

Universidade Estadual de Campinas  
Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação

# Determinação da força peso, a partir dos impactos de pisadas, utilizando um sensor piezoelétrico

Autor: Everton Zaccaria Nadalin

Orientador: Prof. Dr. Carlos Alberto dos Reis Filho

**Dissertação de Mestrado** apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica. Área de concentração: **Eletrônica, Microeletrônica e Optoeletrônica.**

Banca Examinadora

Carlos Alberto dos Reis Filho, Dr. .... DSIF/FEEC/UNICAMP  
Julio Lopes Sequeira, Dr. .... UNESP/Botucatu  
Douglas Eduardo Zampieri, Dr. .... FEM/UNICAMP  
Romis Ribeiro de Faissol Attux, Dr. .... DCA/FEEC/UNICAMP

Campinas, SP

2007

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA  
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA E ARQUITETURA - BAE -  
UNICAMP

N121d           Nadalin, Everton Zaccaria  
                  Determinação da força peso, a partir dos impactos de  
                  pisadas, utilizando um sensor piezoelétrico / Everton  
                  Zaccaria Nadalin. --Campinas, SP: [s.n.], 2007.

                  Orientador: Carlos Alberto dos Reis Filho  
                  Dissertação (Mestrado) - Universidade Estadual de  
                  Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de  
                  Computação.

                  1. Bovino de corte – Pesos e medidas. 2. Dispositivos  
                  piezoelétricos. 3. Locomoção animal. I. Reis Filho, Carlos  
                  Alberto dos. II. Universidade Estadual de Campinas.  
                  Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. III.  
                  Título.

Título em Inglês: Calculation of weight from step impacts, using a  
piezoelectric sensor.

Palavras-chave em Inglês: Piezo sensor, Cattle weighting, Quadrupedal  
locomotion, Bipedal locomotion.

Área de concentração: Eletrônica, Microeletrônica e Optoeletrônica.

Titulação: Mestre em Engenharia Elétrica

Banca examinadora: Julio Lopes Sequeira, Douglas Eduardo Zampieri e  
Romis Ribeiro de Faissol Attux.

Data da defesa: 26/10/2007

Programa de Pós-Graduação: Engenharia Elétrica

## COMISSÃO JULGADORA - TESE DE MESTRADO

**Candidato:** Everton Zaccaria Nadalin

**Data da Defesa:** 26 de outubro de 2007

**Título da Tese:** "Determinação da Força Peso, a Partir dos Impactos de Pisadas, Utilizando um Sensor Piezoelétrico"

Prof. Dr. Carlos Alberto dos Reis Filho (Presidente): \_\_\_\_\_

Prof. Dr. Júlio Lopes Sequeira: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. Douglas Eduardo Zampieri: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. Romis Ribeiro de Faissol Attux: \_\_\_\_\_

## Resumo

Este trabalho está relacionado com o problema da pesagem de um bovino criado em campo aberto, não confinado, destinado ao corte. O conhecimento da evolução contínua do peso do animal é de grande importância neste ramo de negócios e uma solução tecnicamente satisfatória, de custo aceitável e de tecnologia proprietária, certamente representa uma significativa contribuição ao Brasil.

Uma solução idealizada, que é a meta maior do projeto em que este trabalho se enquadra, prevê o uso de um dispositivo instalado nas patas do animal, contendo um sensor de pressão ou de impacto e uma unidade eletrônica local que condiciona, digitaliza e armazena os sinais do sensor. Além disto, a unidade eletrônica transmite estes dados através de uma rede de comunicação de dados sem fio e de baixo consumo de energia para centrais de coleta e processamento estrategicamente situadas na área em que o gado se desenvolve. Tal sistema viabiliza, deste modo, acumular no tempo as informações de cada pisada de cada animal.

O sinal produzido por um sensor em consequência do impacto de cada pisada é influenciado por diversos parâmetros, dentre os quais o peso do animal. Sendo assim, é impossível estabelecer uma relação direta e exclusiva entre o sinal do sensor e o peso. Entretanto, os valores acumulados destes sinais descrevem uma função de múltiplas variáveis que pode ser tratada juntamente com algumas informações complementares sobre o ambiente, buscando-se o isolamento da variável peso. Para isto, uma abordagem adequada prevê o desenvolvimento ou adoção de um modelo do mecanismo de movimentação do animal e o tratamento numérico dos dados acumulados aplicando filtragens e buscas de correlações.

Trata-se, portanto, de uma solução de natureza multidisciplinar, que exige uma aliança de conhecimentos complementares para a sua realização.

Coube ao presente trabalho, desenvolvido no âmbito da engenharia eletrônica, a implementação de uma etapa preliminar e necessária que consiste de um sistema de caracterização de pisadas constituído de um conjunto de sensores piezoelétricos, uma interface que permite a transferência dos dados destes sensores a um computador e um

ambiente de software através do qual foram testados algoritmos para a verificação de correlação entre os sinais associados às pisadas e o peso do agente.

São frutos deste trabalho um sistema de coleta automática dos sinais de pisadas, que permitiu a captura de sinais com sensores instalados tanto numa plataforma fixa como num sapato tênis, e um estudo comparativo dos resultados obtidos de tratamentos numéricos distintos aplicados aos dados experimentais.

***Palavras-chave:*** sensor piezoelétrico, pesagem de gado, locomoção de quadrúpedes, locomoção de bípedes.

## **Abstract**

This work deals with the problem of weighting non-confined cattle raised in open field for meat production. The knowledge of the continuous weight change of the animal is of great importance in this business field. Therefore, a technically satisfactory solution, with acceptable price and customized technology, certainly represents a significant contribution to Brazil.

The idealized solution, which is the major goal to be pursued by the project in which this work takes part, considers the use of a device placed into the animal's hooves. It would contain a pressure or impact sensor and a local electronic unit, which conditions, digitizes and stores the signals received from the sensor. The electronic unit also transmits this data through a low-energy wireless communication network to reception and processing stations placed strategically around the area where the cattle raises. Such a system enables accumulating data about the steps of each animal throughout time.

Several parameters, including the animal's weight, influence the signal produced by a sensor as a consequence to the impact of a step. Therefore, it is impossible to establish a direct and exclusive relation between the signal given by the sensor and the weight. Nevertheless, the accumulated data of these signals describe a multiple variable function that can be treated together with some complementary information about the environment, seeking the isolation of the weight variable. An adequate approach predicts the development or use of a model of the animal's locomotion mechanism and the numeric treatment of the accumulated data by applying filtering and seeking correlations.

The multidisciplinary nature of this solution demands an alliance of complementary knowledge for its accomplishment.

This work, developed in the scope of electrical engineering, implemented a necessary and preliminary stage that consists of: a step characterization system, made of a set of piezoelectric sensors, an interface that allows transferring data from the sensors to a computer and a software environment, in which algorithms were tested to verify the correlation between the signals associated to the steps and the agent's weight.

The main result of this work are a system that performs automatic collecting of steps, which allowed the capture of the signals with sensors installed both on a fixed

platform and inside tennis shoes, and the comparative study of the results of different numerical treatments applied to the experimental data.

**Key-words:** piezo sensor, cattle weighting, quadrupedal locomotion, bipedal locomotion.

## Agradecimento

*A Deus.*

*Ao Professor Carlos Alberto dos Reis Filho, pela acolhida, orientação e por me ensinar a ver a eletrônica com outros olhos.*

*Aos Professores Euclides de Mesquita Neto, Júlio Lopes Sequeira, Teresa Cristina Goulart de Oliveira Sequeira e outros professores a quem fiz as mais diversas perguntas procurando as respostas necessárias para a conclusão deste trabalho.*

*Aos colegas Donato e João Paulo, pelos ensinamentos na primeira parte do mestrado.*

*Aos colegas Alexandre, Petoilho, Ricardo, Rogério e Vilson, pelos ensinamentos e colaborações na segunda e pior parte do mestrado.*

*A todos os que serviram de cobaia para minhas medições.*

*Aos demais colegas do LPM, DSPCom, ondevamos e outros amigos, pelos momentos de descontração.*

*A minha mãe, por toda sua dedicação e carinho. Ao meu pai, por me passar o gosto pela engenharia. E aos dois, por me incentivarem a seguir este caminho.*

*À Denise, por ter estado ao meu lado durante todos os momentos, pelas palavras de carinho e pelo apoio emocional.*

*A minha avó, pelos excelentes almoços, bons cafés, e pelo complemento financeiro.*

*A toda minha família que me apoiou.*

*A todos que de uma forma ou outra contribuíram para que este trabalho fosse realizado.*

*À CAPES, pelo apoio financeiro.*

*À Unicamp, por toda a estrutura oferecida.*

*Aos que pagam os impostos. Espero poder retornar de alguma forma todo o investimento feito em minha formação.*

*Aos meus queridos pais.*

*A minha querida família.*

*A minha querida Denise.*

*“I have not failed 700 times. I have not failed once. I have succeeded in proving that those 700 ways will not work. When I have eliminated the ways that will not work, I will find the way that will work.”*

*Thomas Edison*

*“Aproximando a vaca para uma esfera irradiando leite isotropicamente, a uma vazão constante de  $n$  litros por segundo...”*

*Autor desconhecido*

# Sumário

<b>CAPÍTULO 1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
<b>CAPÍTULO 2</b>	<b>SISTEMA DE PESAGEM.....</b>	<b>5</b>
2.1	TECNOLOGIAS DE PESAGEM.....	5
2.2	FORMAS DE MOVIMENTO DO ANIMAL .....	7
2.3	MODELO PARA PESAGEM AUTOMÁTICA DE GADO CONFINADO.....	9
2.4	GADO NÃO CONFINADO .....	10
2.4.1	<i>Anatomia da pata bovina.....</i>	<i>12</i>
<b>CAPÍTULO 3</b>	<b>PROPOSIÇÃO DE MODELO.....</b>	<b>15</b>
3.1	ANDAR HUMANO .....	15
3.2	SENSOR A SER UTILIZADO .....	18
3.2.1	<i>Sensor piezoelétrico.....</i>	<i>19</i>
3.3	MODELO PROPOSTO.....	21
<b>CAPÍTULO 4</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>27</b>
4.1	SISTEMA DE MEDIÇÃO.....	27
4.1.1	<i>Sensor utilizado .....</i>	<i>27</i>
4.1.2	<i>Circuito de condicionamento.....</i>	<i>29</i>
4.1.3	<i>Microcontrolador .....</i>	<i>38</i>
4.1.4	<i>PC – MATLAB.....</i>	<i>39</i>
4.2	AMOSTRAS UTILIZADAS.....	42
<b>CAPÍTULO 5</b>	<b>CARACTERIZAÇÃO DE PISADAS COM SENSORES INSTALADOS NUMA PLATAFORMA FIXA .....</b>	<b>43</b>
5.1	MONTAGEM.....	43
5.2	RESULTADOS .....	46
5.3	ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	60
<b>CAPÍTULO 6</b>	<b>CARACTERIZAÇÃO DE PISADAS COM SENSORES INSTALADOS NO CHÃO .....</b>	<b>61</b>
6.1	MONTAGEM.....	61
6.2	MEDIÇÃO COM DIVERSAS PESSOAS .....	63
6.2.1	<i>Resultados.....</i>	<i>63</i>
6.2.2	<i>Análise dos resultados.....</i>	<i>68</i>
6.3	MEDIÇÃO COM DUAS PESSOAS.....	69
6.3.1	<i>Resultados.....</i>	<i>69</i>
6.3.2	<i>Análise dos resultados.....</i>	<i>82</i>
<b>CAPÍTULO 7</b>	<b>CARACTERIZAÇÃO DE PISADAS COM SENSORES INSTALADOS EM SAPATOS DO TIPO TÊNIS .....</b>	<b>85</b>
7.1	MONTAGEM.....	85
7.2	RESULTADOS .....	91
7.3	ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	91

---

<b>CAPÍTULO 8</b>	<b>CONCLUSÕES.....</b>	<b>93</b>
8.1	COMENTÁRIOS E CONCLUSÕES .....	93
8.2	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	95
<b>REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA.....</b>		<b>97</b>

## Lista de figuras

Figura 1 e Figura 2 – Exemplos de balanças utilizadas para pesagem de gado. ....	6
Figura 3 – Dois animais passando por uma balança com pesagem automática. ....	6
Figura 4 – Exemplos de movimentação de quadrúpede: (a) andando, (b) trotando e (c) galopando. ....	8
Figura 5 – Modelo pêndulo + pêndulo invertido do movimento de um bípede. ....	9
Figura 6 – Diagrama de forças do modelo pêndulo + pêndulo invertido. ....	10
Figura 7 – Movimento de patas de um quadrúpede de grande porte em relação ao tamanho de seus membros, enquanto anda. ....	11
Figura 8 – Anatomia de uma pata bovina. ....	12
Figura 9 – Pata bovina. ....	13
Figura 10 – Força exercida por um pé enquanto uma pessoa anda, em 3 estágios. ....	16
Figura 11 – Diagrama de forças existentes durante o movimento. ....	16
Figura 12 – Gravação de das componentes de força vertical ( $F_y$ ) e horizontal ( $F_x$ ) de uma pessoa (a) andando devagar, (b) andando (rápido) e (c) correndo. ....	16
Figura 13 – Pé humano (acima) e detalhe de sua anatomia óssea (abaixo). ....	17
Figura 14 – Detalhe da alavanca feita pela estrutura óssea do pé durante a locomoção. ....	18
Figura 15 – Diagrama de cargas de um sensor piezo (a) antes da polarização, (b) durante a polarização e (c) após ser polarizado. ....	20
Figura 16 – Relação tensão x força em um sensor piezoelétrico quando (a) não existe tensão ou força aplicada, (b) um força comprime o sensor, (c) uma força estica o sensor, (d) uma tensão é aplicada no sentido da polarização e (e) uma força é aplicada no sentido contrário à polarização <sup>6</sup> . ....	20
Figura 17 – (a) Aproximação da força aplicada pelo pé no solo para um trapézio, (b) forças aplicadas pelo calcanhar e pela parte frontal do pé, separadamente e (c) sua derivada. ....	23
Figura 18 – Forma de onda da entrada. ....	24
Figura 19 – Espectro em frequência da entrada. ....	25
Figura 20 – Característica do filtro equivalente. ....	25
Figura 21 – Espectro em frequência da saída. ....	25
Figura 22 – Forma de onda da saída. ....	25
Figura 23 – Diagrama do sistema de medição. ....	28
Figura 24 – Detalhes do sensor utilizado. ....	29
Figura 25 – Resposta em frequência do sensor FS-2513P. ....	29
Figura 26 – Circuito de condicionamento do sinal piezoelétrico. ....	30
Figura 27 – Circuito equivalente de Thévenin da entrada. ....	31
Figura 28 – Circuito simplificado para análise. ....	31
Figura 29 – Diagrama de Bode do circuito de condicionamento. ....	32
Figura 30 – Tensão no sensor, quando exercido um impacto rápido. ....	34
Figura 31 – Tensão na saída do circuito ( $V_s$ ), quando exercido um impacto rápido. ....	34
Figura 32 – O mesmo sinal da figura 30, agora no espectro de frequência. ....	35
Figura 33 – O mesmo sinal da figura 31, agora no espectro de frequência. ....	35
Figura 34 – Tensão no sensor, quando um passo é dado apoiando o calcanhar sobre o sensor. ....	36

