada ao notebook pela serial.

```
String leftFoot = "";
String rightFoot = "";
String tempL = "";
String tempR = "";
int last = 0;
int countPrint = 0;

void setup() {
  Serial.begin(115200);
  Serial1.begin(115200);
  Serial2.begin(115200);
}

void loop() {
  String saida4 = "";
  while (Serial1.available())
  {
    char character = Serial1.read(); // Receive a single character from the
software serial port
    if (character == ':')
    {
      leftFoot = tempL;
      tempL = "";
      last = 1;
      countPrint = countPrint + 1;
    }
    else
    {
      tempL.concat(character); // Add the received character to the receive buffer
    }
  }
  while (Serial2.available())
  {
    char character = Serial2.read(); // Receive a single character from the
software serial port
    if (character == ':')
    {
      rightFoot = tempR;
      tempR = "";
      last = 0;
      countPrint = countPrint + 1;
    }
    else
    {
      tempR.concat(character); // Add the received character to the receive buffer
    }
  }
  if(countPrint > 10)
  {
    saida4 += leftFoot;
    saida4 += "$";
    saida4 += rightFoot;
    Serial.println(saida4);
    countPrint = 0;
  } }
```

## APÊNDICE F - Software do Matlab para análise dinâmica

```

f=300; %Hz (300 Hz, 100 Hz, 67 Hz)
wf = 2*pi*f;
ePOLY = 0.002;%metros
eBolsao = 0.002;%metros
Abolsao = 69.3/( 10^4);%49.5/( 10^4) m²
Eoleo =1.35*10^9;%2.7*10^9 Pa;
Epoly =5.85*10^6;%8*10^4;%Pa
k1 = Epoly*Abolsao/ePOLY;%N/m
k2 = Eoleo*Abolsao/eBolsao;
roSilicone = 997.0479*0.971;%0.816;%kg/m³
roPoly = 1.04*997.0479;
m1 = roPoly*Abolsao*ePOLY;%kg
m2 = roSilicone*Abolsao*eBolsao;
resiliencia=0.1;
del= log(1/resiliencia);
zetaPoly= del/sqrt(4*pi*pi+del*del);%0.05
c1 = zetaPoly*(2*sqrt(k1*m1));%Ns/m;
c2 = 1000*roSilicone/(eBolsao*1000)*Abolsao*10^6/10^9;
x0=0;
v0=0;
P0=10;
finalTime = 0.10;
T=1/f;
div=100;
lblFh='';
if T > finalTime*div/10
    finalTime = T*10;
end
t = 0 : T/div : finalTime;

Fh= 0 : T/div : finalTime;
Fp= 0 : T/div : finalTime;

k=k1+k2;
c=c1+c2;
w=sqrt(k/m1);
zeta=c/(2*sqrt(m1*(k)));
wd=w*sqrt(1-zeta*zeta);

%inicializacao t=0 com força
inTemForca = 1;
X=-wf*P0/((k-m1*wf*wf)*wd);
alfa=0;
C=P0/(k-m1*wf*wf);
xh=X*exp(0)*sin(0);
xp=C*sin(0);
xpontoh = X*exp(0)*(-zeta*w*sin(wd*0)+ wd*cos(wd*0));
xpontop = C*cos(wf*0)*wf;

Fp(1) = k2*xp + c2*xpontop;
Fh(1) = k2*xh + c2*xpontoh;
i=1;
contInterno=0;
for cont = 2 : 1 : length(t)
    contInterno = contInterno +1;
    % sao sempre as mesmas equacoes