Figura 35 – Tensão na saída do circuito ( $V_s$ ), quando um passo é dado apoiando o calcanhar sobre o sensor. ....	36
Figura 36 – O mesmo sinal da figura 34, agora no espectro de frequência.....	37
Figura 37 – O mesmo sinal da figura 35, agora no espectro de frequência.....	37
Figura 38 – Fluxograma da rotina do microcontrolador.....	39
Figura 39 – Janela <i>Inicial</i> . ....	41
Figura 40 – Janela <i>Teste</i> . ....	41
Figura 41 – Disposição dos sensores na plataforma.....	43
Figura 42 – Foto da plataforma com sensores e circuito.....	44
Figura 43 – Foto da plataforma com borracha. ....	45
Figura 44 – Detalhe da disposição dos sensores.....	45
Figura 45 – Detalhe da parte traseira.....	46
Figura 46 – Gráfico Sensor 1 x Balança (Plataforma).....	48
Figura 47 – Gráfico Sensor 2 x Balança (Plataforma).....	48
Figura 48 – Gráfico Sensor 3 x Balança (Plataforma).....	49
Figura 49 – Gráfico Sensor 4 x Balança (Plataforma).....	49
Figura 50 – Histograma Sensor 1 / Balança (Plataforma). ....	50
Figura 51 – Histograma Sensor 2 / Balança (Plataforma). ....	50
Figura 52 – Histograma Sensor 3 / Balança (Plataforma). ....	51
Figura 53 – Histograma Sensor 4 / Balança (Plataforma). ....	51
Figura 54 – Gráfico Sensor 1 x Altura (Plataforma). ....	52
Figura 55 – Gráfico Sensor 2 x Altura (Plataforma). ....	52
Figura 56 – Gráfico Sensor 3 x Altura (Plataforma). ....	53
Figura 57 – Gráfico Sensor 4 x Altura (Plataforma). ....	53
Figura 58 – Histograma Sensor 1 / Altura (Plataforma).....	54
Figura 59 – Histograma Sensor 2 / Altura (Plataforma).....	54
Figura 60 – Histograma Sensor 3 / Altura (Plataforma).....	55
Figura 61 – Histograma Sensor 4 / Altura (Plataforma).....	55
Figura 62 – Gráfico Sensor 1 x N° calçado (Plataforma). ....	56
Figura 63 – Gráfico Sensor 2 x N° calçado (Plataforma). ....	56
Figura 64 – Gráfico Sensor 3 x N° calçado (Plataforma). ....	57
Figura 65 – Gráfico Sensor 4 x N° calçado (Plataforma). ....	57
Figura 66 – Histograma Sensor 1 / N° calçado (Plataforma). ....	58
Figura 67 – Histograma Sensor 2 / N° calçado (Plataforma). ....	58
Figura 68 – Histograma Sensor 3 / N° calçado (Plataforma). ....	59
Figura 69 – Histograma Sensor 4 / N° calçado (Plataforma). ....	59
Figura 70 – Foto da montagem da sobre o piso.....	62
Figura 71 – Detalhe da montagem.....	62
Figura 72 – Gráfico Sensor 1 x Balança (Piso). ....	64
Figura 73 – Gráfico Sensor 2 x Balança (Piso). ....	64
Figura 74 – Gráfico Sensor 3 x Balança (Piso). ....	65
Figura 75 – Gráfico Sensor 4 x Balança (Piso). ....	65
Figura 76 – Histograma Sensor 1 x Balança (Piso).....	66
Figura 77 – Histograma Sensor 2 x Balança (Piso).....	66
Figura 78 – Histograma Sensor 3 x Balança (Piso).....	67
Figura 79 – Histograma Sensor 4 x Balança (Piso).....	67

---

Figura 80 – Gráfico Sensor 1 x Balança (Piso / Todos os dados).....	70
Figura 81 – Gráfico Sensor 2 x Balança (Piso / Todos os dados).....	70
Figura 82 – Gráfico Sensor 3 x Balança (Piso / Todos os dados).....	71
Figura 83 – Gráfico Sensor 4 x Balança (Piso / Todos os dados).....	71
Figura 84 – Histograma Sensor 1 x Balança (Piso / Todos os dados).....	72
Figura 85 – Histograma Sensor 2 x Balança (Piso / Todos os dados).....	72
Figura 86 – Histograma Sensor 3 x Balança (Piso / Todos os dados).....	73
Figura 87 – Histograma Sensor 4 x Balança (Piso / Todos os dados).....	73
Figura 88 – Gráfico Sensor 1 x Balança (Piso / Pessoa 1).....	74
Figura 89 – Gráfico Sensor 2 x Balança (Piso / Pessoa 1).....	74
Figura 90 – Gráfico Sensor 3 x Balança (Piso / Pessoa 1).....	75
Figura 91 – Gráfico Sensor 4 x Balança (Piso / Pessoa 1).....	75
Figura 92 – Histograma Sensor 1 x Balança (Piso / Pessoa 1).....	76
Figura 93 – Histograma Sensor 2 x Balança (Piso / Pessoa 1).....	76
Figura 94 – Histograma Sensor 3 x Balança (Piso / Pessoa 1).....	77
Figura 95 – Histograma Sensor 4 x Balança (Piso / Pessoa 1).....	77
Figura 96 – Gráfico Sensor 1 x Balança (Piso / Pessoa 22).....	78
Figura 97 – Gráfico Sensor 2 x Balança (Piso / Pessoa 22).....	78
Figura 98 – Gráfico Sensor 3 x Balança (Piso / Pessoa 22).....	79
Figura 99 – Gráfico Sensor 4 x Balança (Piso / Pessoa 22).....	79
Figura 100 – Histograma Sensor 1 x Balança (Piso / Pessoa 22).....	80
Figura 101 – Histograma Sensor 2 x Balança (Piso / Pessoa 22).....	80
Figura 102 – Histograma Sensor 3 x Balança (Piso / Pessoa 22).....	81
Figura 103 – Histograma Sensor 4 x Balança (Piso / Pessoa 22).....	81
Figura 104 – Foto do circuito juntamente com um dos tênis utilizados.....	86
Figura 105 – Detalhe da disposição dos sensores dentro do tênis.....	86
Figura 106 – Circuito de condicionamento modificado.....	88
Figura 107 – Diagrama de Bode do novo circuito.....	88
Figura 108 – Gráfico da tensão medida para várias pisadas.....	90
Figura 109 – Tensão medida x Tempo (linha contínua) e área do sinal x Tempo (linha hachurada).....	90

## Lista de tabelas

Tabela 1 – Características de alguns tipos de movimentação de um quadrúpede.....	8
Tabela 2 – Dados das pessoas utilizadas. ....	42
Tabela 3 – Resultados de Média $\pm$ Desvio Padrão (Plataforma, com 20 medições por amostra). ....	47
Tabela 4 – Valores de $r^2$ (plataforma) .....	60
Tabela 5 – Resultados de Média $\pm$ Desvio Padrão (Piso, com 20 medições por amostra)...	63
Tabela 6 – Valores de $r^2$ (Piso).....	68
Tabela 7 – Resultados de Média $\pm$ Desvio Padrão (Piso, com 50 medições por amostra)...	69
Tabela 8 – Valores de $r^2$ (todos os dados) .....	82
Tabela 9 – Valores de $r^2$ (Pessoa 1).....	83
Tabela 10 – Valores de $r^2$ (Pessoa 22).....	83
Tabela 11 – Médias e Máximos de desvio padrão por sensor para as montagens realizadas. ....	83
Tabela 12 – Resultados de Média $\pm$ Desvio Padrão (sensor colocado no tênis). ....	91

# Capítulo 1

## Introdução

O Brasil possui o segundo maior gado bovino e o maior rebanho comercial do mundo, com cerca de 164 milhões de cabeças, de acordo com o instituto FNP; desses, 34 milhões são de leite e 130 milhões de corte. A taxa de abate ficou estagnada em 22% por muitos anos até 2002, quando começou a crescer novamente, chegando a 26% em 2005, com uma previsão de 24,4% para 2006. Nos Estados Unidos – quarto maior rebanho do mundo, e terceiro comercial – essa taxa chega a 38%, sendo que o bovino chega aos frigoríficos para abate com 18 meses de idade, pesando, em média, quase 22 arrobas<sup>1</sup>. No Brasil, o abate é feito somente no terceiro ano do animal, e este pesa, em média, menos de 13 arrobas [1][2].

Na exportação de carne, o país ocupava a terceira posição até 2002, atrás dos Estados Unidos e da Austrália – maior exportador mundial, possuindo o 5º maior rebanho comercial (menos de 20% do tamanho do gado brasileiro). Desde 2003, após uma queda vertiginosa da exportação dos norte-americanos, o Brasil ocupa a primeira posição. Em 1997 a sua venda foi de 287 mil toneladas equivalente-carcaça<sup>2</sup>, passando para 789 mil em 2001 e 1,8 milhões em 2005, com perspectiva de crescimento para 2006 [2].

Apesar do aumento da exportação, dados mostram que a margem de lucro na criação de gado de corte no estado de São Paulo caiu de 70% para 25% de 1980 a 2000 [3], como conseqüência do aumento na concorrência mundial. Outro dado relevante é o consumo *per capita* de carne bovina no país, que é um dos maiores do mundo. No entanto, este vem caindo nos últimos anos – de 39,2 quilos por pessoa por ano em 1997 para 32,6

---

<sup>1</sup> Medida de massa utilizada normalmente quando se lida com gado, equivale a aproximadamente 15 quilos.

<sup>2</sup> O peso da carne com osso quando apresentada sob essa forma, ou da carne desossada desde que seu valor seja convertido em carne com osso por meio de um coeficiente.

em 2005 – perdendo lugar para o consumo de frango, que passou de 24 quilos por pessoa por ano para 35,9 no mesmo período.

Um dos fatores mais importantes quando se fala em lucro na criação de gado de corte é a relação de ganho de peso do animal por dia. Estudos mostram que o limite biológico de aumento de um bovino é de 2 kg/dia [3]. Pesar o animal parece simples, mas quando se trata não de um indivíduo, mas de uma fazenda com cerca de 5000 cabeças, o trabalho acaba se tornando bastante custoso. Isso faz com que se passem meses entre uma pesagem e outra, não existindo informações sobre a evolução de peso dos animais durante este tempo.

No Brasil, a maior parte do gado é de corte, sendo que o número de cabeças em confinamento ou semi-confinadas não chega a 5 milhões (3% do total de gado brasileiro) [2]. Com base nestas considerações, torna-se evidente que não é apropriado ao caso brasileiro o uso de balanças em locais fixos que exijam o deslocamento periódico dos animais. Uma solução mais adequada é o uso de um dispositivo implantado no animal que capture dados produzidos na sua movimentação e os transfira para uma central de coleta onde eles possam ser processados com a finalidade de determinar o peso do animal. Esta é a proposta do projeto no qual este trabalho se insere.

## **Organização do conteúdo do trabalho**

No capítulo 2 são mostrados os sistemas de medições existentes e estudos relacionados à pesagem de bovinos. Uma análise é feita mostrando que eles não são adequados para o tipo de criação de gado mais encontrado no Brasil.

O capítulo 3 propõe um modelo simples para estimar a massa corpórea humana e, além disso, nele é definido que o sensor utilizado deve ser o piezoelétrico.

No capítulo 4 é feita uma descrição do sistema de medição utilizado para a aquisição dos dados e é descrito o método de tratamento dos mesmos.

No capítulo 5 é apresentada a primeira montagem realizada para fazer a validação do modelo apresentado no capítulo anterior. São analisados os resultados obtidos e discutidos quais são os possíveis causadores do elevado erro de medição encontrado, provável responsável pela não conclusão sobre a validação do modelo proposto.

Os capítulos 6 e 7 seguem a mesma lógica do capítulo 5. Neles são propostas a segunda e a terceira montagem, respectivamente, que visam diminuir os desvios padrão (critério utilizado neste trabalho para quantificação do erro de medição) utilizando como base as análises anteriormente realizadas.

Por fim, o capítulo 8 conclui o trabalho com uma breve análise sobre todos os resultados adquiridos. Também é feita uma discussão sobre o alto valor de desvio nas medidas encontrado em todo o trabalho, a sua melhora crescente como consequência das novas montagens propostas e, por último, o motivo por que esta melhora não chegou a patamares suficientemente baixos para concluir a validação da metodologia proposta neste trabalho. Também são colocadas aqui sugestões para pesquisas posteriores.

# Capítulo 2

## Sistema de pesagem

### ***2.1 Tecnologias de pesagem***

Existe uma grande preocupação dos produtores de leite com pesagens rápidas e eficientes do gado, uma vez que o peso<sup>3</sup> é utilizado como indicação de que a fêmea possui leite suficiente para a realização da ordenha. A pesagem normalmente é feita em balanças estáticas de aproximadamente 2 a 3 metros de comprimento, em forma de ponte, conforme ilustram as figuras 1 e 2.

A literatura divide em três os tipos de medições que utilizam a balança convencional:

- Manual: a pessoa responsável coloca o animal sobre a balança, fecha as portinholas e efetua a medição do seu peso;
- Semi-automática: entre as medições, as portinholas se abrem e fecham automaticamente;
- Automática: os animais vão atravessando continuamente a plataforma (figura 3) e um sistema auxiliar de processamento determina o peso de cada animal a partir dos impactos das pisadas.

---

<sup>3</sup> Apesar de, na Física, *peso* significar massa vezes aceleração da gravidade, neste trabalho optamos por utilizar a linguagem coloquial, na qual a palavra peso é equivalente a massa corpórea.



Figura 1 e Figura 2 – Exemplos de balanças utilizadas para pesagem de gado.  
Retiradas de [4] e [5], respectivamente.

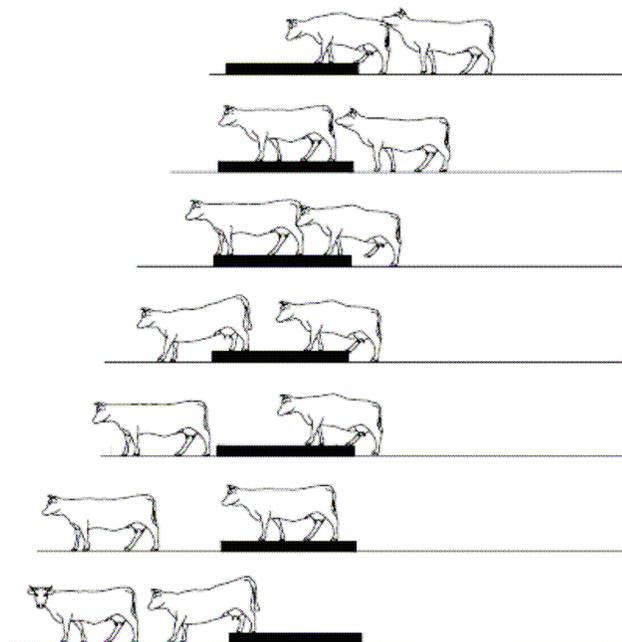


Figura 3 – Dois animais passando por uma balança com pesagem automática.

Retirado de [5].

Diversas soluções têm sido estudadas para facilitar a medição de peso de rebanhos. Para o gado suíno, foi sugerida a colocação de uma balança na frente do cocho [6], sendo que as medições são realizadas somente nas patas dianteiras. Como a proporção entre este

valor e o peso total do porco varia constantemente, é necessário pesar o animal inteiro uma vez a cada 14 dias.

Outros trabalhos encontrados descrevem formas de pesagem de gado utilizando uma balança estática [5][7][8]. Tal como mencionado anteriormente, a literatura reporta que o método é eficiente quando se trata de gado confinado, sendo particularmente interesse o gado leiteiro. Com foco nessa aplicação, foram desenvolvidos modelos aproximados de um bovino atravessando a plataforma, partindo do pressuposto de que seu movimento é regular e repetitivo e de que se desloca com velocidade constante. A preocupação nessas pesquisas é estimar a variação do valor medido durante o movimento do animal e também conseguir discernir se existe mais de um animal sobre a balança ao mesmo tempo, separando a parte do sinal que pertence a cada bovino.

## ***2.2 Formas de locomoção dos animais quadrúpedes***

Os mamíferos quadrúpedes de grande porte possuem, normalmente, três tipos de andamento (formas de movimento): o passo, o trote e o galope [9]. No passo, o animal mantém cada pata no solo durante mais de meio ciclo de movimento<sup>4</sup>, ou seja, ele movimenta somente uma das quatro patas por vez. No trote, os animais movimentam duas patas por vez (uma frontal e uma traseira de lado oposto), mantendo as outras duas no solo, como se parte frontal e a traseira fossem equivalentes a dois bípedes andando um atrás do outro, com pernas trocadas. No galope, curto ou longo, o tempo em que a pata fica no solo é menor do que meio ciclo de movimento, existindo um momento em que nenhuma das patas está em contato com o solo. A figura 4 mostra exemplos de um cavalo no passo (a), no trote (b) e no galope (c).

---

<sup>4</sup> Ciclo de movimento é o que ocorre entre o momento em que uma das patas do animal – aquela escolhida como referência – encosta no solo e o momento em que este movimento se repete.

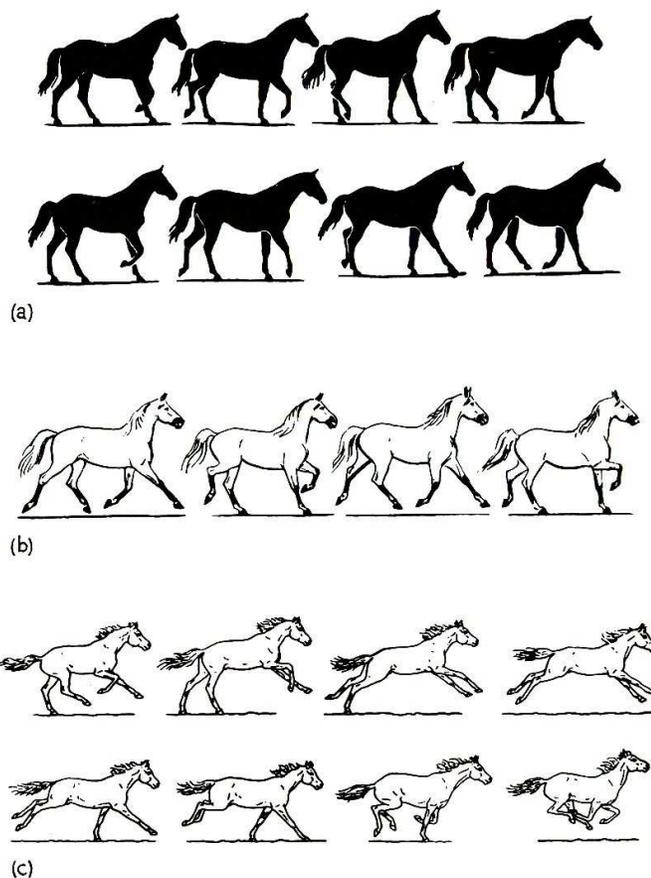


Figura 4 – Exemplos de movimentação de quadrúpede: (a) no passo, (b) no trote e (c) no galope.

Retirada de [9].

A tabela 1 mostra dados relativos às características das formas de movimentos de alguns tipos de quadrúpedes. Nela, **fator de trabalho** (*duty factor*) significa o tempo em que a pata fica no solo e **fase relativa** indica depois de quanto tempo, relativamente ao começo do ciclo, a pata encontra o solo (neste caso, a pata de referência considerada foi a dianteira esquerda).

<b>Fator de Trabalho</b>		<b>Andar</b>		<b>Trote</b>		<b>Galope curto</b>		<b>Galope (a)</b>		<b>Galope (b)</b>	
		> 0,5		0,3 – 0,5		0,3 – 0,5		< 0,4		< 0,4	
<b>Fase Relativa</b>	<b>Dianteira</b>	<b>Esquerda</b>	<b>Direita</b>	<b>Esquerda</b>	<b>Direita</b>	<b>Esquerda</b>	<b>Direita</b>	<b>Esquerda</b>	<b>Direita</b>	<b>Esquerda</b>	<b>Direita</b>
	<b>Traseira</b>	0	0,5	0	0,5	0	0,8	0	0,8	0	0,8
	0,75	0,25	0,5	0	0,8	0,5	0,6	0,5	0,5	0,6	

Tabela 1 – Características de alguns tipos de movimentação de um quadrúpede.

Adaptada de [9].

### 2.3 Modelo para pesagem automática de gado confinado

Cveticanin [5][8] considerou que, quando um bovino atravessa a balança, o seu movimento é o de trote, ou seja, é um movimento equivalente ao de dois bípedes andando juntos. Com isso, ele considerou somente uma parte do corpo e aproximou o andar de um bípede para um conjunto pêndulo + pêndulo invertido, conforme mostrado na figura 5.

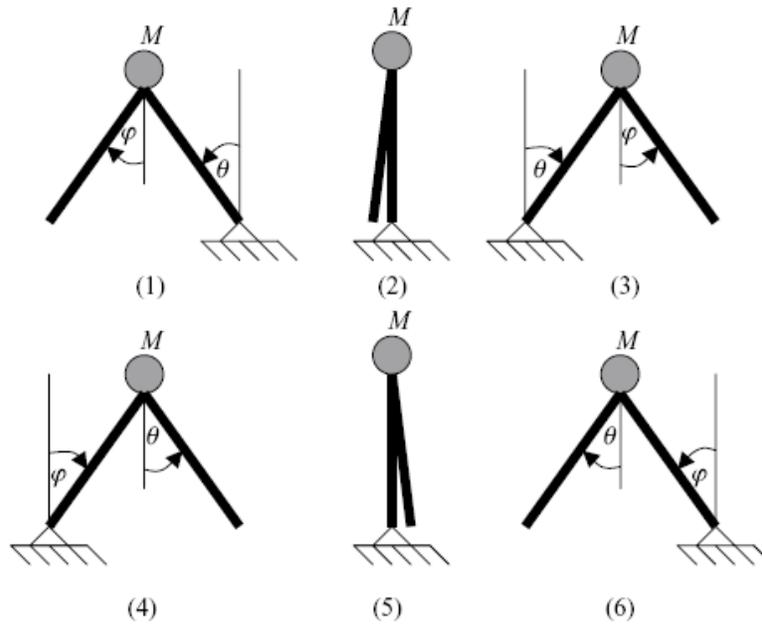


Figura 5 – Modelo pêndulo + pêndulo invertido do movimento de um bípede.

Retirado de [8].

A figura 6 mostra a distribuição das componentes das forças no modelo utilizado, as quais são decompostas nos eixos vertical e horizontal. Neste caso, Cveticanin optou pelo modelo de carga concentrada.

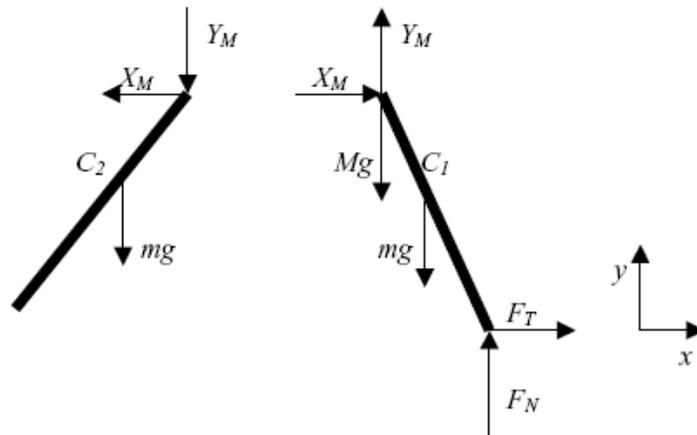


Figura 6 – Diagrama de forças do modelo pêndulo + pêndulo invertido.

Retirado de [8].

$$F_T = m(\ddot{x}_{C1} + \ddot{x}_{C2})$$

$$F_N = m(\ddot{y}_{C1} + \ddot{y}_{C2}) + g(M + 2m)$$

onde

$$x_{C1} = (l/2)\text{sen}\theta$$

$$x_{C2} = l\text{sen}\theta + (l/2)\text{sen}\varphi$$

$$y_{C1} = (l/2)\cos\theta$$

$$y_{C2} = l\cos\theta + (l/2)\cos\varphi$$

Onde:

$M$  = massa do corpo do animal [kg];

$m$  = massa média de um membro [kg];

$g$  = aceleração da gravidade [ $\text{m/s}^2$ ];

$l$  = tamanho médio de um membro [m];

$\theta$  e  $\varphi$  = ângulos indicados na figura 5.

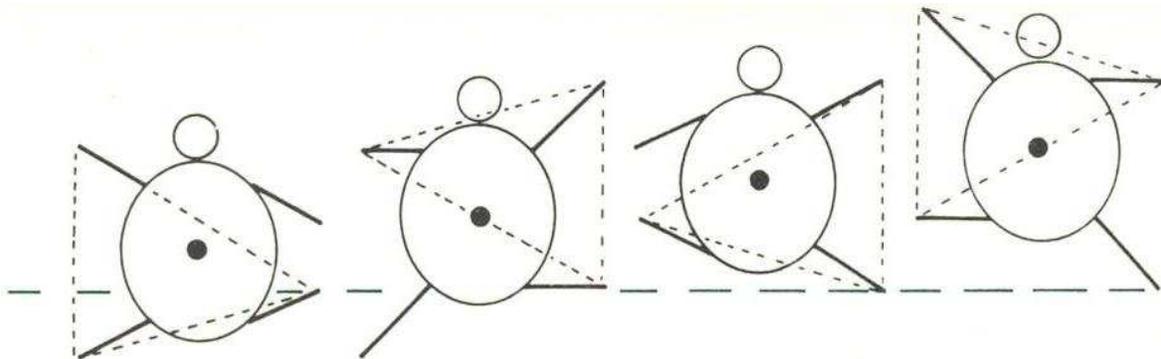
## 2.4 Gado não confinado

O modelo proposto por Cveticanin no item anterior foi feito para prever com boa precisão a variação existente nos valores medidos enquanto o animal se move. Porém, esse modelo considera somente o intervalo em que uma pata está no ar e a outra no solo, referente ao balanço do animal, desprezando os momentos em que a pata encosta e sai do solo. Outro problema é que o modelo prevê conhecimento *a priori* do tamanho dos

membros do animal, do ângulo médio de abertura entre eles e do peso relativo entre eles e o resto do corpo. Isso não é um complicante para o ambiente de estudo do trabalho do autor, uma vez que vacas leiteiras que já chegaram a sua fase adulta não alteram mais, de forma significativa, as suas proporções. Porém, no período de crescimento do animal, esses valores são alterados constantemente, não podendo ser utilizados como parâmetro conhecido.

Outro aspecto a ressaltar é que, no equacionamento proposto por Cveticanin, o termo  $g(M + 2m)$  é constante no tempo, sendo o único termo que contém a massa do corpo do animal. Nesse caso, eles utilizam uma balança baseada em sensores do tipo *strain gauge*, que consegue fazer medições estáticas, diferentemente do sensor piezoelétrico, escolhido neste trabalho.

Deve-se considerar também que o bovino, por ser um quadrúpede de grande porte, anda durante a maior parte do tempo utilizando as patas para manter uma triangulação de apoio do seu corpo, de forma que o seu centro de massa sempre fique dentro deste triângulo, como mostra a figura 7.



**Figura 7 – Movimento de patas de um quadrúpede de grande porte em relação ao tamanho de seus membros, enquanto anda.**

**Adaptada de [10].**

Quando colocamos o sensor no bovino, os dados são medidos o tempo todo. Faz-se necessário, portanto, ou um modelo para cada tipo de movimento importante, ou então a utilização de um modelo para um só tipo de movimento e o descarte de dados quando confirmados como não pertencentes ao tipo modelado.

### 2.4.1 Anatomia do pé do bovino

Para estudar e sugerir o modelo que medição a ser adotado no sistema, é preciso saber exatamente em que parte do animal este sensor será colocado. Isso requer diversos estudos e testes *in situ*, que não entram no escopo deste trabalho. Entretanto, para a realização das medições, é necessário um modelo que seja o mais próximo possível do final. Para isso, tentaremos indicar a região do animal mais provável para receber o sensor.

O ideal é que ele fique o mais próximo do chão possível, onde a força peso está toda concentrada, ou seja, nos pés. O problema agora está em definir qual local do pé é o mais apropriado. Na figura 8, foi feito um corte longitudinal de um pé do bovino, o qual detalha a estrutura óssea junto com as camadas de tecidos moles.