```



```

    %porem alfa , X e C variam
    xh=X*exp(-zeta*w*t(contInterno))*sin(wd*t(contInterno)+alfa);
    xp=C*sin(wf*t(contInterno));
    xpontoh = X*exp(-zeta*w*t(contInterno))*(-
    zeta*w*sin(wd*t(contInterno)+alfa)+ wd*cos(wd*t(contInterno)+alfa));
    xpontop = C*cos(wf*t(contInterno))*wf;
    x=xh+xp;
    xponto = xpontoh + xpontop;
    Fp(cont) = k2*xp + c2*xpontop;
    Fh(cont) = k2*xh + c2*xpontoh;

    % quando passa a metade de um ciclo
    % isto eh transicao temforca/naotemforca ou naotemforca/temforca
    if i>=div/2
        %atualiza condicoes iniciais
        x0=x;
        v0=xponto;
        %transicao naotemforca/temforca
    if inTemForca==0
        inTemForca=1;
        %existe solucao particular
        C=P0/(k-m1*wf*wf);
        Q=zeta*w -wf*P0/(k-m1*wf*wf);
        if x0 == 0
            alfa=0;
            X=v0/wd-wf*P0/((k-m1*wf*wf)*wd) ;

        elseif v0/x0+Q == 0
            alfa=pi/2;
            X = x0;
        else
            alfa = atan(wd/(v0/x0+Q));
            X=x0/sin(alfa);
        end
    else
        %transicao temforca/naotemforca
        inTemForca=0;
        %nao existe solucao particular
        C=0;
        Q=zeta*w;
        if x0 == 0
            alfa=0;
            X=v0/wd;

        elseif v0/x0+Q == 0
            alfa=pi/2;
            X = x0;
        else
            alfa = atan(wd/(v0/x0+Q));
            X=x0/sin(alfa);
        end
    end
    %i deve ser reiniciado ao mudar de meio ciclo
    i=0;%pois serah somado 1 a seguir
    contInterno=1;%mudando de eq o t deve reiniciar
end

i=i+1;

end

```

```
figure
plot(t,Fh);
title('Força devido a resposta homogênea');
xlabel('tempo (s)');
ylabel('Força (N)');

figure;
plot(t,Fp,'r');
title('Força devido a resposta particular');
xlabel('tempo (s)');
ylabel('Força (N)');

figure;
plot(t,(Fp+Fh),'r');
title('Força total');
xlabel('tempo (s)');
ylabel('Força (N)');
```

## APÊNDICE G - Manual de utilização do dispositivo

### **Componentes**

O sistema desenvolvido é composto pelos elementos listados abaixo:

- 2 palmilhas, cada uma com um dispositivo (pequena caixa preta), com uma chave Liga-Desliga e um Conector de Bateria.
- Um dispositivo a ser conectado ao computador pessoal (caixa preta maior com um cabo USB)
- Um dispositivo para medir a voltagem da bateria
- Um carregador de bateria LiPo
- Um programa de computador

### **Verificando a carga da bateria do dispositivo**

O dispositivo utiliza uma bateria LiPo com duas células de 3,7V. Para o bom funcionamento das baterias, em especial, do tipo LiPo, é recomendável que as mesmas, quando atinjam 7.4V, sejam recarregadas imediatamente, pois caso a voltagem da bateria caia abaixo disso, muitas vezes a bateria se danifica, não sendo possível recarregá-la, ou seja, deixa a bateria descarregar abaixo disso pode inutilizá-la.

Há, portanto, um dispositivo que facilita a verificação da carga da bateria LiPo. Para verificar a voltagem da bateria, basta conectar o medidor de voltagem no Conector da Bateria, vide figura 58, abaixo. O medidor dará a voltagem em cada célula e voltagem da bateria total. Caso a voltagem esteja abaixo de 7,4V, o medidor emitirá um aviso sonoro continuamente, indicando que está na hora de recarregar a bateria.

Para conectar o medidor ao dispositivo, basta conectar os pinos do medidor como apresentado na figura abaixo, com os “terras” no mesmo lugar (sinal de menos do dispositivo com o fio preto da bateria).