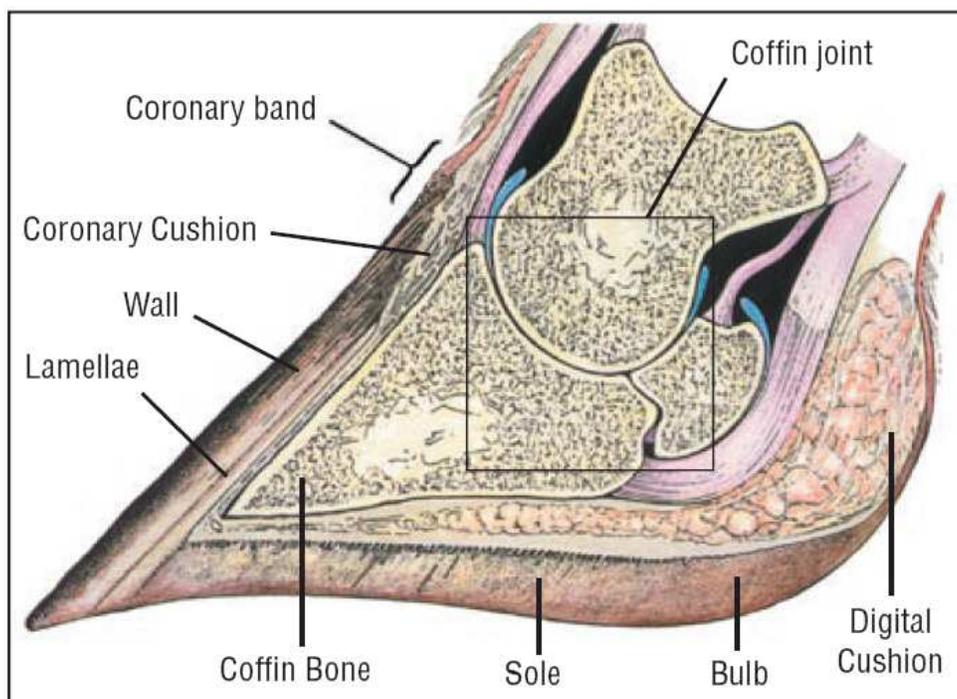


Figura 8 – Anatomia de uma pata bovina<sup>5</sup>.

Retirada de [11].

<sup>5</sup> Tradução: Banda coronária (*Coronary band*); Coxim coronário (*Coronary Cushion*); Parede (*Wall*); Lâmina (*Lamellae*); Falange distal (*Coffin Bone*); Sola (*Sole*); Região bulbar (*Bulb*); Coxim digital (*Digital Cushion*); Articulação interfalângica distal (*Coffin joint*).



**Figura 9 – Pata bovina.**

**Retirada de [12].**

Como mostra a figura 9, o pé possui dois dígitos, sendo que cada um é envolto por um estojo córneo, chamado casco, cuja espessura é de aproximadamente 1 cm. Juntos, os dígitos permitem o apoio do animal no solo. Sendo assim, diferentemente do cavalo que possui somente um dígito de apoio, não é possível colocar ferradura no pé de um bovino, pois haverá perda da mobilidade dos dígitos. Isso poderia ser solucionado colocando-se duas ferraduras por pé. Porém, o casco não possui espessura suficiente para ser perfurado, devido a possibilidade de trazer problemas de infecção no tecido vivo do pé.

Se, em vez de o sensor ser fixado com uma ferradura, o mesmo fosse colado na região plantar do pé, ele provavelmente não teria uma vida útil longa, devido ao desgaste que a sola possui ao atritar com o chão. Outra opção para prender o sensor no pé seria colá-lo na parte lateral do casco. Sabendo que essa cresce constantemente, de forma que o tempo para as células encontradas na raiz da unha chegarem à ponta é de aproximadamente um ano, é necessário colocar o sensor na região mais próxima possível de sua raiz.

# Capítulo 3

## Proposição de modelo

Com o intuito de realizar medições no laboratório, vamos nos ater ao caso em que o bovino está trotando e considerar que o movimento realizado pelas partes dianteira e traseira do animal pode ser aproximado para o de dois bípedes, como explicado no item 2.2. Dessa forma, é possível utilizar pessoas como amostras, em substituição aos animais.

Como dito, o modelo do item 2.3 não leva em consideração os momentos em que a pata é colocada ou tirada do solo, além de não ser adequado para sensores que não meçam carga estática, o que significa que teremos que utilizar outro modelo para nossas medições. Considerando a complexidade do processo de locomoção humana, vamos tentar encontrar o modelo mais simples possível e adequar os testes, evitando que as pessoas andem de forma diferente da abordada no modelo.

### **3.1 Andar humano**

A substituição de animais por pessoas neste trabalho é devida à necessidade de conseguir fazer todas as medições em laboratório e também à possibilidade de conseguir uma variação expressiva nos pesos das amostras. A figura 10 mostra a direção da força aplicada no solo durante a locomoção em três estágios e a figura 11, as componentes vertical e horizontal desta força.

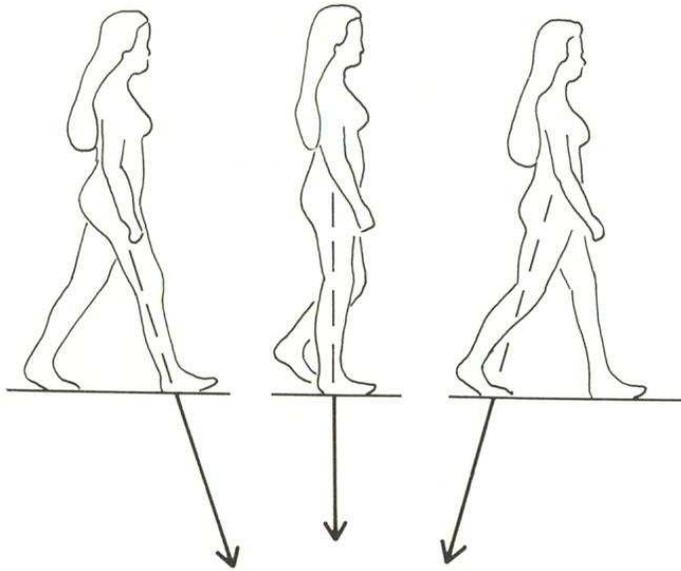


Figura 10 – Força exercida por um pé enquanto uma pessoa anda, em 3 estágios.

Retirada de [10].

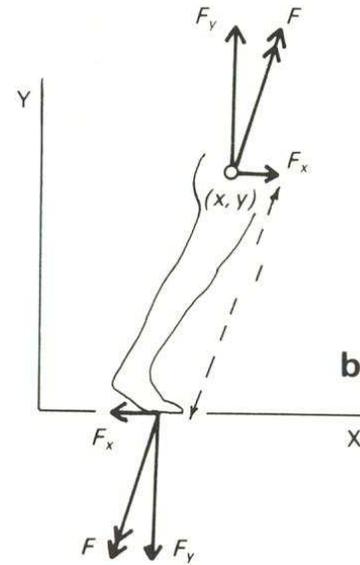


Figura 11 – Diagrama de forças existentes durante o movimento.

Retirada de [10].

A figura 12 mostra componentes de força vertical ( $F_y$ ) e horizontal ( $F_x$ ) para uma pessoa andando devagar (a), rapidamente (b) e correndo (c). Essas curvas foram medidas por dinamômetros conectados a uma plataforma móvel.

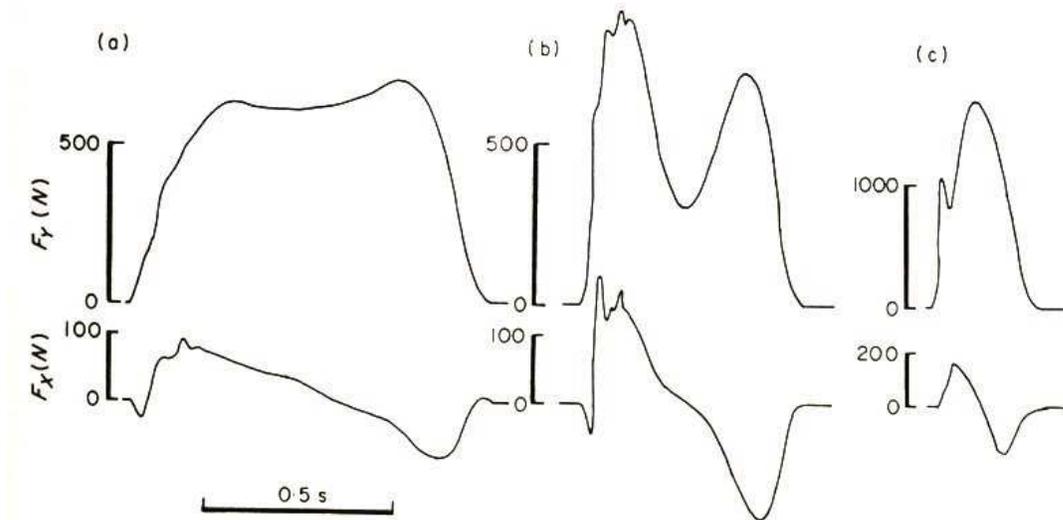


Figura 12 – Gravação de das componentes de força vertical ( $F_y$ ) e horizontal ( $F_x$ ) de uma pessoa (a) andando devagar, (b) andando (rápido) e (c) correndo.

Retirada de [10].

Para este trabalho, vamos nos restringir ao caso em que a pessoa está andando.

## O pé humano

Na figura 13 é encontrado um desenho de um pé humano e também sua estrutura óssea. Por esta estrutura, vemos que existem dois apoios principais do pé no solo: o osso situado no calcanhar (calcâneo) e a região frontal do pé, próxima aos dedos.

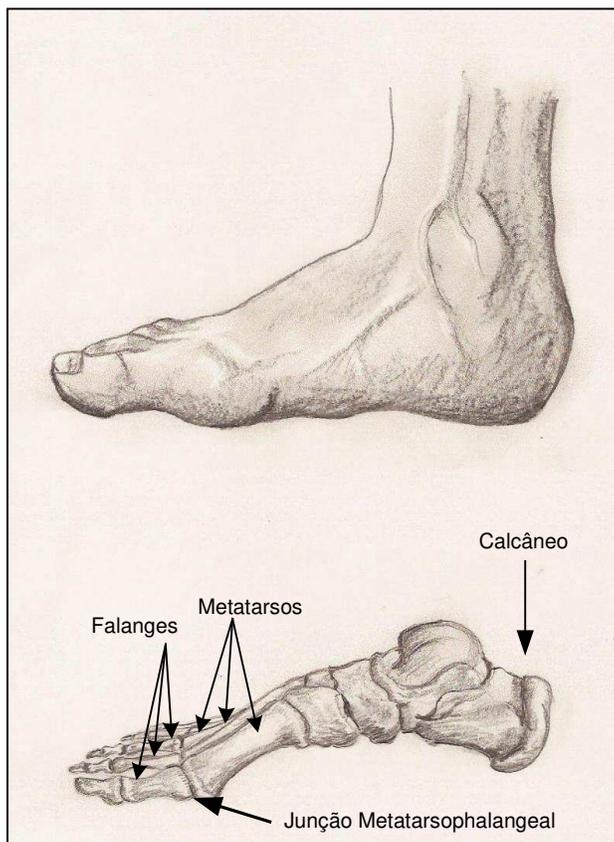


Figura 13 – Pé humano (acima) e detalhe de sua anatomia óssea (abaixo).

Adaptada de [13].

A figura 14 mostra como a estrutura óssea fica quando uma pessoa está dando um passo à frente, detalhando o eixo de rotação do tornozelo e também a junção metatarsophalangeal (junção dos ossos metatarsos com as falanges), região em que a força é aplicada ao solo.

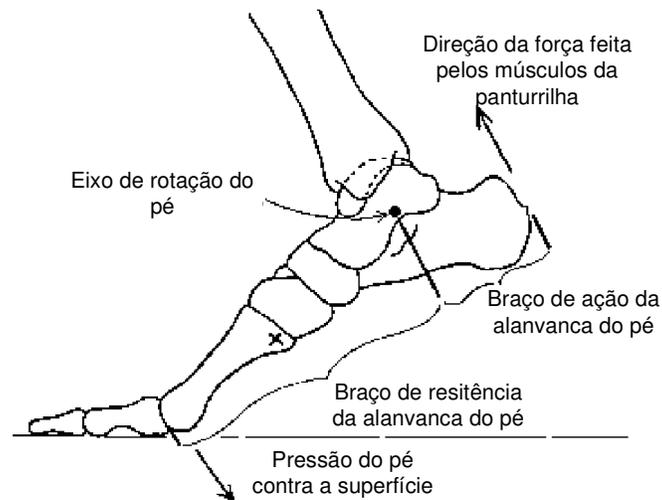


Figura 14 – Detalhe da alavanca feita pela estrutura óssea do pé durante a locomoção.

Adaptada de [14].

Voltando para a figura 12 (a), podemos fazer uma análise agora do que ocorre com a força vertical aplicada pelo pé no solo. A inclinação de subida é dada quando o calcanhar alcança o solo, chegando ao seu valor máximo no momento em que o calcanhar está com toda a força aplicada pela perna sobre ele (uma parte do outro pé ainda está em contato com o chão). Conforme o pé vai aumentando a sua região de contato, a força permanece praticamente constante, até o momento em que a região da junção metatarsophalangel também se encosta ao solo. Nesse momento a força aumenta um pouco devido à saída completa do outro pé do chão. Também, nesse instante, o calcanhar começa a se afastar do chão. Quando a região frontal do pé vai se desgrudando do solo, a força cai até ficar nula.

### 3.2 Sensor a ser utilizado

Hoje em dia, a medição da massa de um corpo através da medição da força *Peso* é feita através de um componente chamado célula de carga [15], cuja alma é o sensor denominado extensômetro, ou *strain-gauge*. Esse sensor possui uma resistência variável conforme ocorre o estreitamento ou dilatação de sua seção transversal. Nas células de carga, normalmente são utilizados quatro sensores formando uma ponte de Wheatstone [16] e a diferença de tensão medida na ponte corresponde à força aplicada na célula.

Essa tecnologia já é bem difundida e consolidada, porém os sensores *strain-gauge* são delicados, de custo relativamente alto e, como dito, são necessários quatro sensores

para obter uma medida exata. Além disso, a sua fixação tem que ser precisa e requer bastante habilidade.

Considerando esses fatores, faz-se necessário procurar outro tipo de sensor. A solução aqui adotada é a utilização de sensores do tipo piezoelétrico. A empresa Kistler [17] listou diversas vantagens desse tipo de sensor, em comparação com o *strain-gauge*, das quais são destacadas algumas importantes para este trabalho:

- Faixa de medição de força extremamente ampla (de até seis décadas);
- *Design* compacto em relação à faixa de medição;
- É protegido contra sobrecarga, livre de fadiga e com alta durabilidade;
- Tempo de vida quase que ilimitado;
- Baixa sensibilidade a interferência;
- De fácil soma de sinais, feita através de conexões em paralelo.

### **3.2.1 Sensor piezoelétrico**

#### **Breve histórico**

Em 1880, os irmãos Pierre e Jacques Curie perceberam que, quando uma pressão é aplicada a certos tipos de cristais, estes ficam polarizados eletricamente, sendo que a amplitude de tensão de polarização é proporcional à força aplicada. Pouco tempo depois, foi mostrada também a existência do efeito inverso, ou seja, aplicando-se uma diferença de potencial elétrico, as dimensões do sensor são modificadas, comprimindo ou aumentando, dependendo da polaridade da tensão aplicada. Apesar dessa descoberta, o seu desenvolvimento tecnológico só se deu na década de 1940, quando surgiram as primeiras substâncias piezoelétricas sintetizadas [18].

#### **Funcionamento**

Diversos materiais possuem efeito piezoelétrico. Isso ocorre quando os átomos formam uma rede cristalina que possui diversas cargas internas, como se fossem pequenos capacitores. Quando polarizadas, todas essas cargas se alinham, conforme mostra a figura 15.

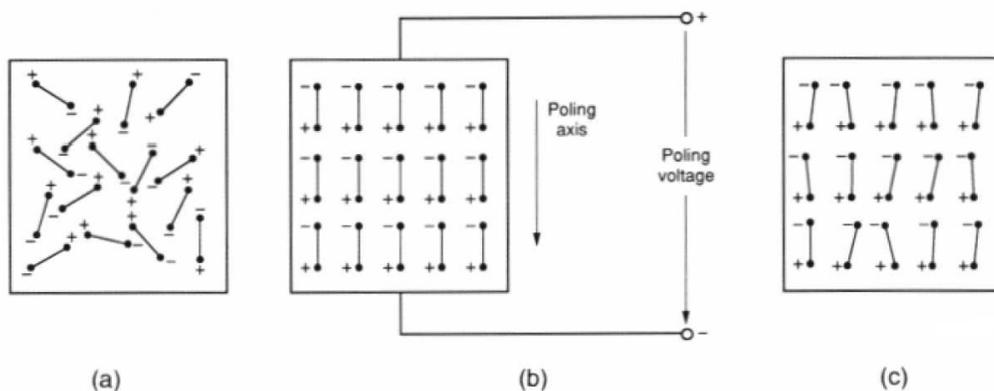


Figura 15 – Diagrama de cargas de um sensor piezo (a) antes da polarização, (b) durante a polarização e (c) após ser polarizado<sup>6</sup>.

Retirada de [19].

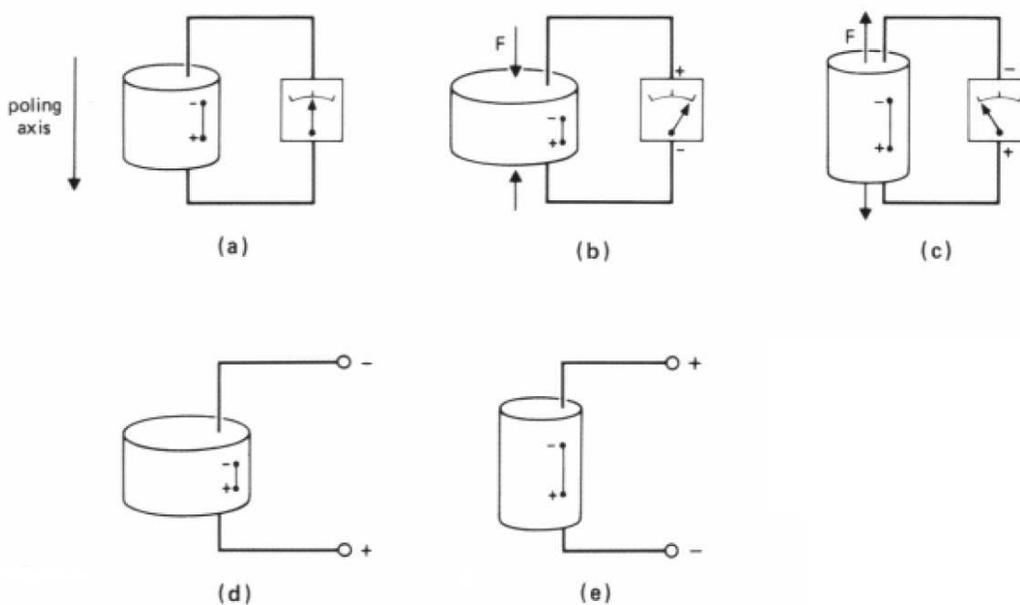


Figura 16 – Relação tensão x força em um sensor piezoelétrico quando (a) não existe tensão ou força aplicada, (b) um força comprime o sensor, (c) uma força estica o sensor, (d) uma tensão é aplicada no sentido da polarização e (e) uma força é aplicada no sentido contrário à polarização<sup>6</sup>.

Retirada de [19].

Após a sua polarização, sempre que uma força for aplicada para contrair o material, é como se as paredes dos capacitores estivessem mais próximas, fazendo com que apareça uma diferença de potencial nos pólos, como mostra a figura 16, causada pelas cargas que são expelidas do material. Assim que a força é retirada, o material volta ao seu estado

<sup>6</sup> Tradução: eixo de polarização (*poling axis*) e tensão de polarização (*poling voltage*)

inicial, atraindo novamente as cargas, fazendo com que o material volte a neutralizar sua carga total.

De forma análoga, quando uma força aplicada dilata o material, este apontará uma tensão negativa, indicando que o material está atraindo carga para manter seu equilíbrio. Essa variação de tensão que ocorre é proporcional à força aplicada.

Também na figura 16, itens (d) e (e), é mostrado o efeito contrário, ou seja, quando os pólos do sensor são submetidos a uma diferença de potencial, o material se deforma, contraindo ou dilatando dependendo da polarização da tensão aplicada.

Na prática, a resistência final de isolamento do material faz com que não seja possível armazenar cargas por tempo indefinido, não permitindo medição de força estática com sensores piezoelétricos [17]. Isso significa que o sensor responde a variação de força, mas quando esta permanecer constante, o sensor volta a ficar sem diferença de potencial entre seus terminais.

Devido ao fato de piezoelétricos só medirem variação de força, praticamente todo o mercado só utiliza o *strain-gauge* para medição de peso. Uma das exceções encontradas é a empresa Thermocoax [20], que criou um sistema de pesagem de automóveis utilizando cabos revestidos de material piezoelétrico presos na pista. A medição é feita enquanto as rodas ultrapassam os sensores.

O desafio está, portanto, em mostrar que é possível utilizar o sensor piezoelétrico para a medição de peso de um animal. Isso será tratado nos próximos capítulos deste trabalho.

### **3.3 Modelo proposto**

#### **Medição com o sensor**

O sensor piezoelétrico mede variação de pressão ( $\Delta P$ ), transformando esta variação em carga elétrica ( $Q$ ).  $Q$  também depende da área do sensor sobre pressão, portanto temos que [20]

$$Q = k \cdot \left( \frac{\Delta P}{\Delta t} \right) \cdot A_s$$

Onde:

$k$  = constante;

$A_s$  = área do sensor sob pressão.

$$\Rightarrow \Delta P = \frac{Q}{k.A_s} \Delta t$$

$$\therefore P = \frac{1}{k.A_s} \int Q dt$$

Como  $k$  é constante e assumindo que a área do sensor é bem menor do que a área da sola do pé, ou seja, a área sob pressão do sensor é sempre a total, podemos simplesmente dizer que

$$P \propto \int Q dt$$

Sabendo que a pressão é a força dividida pela área na qual ela é aplicada, ou seja

$$\Delta F = A.\Delta P$$

Podemos dizer que

$$F \propto \int Q dt \quad (1)$$

## Força aplicada

Sabe-se que o sensor piezoelétrico possui sensibilidade tanto transversal quanto longitudinalmente. Como neste trabalho o que nos interessa é somente a componente vertical da força aplicada, é possível escolher um sensor que possua uma sensibilidade muito maior com relação à força transversal do que com a longitudinal [18]. Será considerado, portanto, que o sensor mede somente a força  $F_y$ .

Como visto no item 3.1, são dois os principais pontos de apoio do pé no chão, portanto no modelo que vamos adotar são utilizados dois sensores por pé, um para cada uma das regiões de apoio indicadas.

Tomando como base a figura 12 (a), podemos fazer uma aproximação grosseira da curva da força aplicada no sensor para um trapézio, como mostra a figura 17-a. Como agora, ao invés de medir a força aplicada pelo pé, teremos medições separadas da força aplicada pelo calcanhar e pela região frontal do pé, significando que a aproximação utilizada pode ser aproximada para uma forma triangular em cada sensor (figura 17-b).

Dessa forma a derivada do sinal será uma constante positiva enquanto a força aplicada aumenta e uma constante negativa (de igual módulo) quando a força aplicada diminui. A figura 17-c mostra o gráfico da derivada da força aplicada.

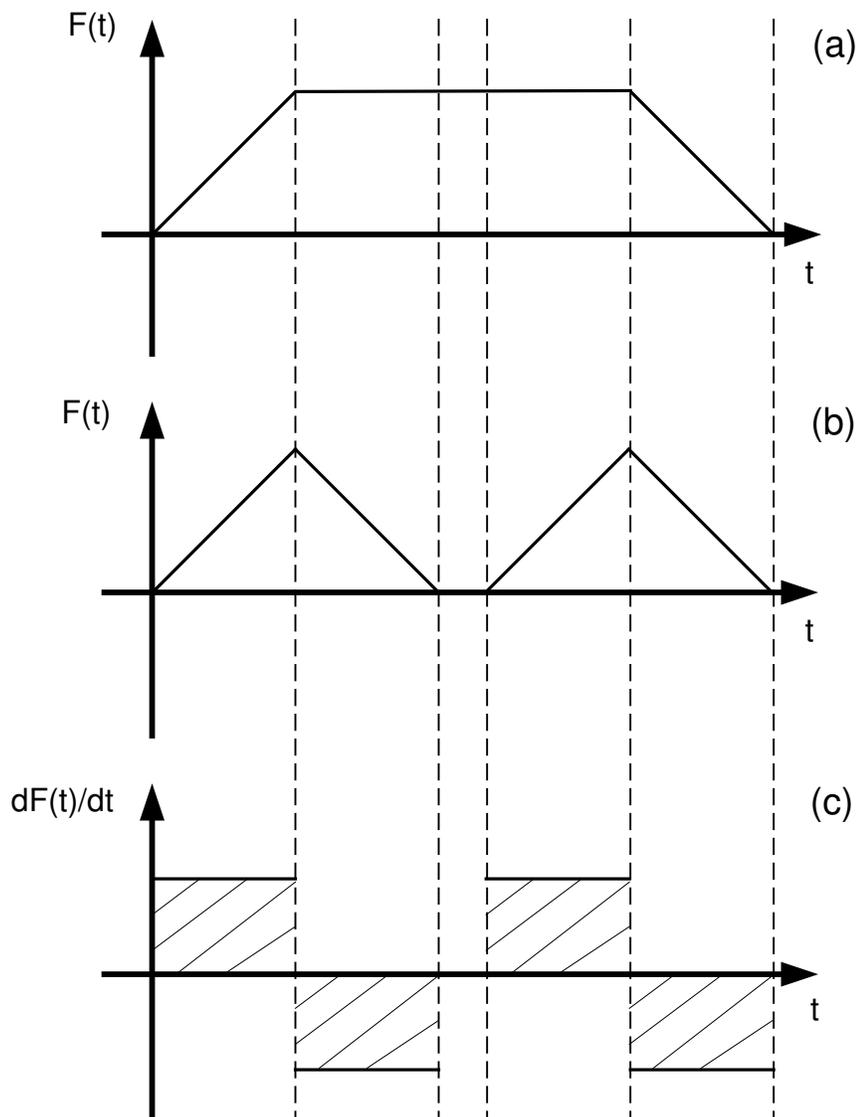


Figura 17 – (a) Aproximação da força aplicada pelo pé no solo para um trapézio, (b) forças aplicadas pelo calcanhar e pela parte frontal do pé, separadamente e (c) sua derivada.

Se calcularmos a área total, ou seja, a integral da função derivada, o seu valor será zero, pois a variação de força entre o instante inicial e final da curva é nula. Porém, se considerarmos somente a área da curva do ponto em que a força começa a ser aplicada até o seu valor máximo, teremos

$$\Delta F = F_{final} - F_{inicial} = F_{máximo} - F_{inicial} \quad (2)$$

Como a força inicial é nula, o valor desta variação equivale a seu valor final, ou seja, o valor máximo. Se fizermos o mesmo para a parte em que a força decresce, teremos o mesmo resultado, porém com sinal invertido, pois neste caso a força inicial é a máxima e a final é nula.

Na natureza, não existem trocas bruscas de estado como sugere a aproximação realizada, o que significa que a função derivada vai começar e terminar com valor nulo. Uma curva mais próxima da real é a meia senóide (figura 18), que possui variação contínua durante todo o seu intervalo. A empresa Measurement Specialities [21] mostra uma simulação desse tipo de onda em um circuito R-C ( $R = 10 \text{ M}\Omega$  e  $C = 1,5 \text{ nF}$ ) para representar um sensor piezoelétrico qualquer. Esses valores foram escolhidos arbitrariamente, com o intuito de mostrar o princípio de funcionamento do sensor, por isto, as dimensões dos valores não foram colocadas.

Na figura 19 é mostrado o espectro em frequência da meia senóide. Em seqüência, aparecem o filtro equivalente do modelo R-C do sensor e a aparência do espectro na saída do filtro. Por fim, na figura 22 temos a forma de onda resultante do sistema. Como esperado, é possível perceber uma crista positiva e uma simetricamente invertida, que são referentes à parte de aclave e declive da meia senóide, respectivamente.

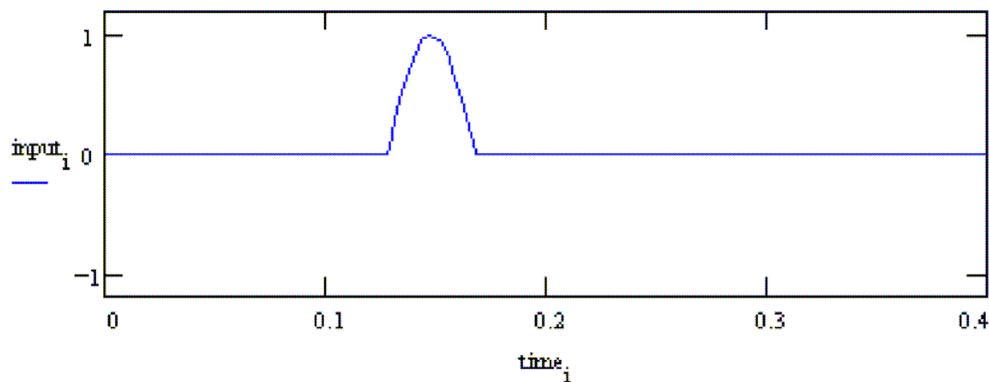


Figura 18 – Forma de onda da entrada.