Figura 58: Verificação da carga da bateria do dispositivo / Medidor de voltagem  
Fonte: Elaboração própria

### **Carregando o dispositivo**

O dispositivo pode ser carregado encaixando o Conector da Bateria ao carregador, como mostrado na figura 59, abaixo. Observação, o carregador tem que ser conectado a uma fonte de 12V, capaz de fornecer uma corrente mínima de 5A.

Observação: não fazer as conexões como demonstrado na figura pode danificar o carregador e/ou a bateria



Figura 59: Processo de recarregamento da bateria / Carregador de bateria LiPo 2S  
Fonte: Elaboração própria

### **Ligando o dispositivo**

O dispositivo é ligado deslocando-se a chave Liga-Desliga para o lado Verde.

No computador pessoal, deve-se conectar a caixa preta maior e abrir o programa fornecido.

É necessário esperar aproximadamente 5 segundos após o sistema ser ligado, para que a comunicação seja efetivamente realizada.

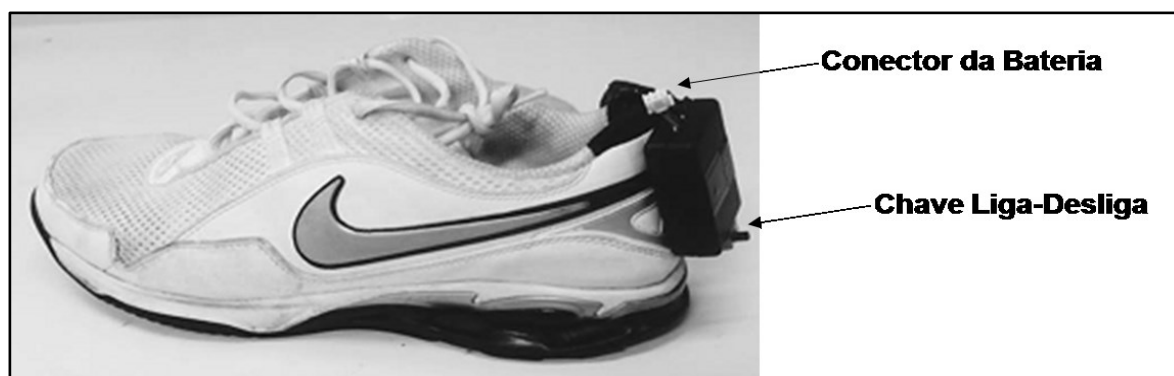


Figura 60: Localização do Conector da Bateria e da Chave Liga-Desliga  
Fonte: Elaboração própria

### **Tela Principal**

Ao iniciar o programa a tela principal é aberta:

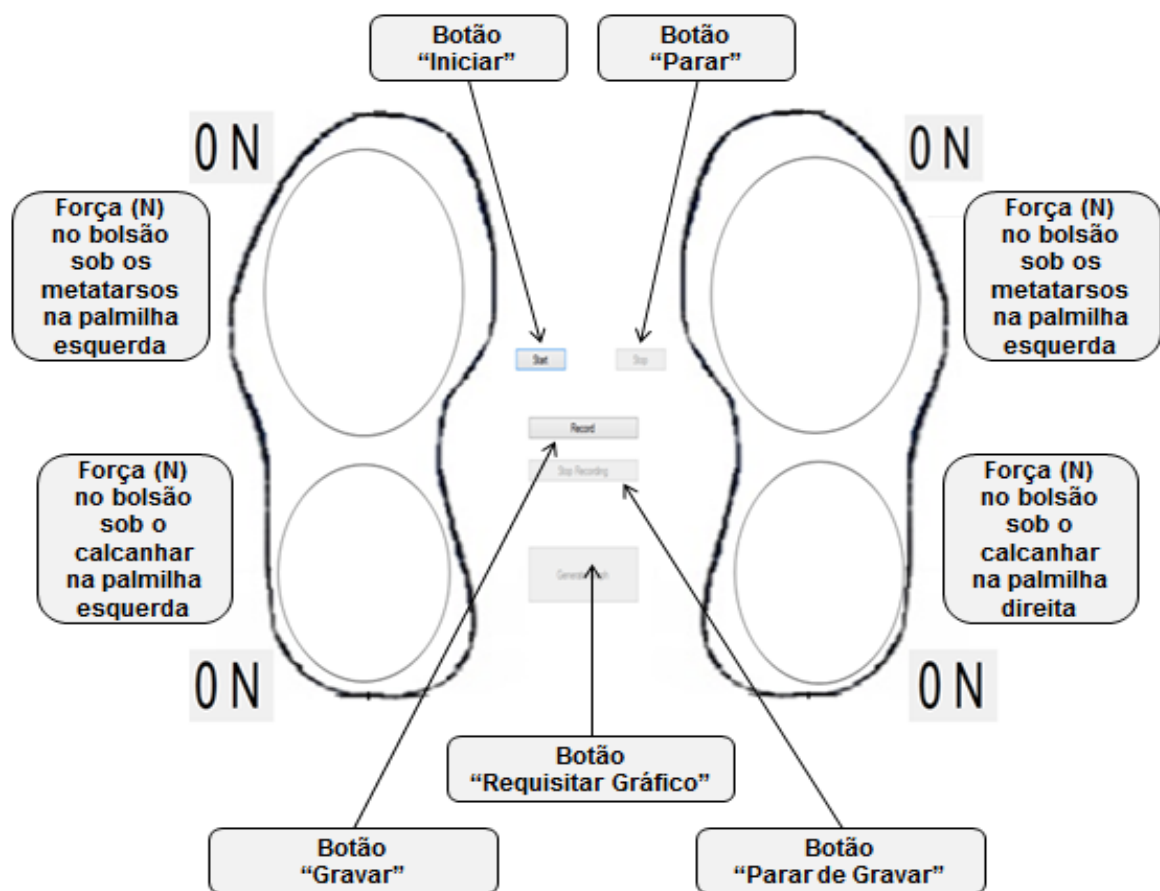


Figura 61: Manual do usuário - Tela principal  
Fonte: Elaboração própria

A tela principal dispõe as forças aplicadas em cada bolsão, assim como uma escala de cor correspondente às forças do respectivo bolsão, onde cores mais quentes representam maiores forças. Nesta tela é possível ainda gravar os dados e gerar gráficos a partir deles.

A seguir segue a lista dos botões existentes desta tela e as ações decorrentes do seu acionamento:

- **Start:** Inicia a aquisição de dados, que são dispostos junto com a escala de cor.
- **Record:** Inicia a gravação de dados, iniciando a aquisição de dados se já não tiver sido iniciada.
- **Stop:** Para a aquisição de dados, finalizando a gravação se esta estiver em processo.
- **Stop Recording:** Para a gravação sem parar a aquisição de dados.
- **Generate Graph:** Gera os gráficos em uma nova janela com os últimos dados gravados.

## Tela de gráficos

Ao se decidir gerar gráficos na tela principal, a seguinte tela é aberta:

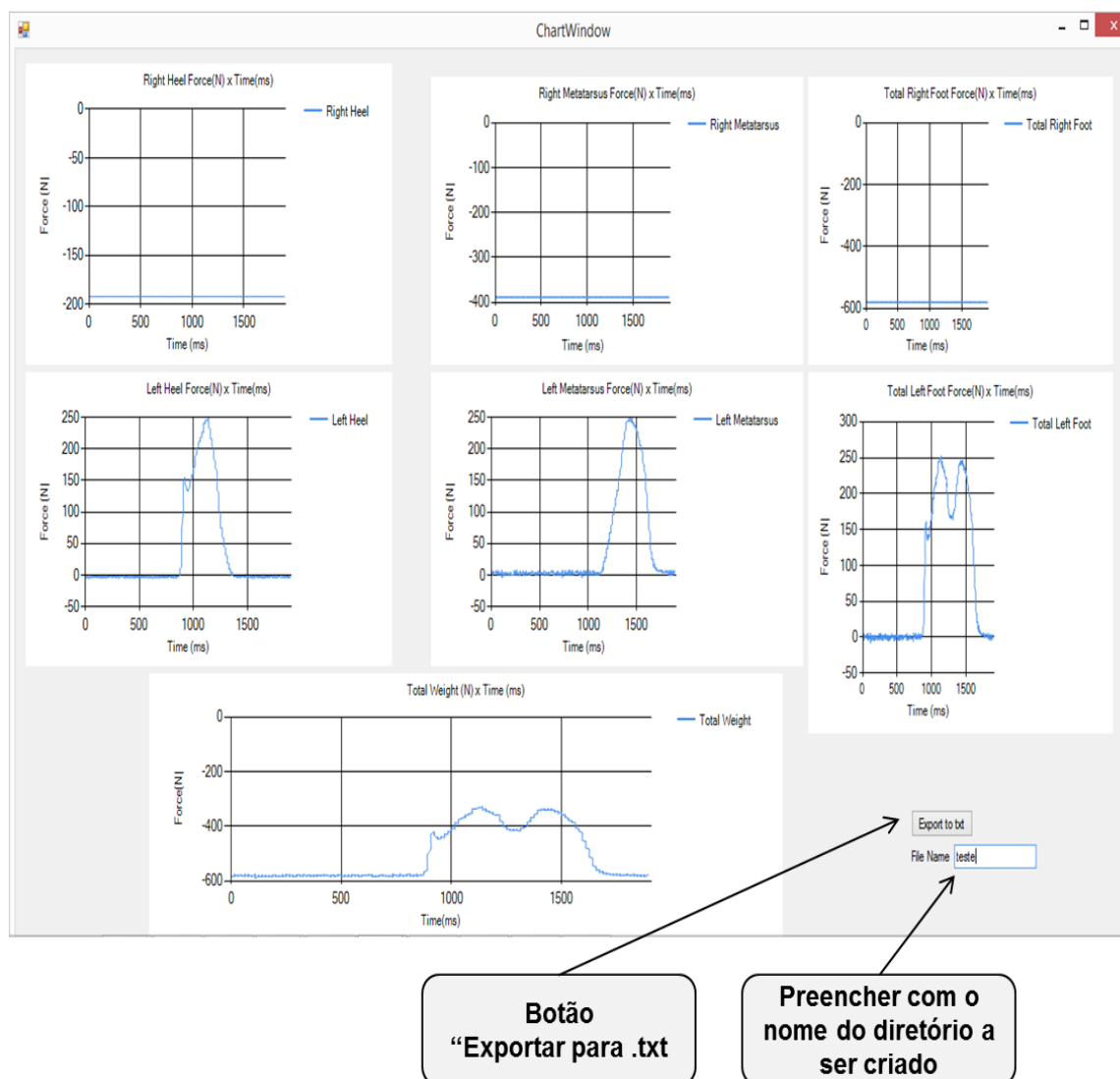


Figura 62: Manual do usuário - Janela de Gráficos  
Fonte: Elaboração própria

Nesta tela é possível visualizar os gráficos de Força em Newtons por Tempo em milissegundos de cada bolsão, assim como da soma das forças em cada pé e da soma das forças das duas palmilhas.

O programa fornece a possibilidade de exportar os dados dos gráficos para arquivos .txt que são gravados em um diretório com nome definido no campo apresentado na figura 62, acima. Todos os diretórios criados ficam armazenados em uma pasta padrão, “bin/Debug”, do programa fornecido.