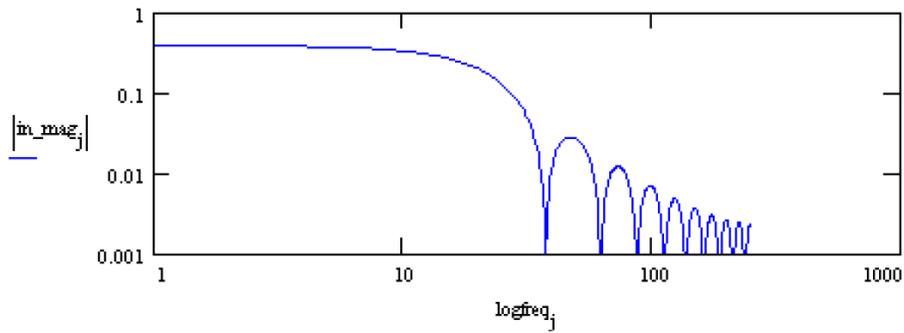


Figura 19 – Espectro em frequência da entrada

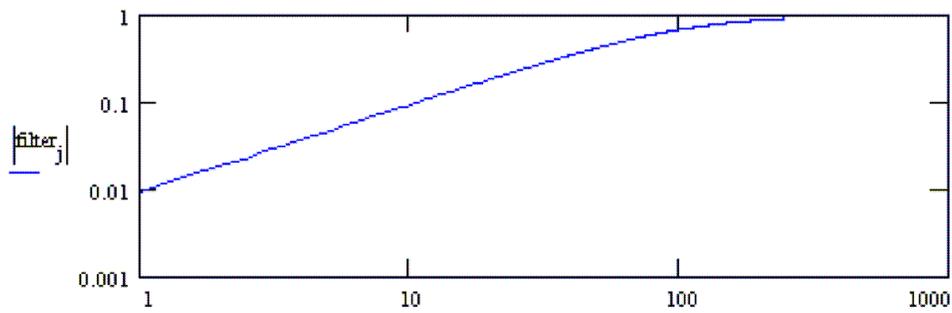


Figura 20 – Característica do filtro equivalente.

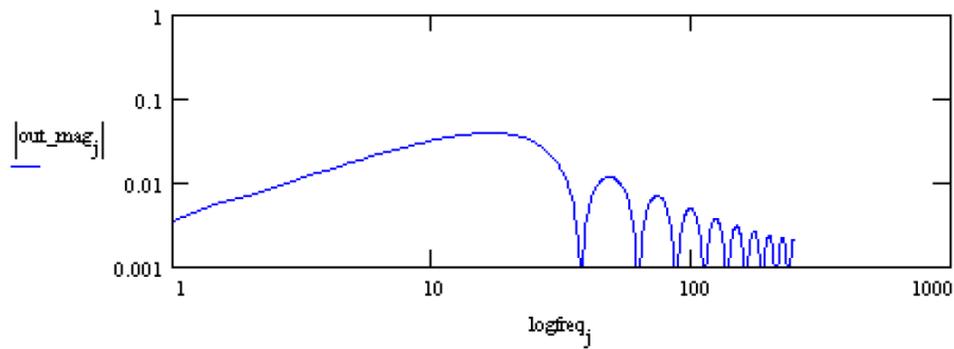


Figura 21 – Espectro em frequência da saída.

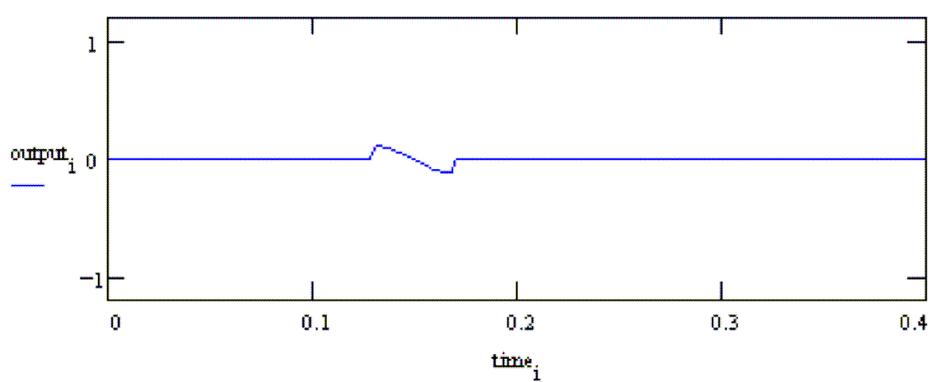


Figura 22 – Forma de onda da saída.

Figura 18 à figura 22 retiradas de [22].

Como mostrado, é possível calcular o valor da força máxima aplicada no sensor utilizando somente a parte positiva do sinal ou somente a negativa. Neste trabalho, para evitar que interferências no circuito prejudiquem a decisão sobre até que ponto o sinal é positivo ou negativo, optou-se por calcular a área do módulo do sinal total, encontrando assim o dobro do valor da força máxima. As análises foram feitas desconsiderando este fator multiplicativo, já que o mesmo aparece em todos os resultados.

Portanto, é possível obter os valores de força máxima aplicada pelo calcanhar e pela região frontal do pé separadamente, utilizando um sensor para cada região.

Voltando para as equações (1) e (2), considerando força inicial nula, temos então

$$F_{m\acute{a}xima} \propto \int Qdt$$

Vamos supor agora que esta força máxima seja proporcional à força peso ( $W$ ). Então, teremos

$$W \propto \int Qdt$$

Na prática, essa suposição não é sempre válida, pois a cada momento um obstáculo diferente pode aparecer, ou o tipo de solo mudar, de forma a modificarmos a força aplicada ao solo. Porém, se consideramos o nosso caminhar um processo contínuo, no qual temos cerca de 2000 passos por quilômetro andado, podemos ver o problema por um outro ponto de vista. Não mais calcularemos os dados ponto a ponto, mas sim utilizaremos a média dos valores como indicativo da probabilidade dos acontecimentos. Ou seja, podemos estimar a força *Peso* através da média sucessiva dos  $n$  últimos valores medidos.

Assim temos que

$$W \propto \text{m\acute{e}dia}\left\{\int Qdt\right\}$$

Como é preciso transformar a variação de carga em variação de tensão, para que esta seja lida pelo sistema, podemos dizer que

$$W = K.\text{m\acute{e}dia}\left\{\int Vdt\right\} \quad (3)$$

Onde  $K$  é uma constante que pode ser encontrada a partir de uma calibração inicial, ou seja, sabendo o valor da força *Peso* no início das medições. Para cada amostra, existe um valor de  $K$  diferente, que pode variar com o passar do tempo, sendo talvez necessárias calibrações periódicas que podem ser feitas juntamente com a vacinação do animal.

# Capítulo 4

## Materiais e métodos

### 4.1 Sistema de medição

Como visto, foi escolhida a utilização de quatro sensores, dois por pé. Cada sensor é conectado a um circuito que faz o condicionamento dos sinais adquiridos. É então feita a conversão analógico-digital por um microcontrolador, que transmite todos os dados digitalizados para um computador, via porta serial. Através de um *software*, os dados são gravados pelo PC, onde são feitos também os processamentos necessários para chegarmos ao valor final, que é a estimativa do peso da amostra medida. Todos os circuitos foram alimentados com tensão DC em 5 V. Para isso foi utilizada uma bateria de 12 V ligada ao regulador de tensão LM7805 [23].

A figura 23 apresenta o diagrama em blocos da montagem realizada.

#### 4.1.1 Sensor utilizado

Para o trabalho, foi procurado um sensor de fácil acesso no mercado, que tivesse sensibilidade transversal bem maior do que a longitudinal, que respondesse a uma força aplicada de pelo menos 150 kgf<sup>7</sup> e que fosse de fácil manuseio e utilização.

O sensor escolhido foi o FS-2513P, fabricante Pro-Wave Electronics Corporation [24]. Ele é baseado em um filme polimérico do tipo Polifluoreto de Vinilideno (PVF2). A figura 24 mostra detalhes da construção do sensor e a figura 25, a resposta em frequência do sensor escolhido.

---

<sup>7</sup> Quilograma-força (kgf) é uma unidade definida como sendo a força exercida por uma massa de um quilograma sujeita à gravidade terrestre [16].

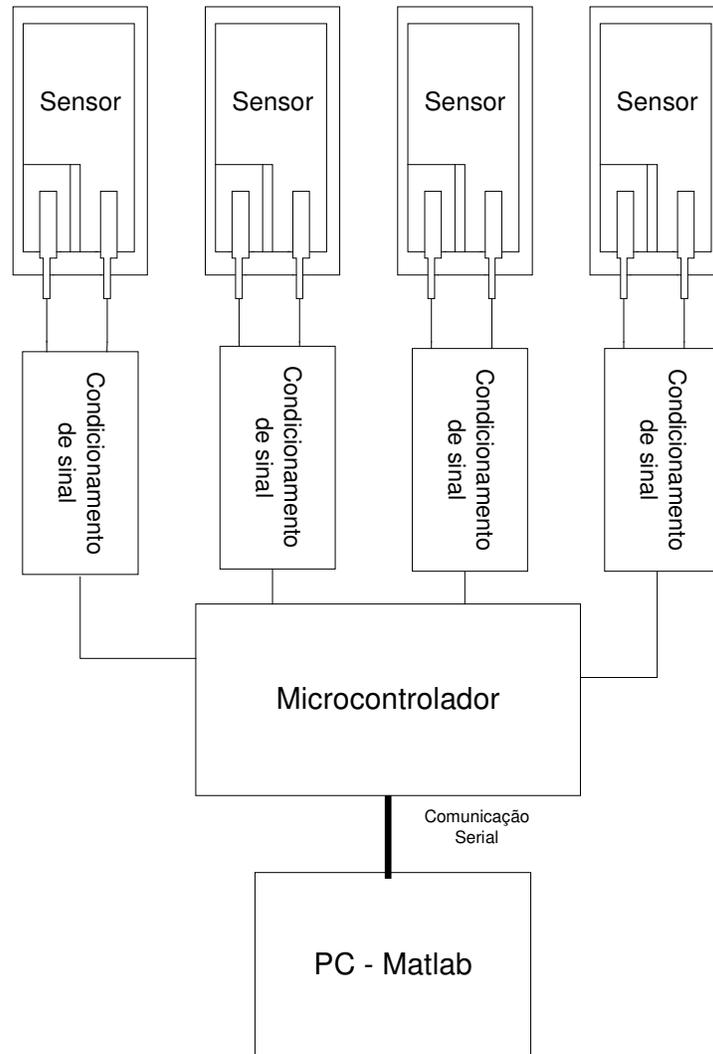


Figura 23 – Diagrama do sistema de medição.

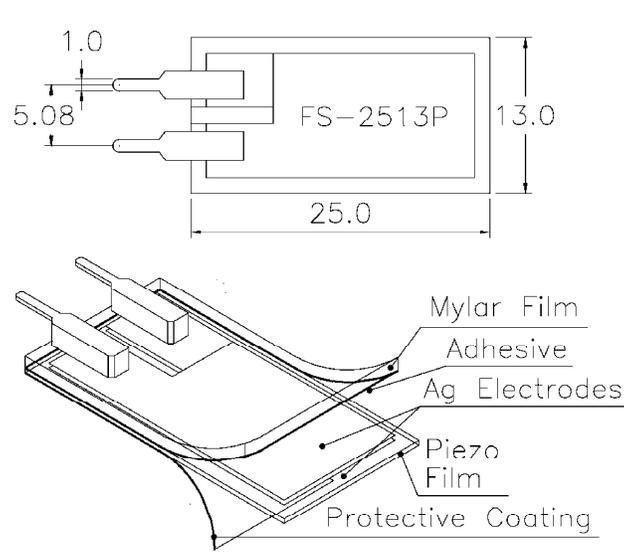


Figura 24 – Detalhes do sensor utilizado<sup>8</sup>.  
Distâncias dadas em milímetro. Retirada de [24].

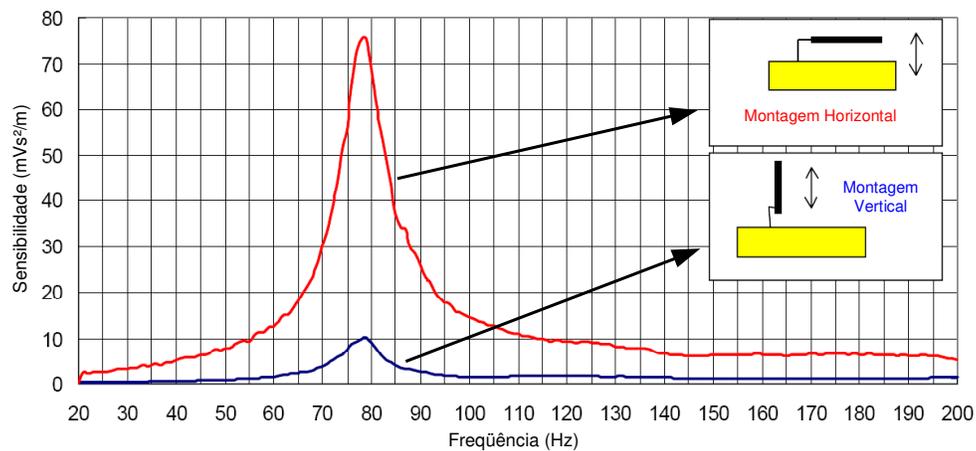


Figura 25 – Resposta em frequência do sensor FS-2513P.  
Adaptada de [24].

#### 4.1.2 Circuito de condicionamento

Como base do circuito, foi utilizado o amplificador sugerido pelo próprio fabricante do sensor utilizado [24]. A adaptação realizada foi a retirada de uma parte do circuito utilizada para gerar um sinal de *trigger*. A figura 26 mostra o esquemático do circuito utilizado.

<sup>8</sup> Tradução: filme de Mylar (*Mylar Film*), adesivo (*Adhesive*), eletrodos de prata [Ag] (*Ag Electrodes*), filme de piezoelétrico (*Piezo Film*) e revestimento protetor (*Protective Coating*).

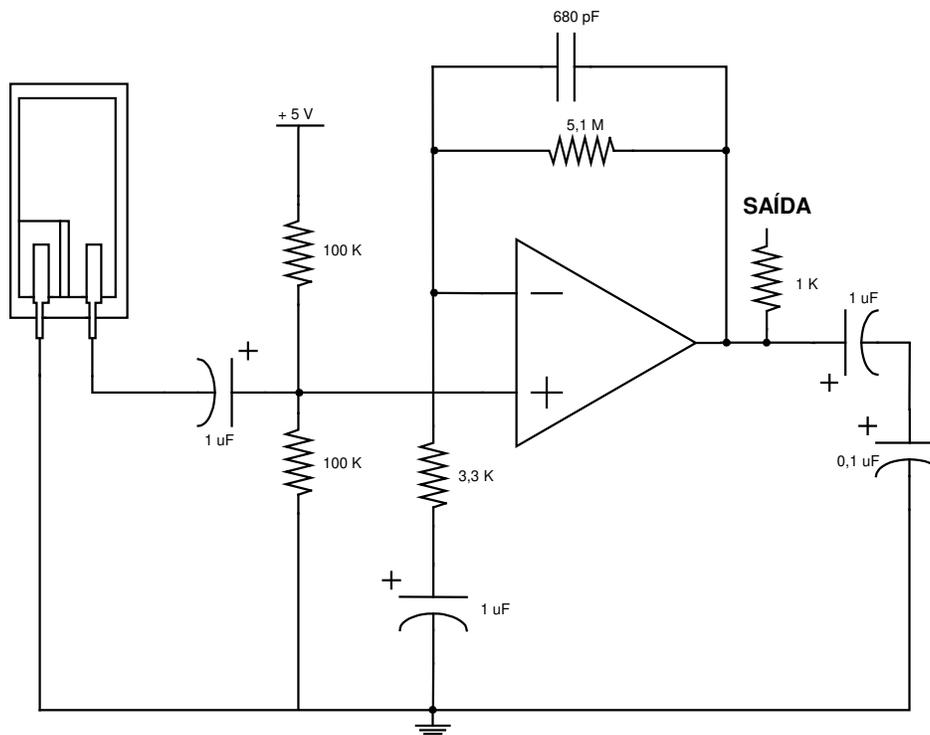


Figura 26 – Circuito de condicionamento do sinal piezoelétrico.

Pelo fato de o sensor possuir altíssima impedância de saída, é necessário que o amplificador operacional possua esta mesma característica em sua entrada. Isso impede que o fluxo de carga seja consumido pelo próprio amplificador. Por possuir entrada do tipo J-FET, o componente TL084 [25] foi escolhido.

Para a análise do circuito, vamos dividi-lo em duas partes. A primeira inclui uma capacitância variável que representa o sensor, o capacitor de 1  $\mu\text{F}$  conectado ao sensor e o circuito equivalente de Thévenin visto no outro terminal do capacitor, como mostra a figura 27. Por essa representação, podemos ver que, se a capacitância do sensor não variar, a tensão  $V_e$  é de 2,5V. Quando a pressão sobre o sensor for alterada, também se altera a quantidade de carga nele, mudando a tensão sobre ele e consequentemente a tensão de  $V_e$ . Portanto, essa parte do circuito é responsável por fazer a conversão da variação de carga do sensor em variação de tensão.

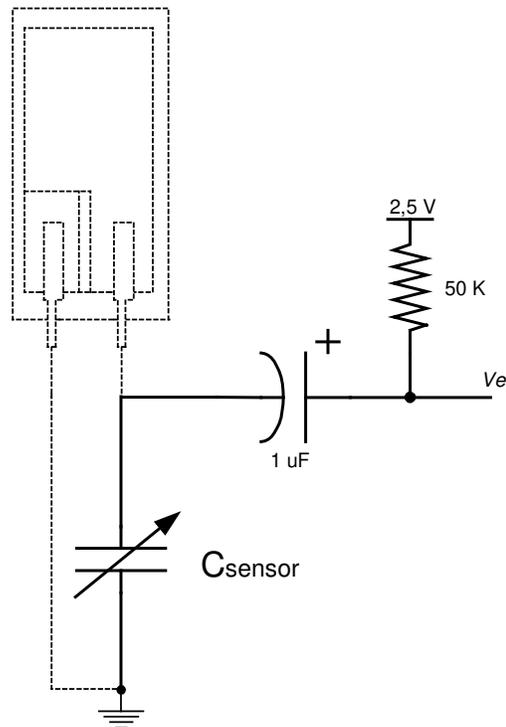


Figura 27 – Circuito equivalente de Thévenin da entrada.

A segunda parte do circuito é responsável por fazer a amplificação e filtragem do sinal de tensão  $V_e$ . Para fazer o cálculo do ganho e da faixa de frequência de passagem desse circuito, vamos utilizar o circuito simplificado da figura 28.

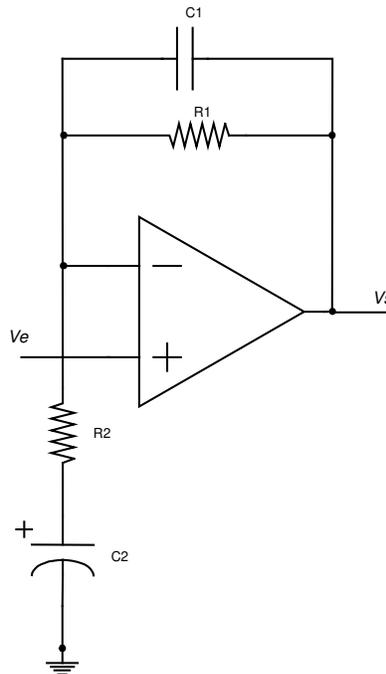


Figura 28 – Circuito simplificado para análise.

Calculando a função de transferência do circuito, temos:

$$\frac{V_e - V_s}{R_1 // \frac{1}{sC_1}} = \frac{-V_e}{R_2 + \frac{1}{sC_2}}$$

$$V_e \left( 1 + \frac{R_1 // \frac{1}{sC_1}}{R_2 + \frac{1}{sC_2}} \right) = V_s$$

$$\frac{V_s}{V_e} = \left( 1 + \frac{R_1}{1 + sC_1R_1} \cdot \frac{sC_2}{sC_2R_2 + 1} \right) = \frac{(1 + sC_1R_1)(1 + sC_2R_2) + sR_1C_2}{(1 + sC_1R_1)(1 + sC_2R_2)}$$

$$\frac{V_s}{V_e} = \frac{1 + s(C_1R_1 + C_2R_2 + C_2R_1) + s^2R_1C_1R_2C_2}{1 + s(C_1R_1 + C_2R_2) + s^2R_1C_1R_2C_2}$$

A banda de passagem do sinal foi definida pelo próprio fabricante. O ganho foi calculado de forma que a excursão do sinal não sature. Utilizando os valores de resistência e capacitância do circuito da figura 26, as respostas em frequência da magnitude e fase da função de transferência calculada aparecem na figura 29.

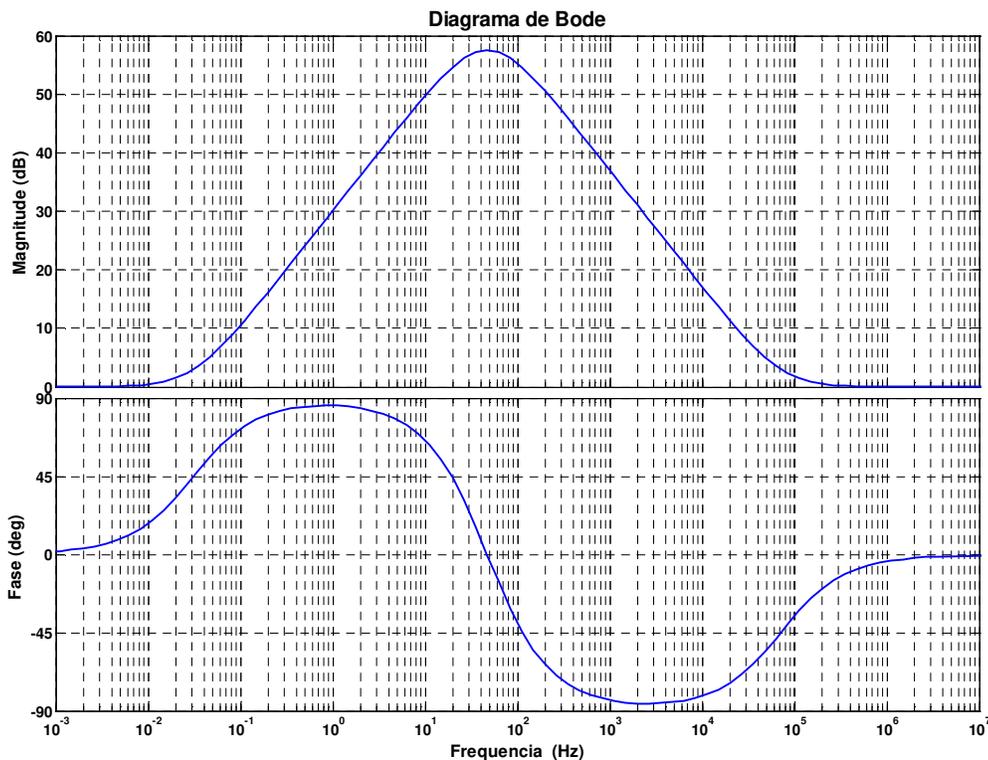


Figura 29 – Diagrama de Bode do circuito de condicionamento.

Para fazer a validação do circuito, foi medida a tensão sobre o sensor e na saída do circuito ( $V_s$ ) para dois tipos de esforços, um impacto rápido e um passo dado com o calcanhar apoiado sobre o sensor.

A figura 30 mostra o sinal gerado pelo sensor, quando aplicada uma força rápida, próxima de um impulso. Na figura 31, é mostrado o sinal na saída do circuito condicionador, para a mesma excitação. Como esperado, o sinal é bem amplificado, porém podemos perceber que o tempo de decaimento do sinal é muito menor na saída do que no sensor. Comparando agora as respostas no espectro de frequência do sinal do sensor (figura 32) e na saída do circuito (figura 33), vemos que o circuito de condicionamento filtra as frequências mais altas, eliminando interferências indesejáveis, mas também cortando parte da informação do sinal.

Os tempos envolvidos em um passo são bem mais lentos, como mostra a figura 34. Desta forma, vemos na figura 35 que o circuito condicionador amplifica o sinal, elimina as interferências de alta frequência, sem alterar de forma significativa a informação do sinal. Isto pode ser confirmado comparando o espectro de frequência da figura 36 com o da figura 37, onde verificamos pelas formas de onda que o decaimento em frequência depois do circuito é próximo do encontrado no sensor.

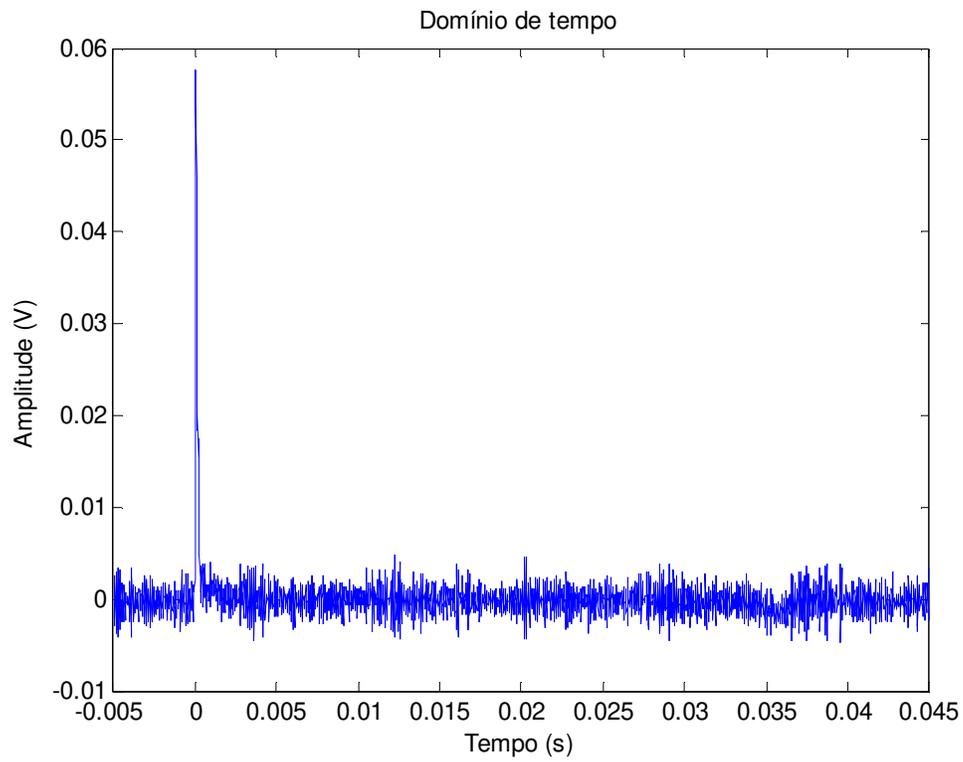


Figura 30 – Tensão no sensor, quando exercido um impacto rápido.

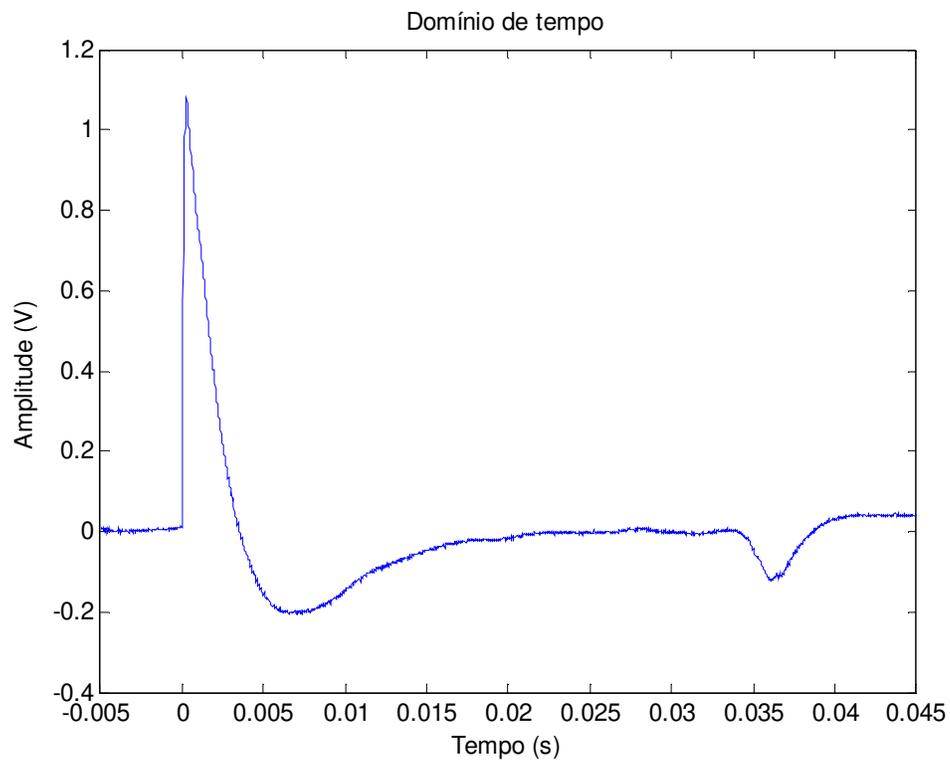


Figura 31 – Tensão na saída do circuito (Vs), quando exercido um impacto rápido.