A seguir têm – se os arquivos criados para um exemplo em que se escolheu “teste” como nome do diretório:








Nome	Data de modificaç...	Tipo	Tamanho
 teste_LeftFoot	9/16/2014 7:34 AM	Documento de Te...	18 KB
 teste_LeftHeel	9/16/2014 7:34 AM	Documento de Te...	19 KB
 teste_LeftMetatarsus	9/16/2014 7:34 AM	Documento de Te...	18 KB
 teste_RightFoot	9/16/2014 7:34 AM	Documento de Te...	21 KB
 teste_RightHeel	9/16/2014 7:34 AM	Documento de Te...	19 KB
 teste_RightMetatarsus	9/16/2014 7:34 AM	Documento de Te...	21 KB
 teste_TotalWeight	9/16/2014 7:34 AM	Documento de Te...	21 KB

Figura 63: Exmplo de diretório com os arquivos .txt criados  
Fonte: Elaboração própria

Cada arquivo tipo “.txt” possui todos os pontos do correspondente gráfico, o arquivo dispõe, por linha, um ponto representado por dois números unidos por um caractere “\$”, à esquerda do caractere tem-se o valor da força em Newtons e à direita o tempo em milissegundos.

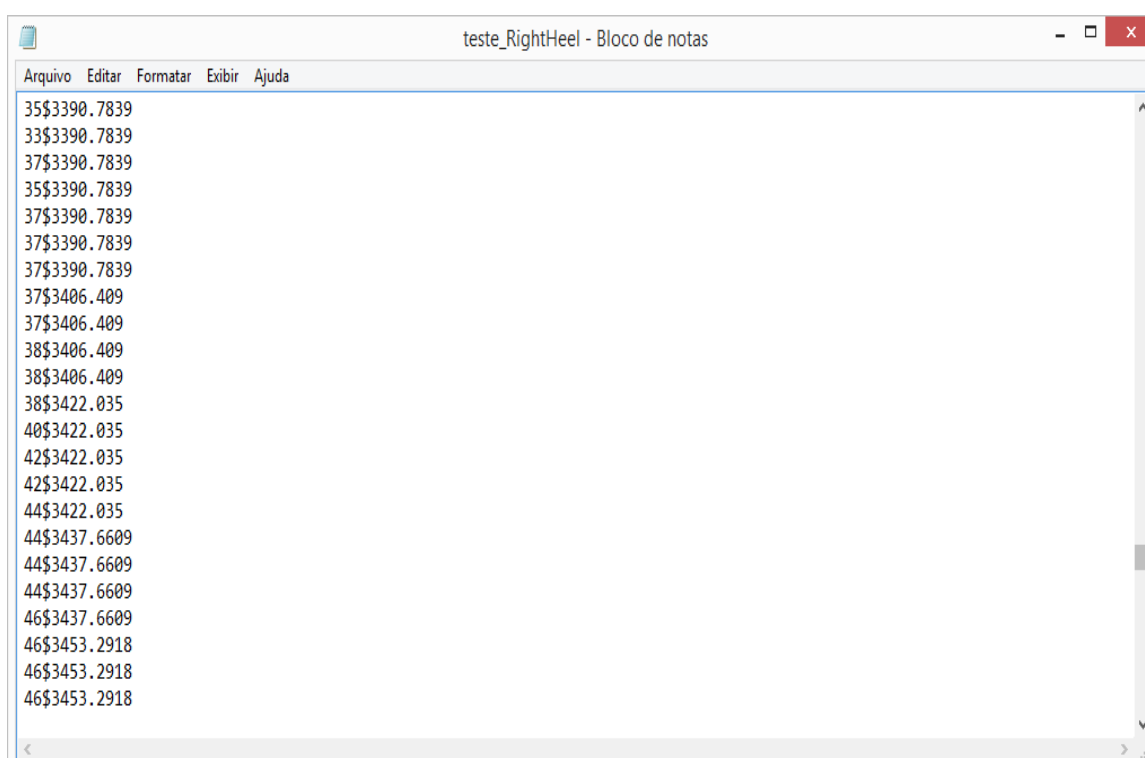


Figura 64: Exemplo de arquivo .txt gerado  
Fonte: Elaboração própria