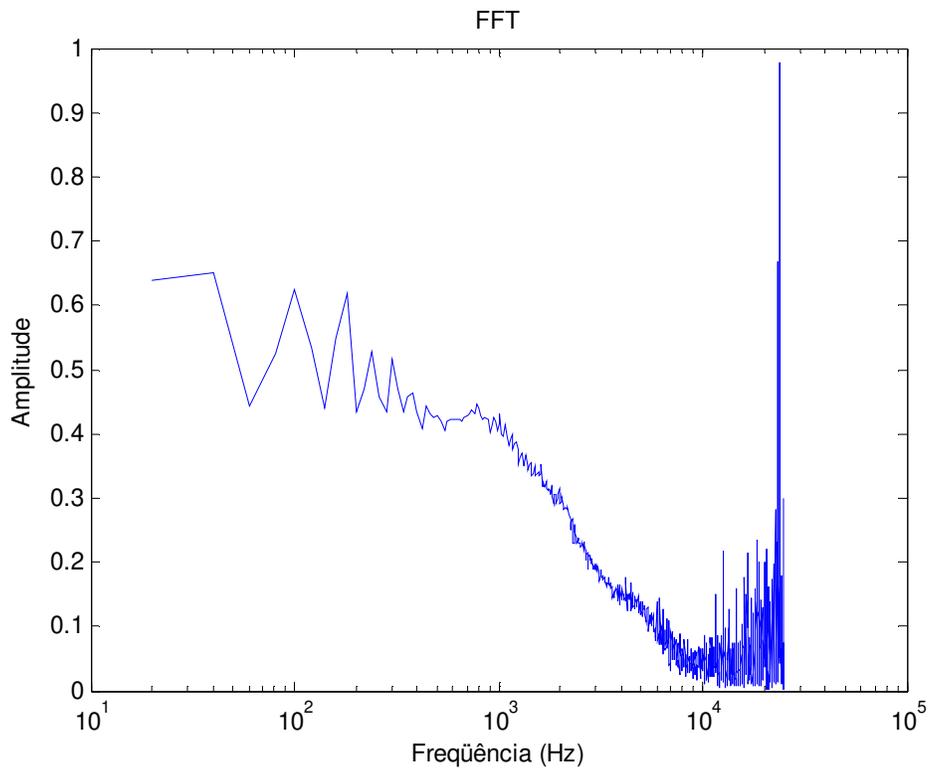


Figura 32 – Espectro de freqüência do sinal mostrado na figura 30.

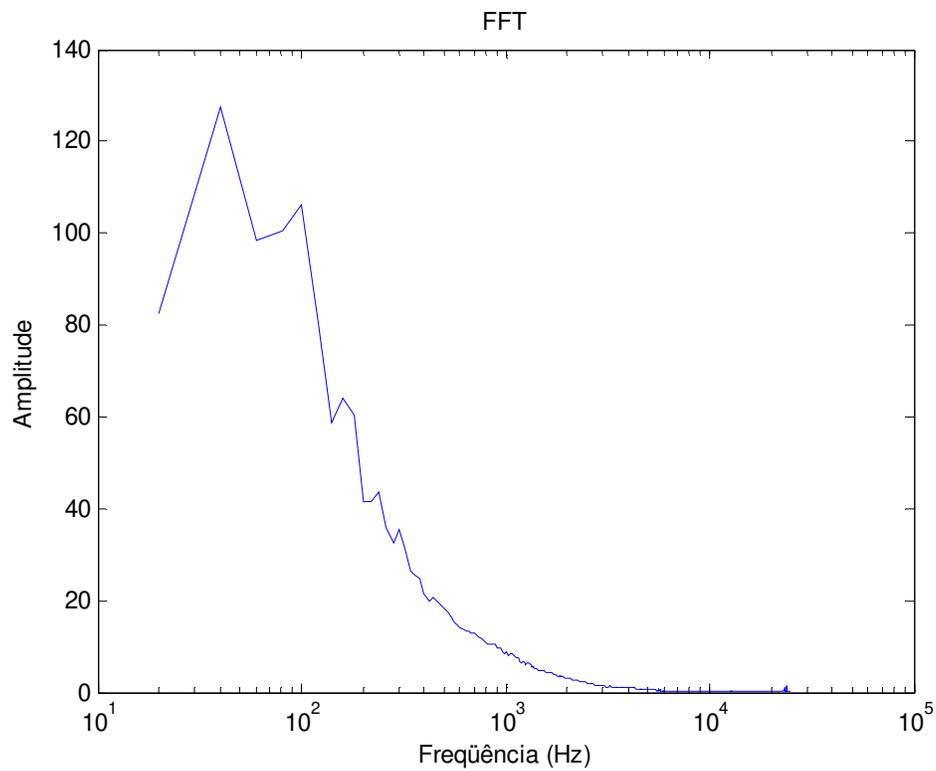


Figura 33 – Espectro de freqüência do sinal mostrado na figura 31.

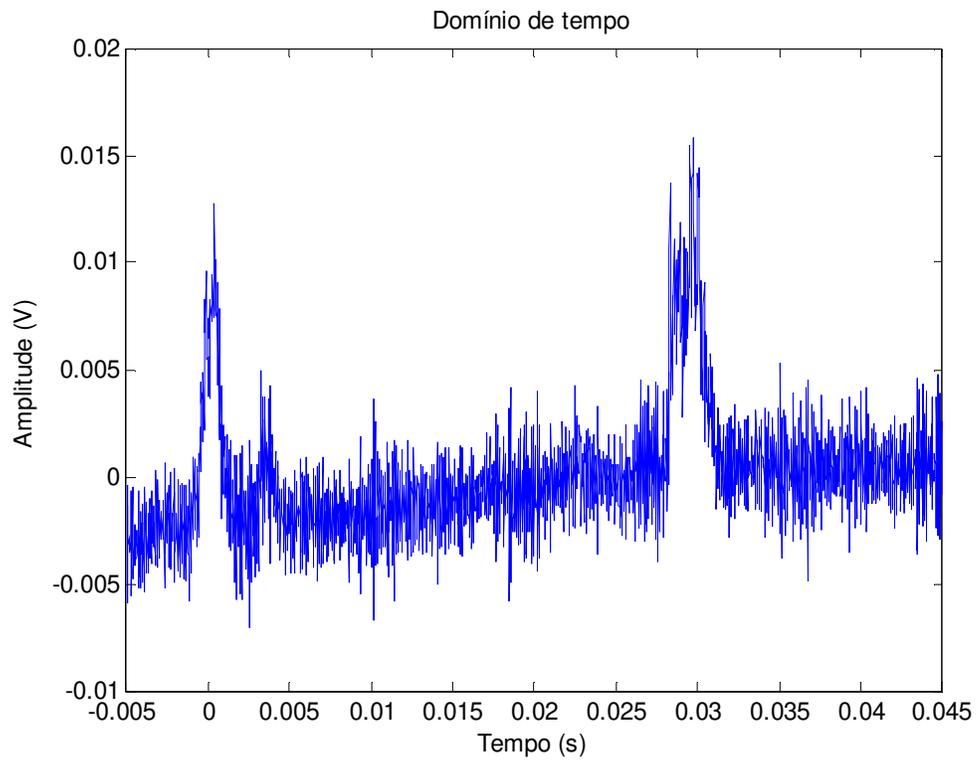


Figura 34 – Tensão no sensor, quando um passo é dado apoiando o calcanhar sobre o sensor.

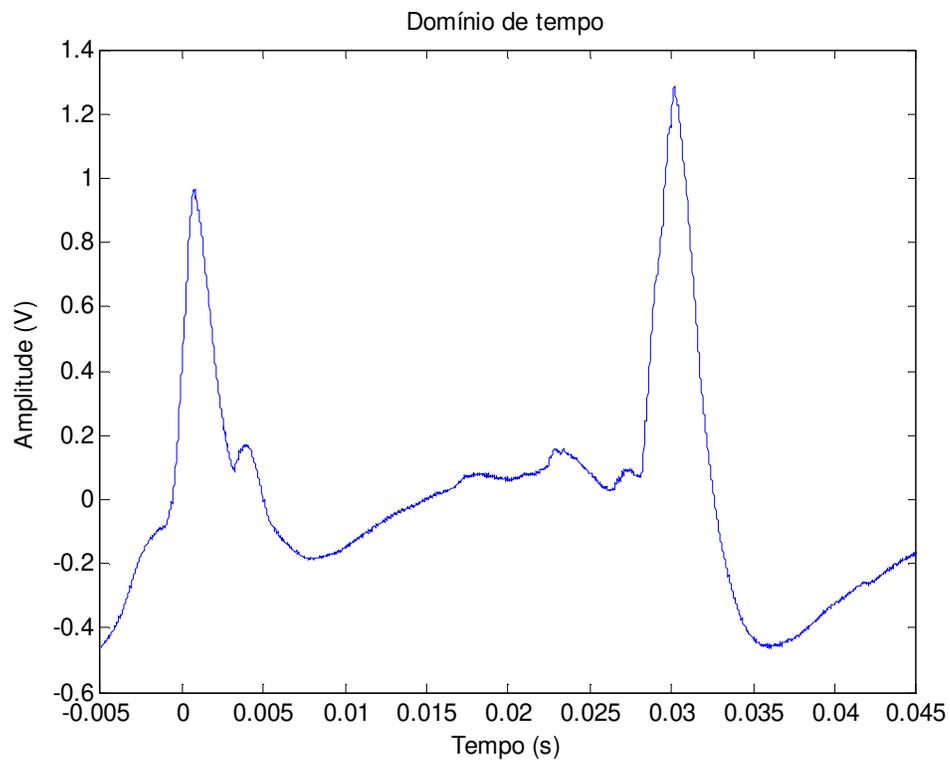


Figura 35 – Tensão na saída do circuito (Vs), quando um passo é dado apoiando o calcanhar sobre o sensor.

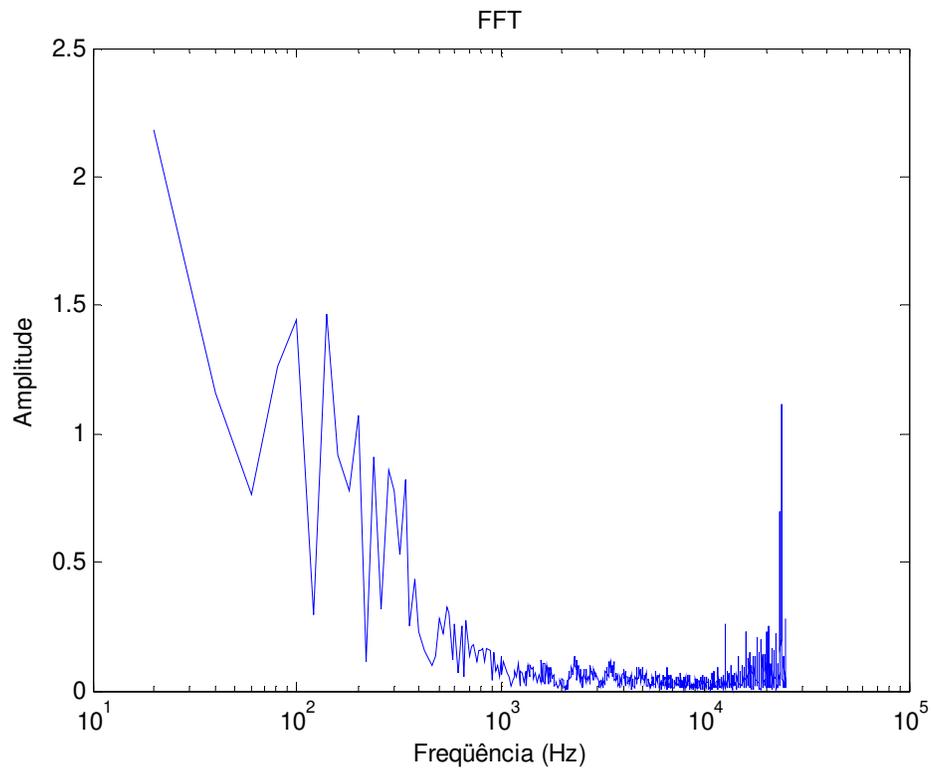


Figura 36 – Espectro de freqüência do sinal mostrado na figura 34.

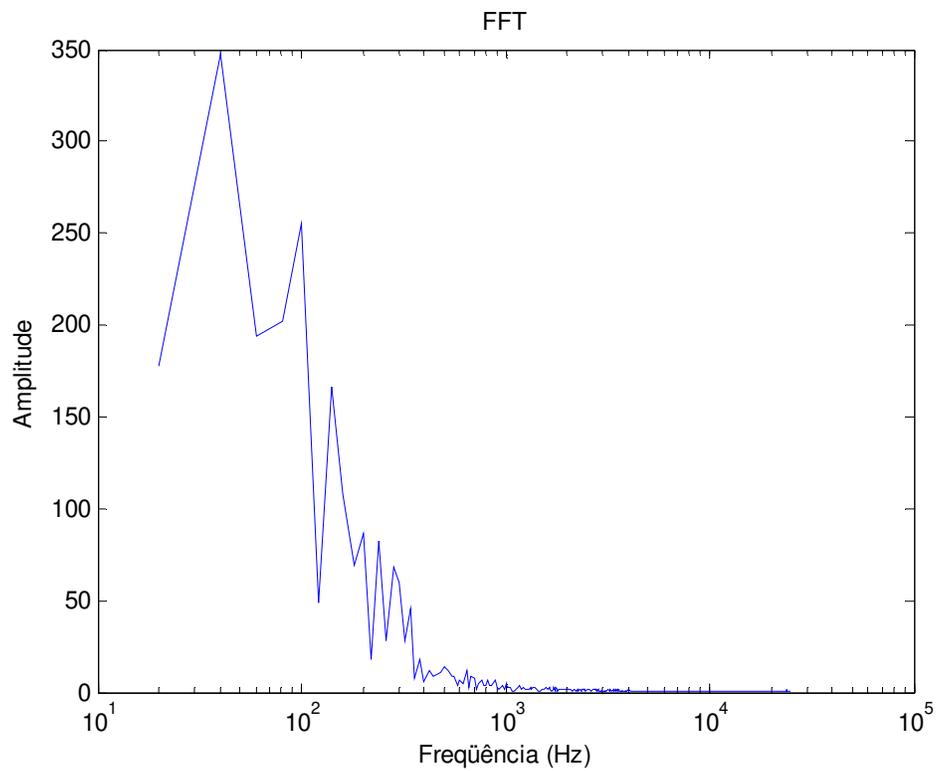


Figura 37 – Espectro de freqüência do sinal mostrado na figura 35.

### 4.1.3 Microcontrolador

Cada um dos quatro sinais de saída dos amplificadores vai para uma das entradas do A/D de um microcontrolador. Para este trabalho, foi utilizado o AT90S4433 [26] da Atmel, que é um controlador de 8 bits com e 6 canais de conversão analógico-digital, de 10 bits de resolução cada. O cristal utilizado foi de 7.3728 MHz, possibilitando uma taxa de transmissão serial de 115200 bits/s. É feita a transmissão dos dados para um componente chamado MAX232 [27], que faz a conversão da transmissão dos dados do microcontrolador para o protocolo RS-232 [16], que é utilizado pela porta serial do computador.

### Rotina do Microcontrolador

A rotina colocada no microcontrolador envia primeiramente um *byte* que indica a qual sensor pertence o dado a ser transmitido e depois outro *byte* contendo os 8 bits mais significativos do dado digitalizado de cada uma de 4 entradas utilizadas do conversor. A transmissão é realizada de forma serial e recebida por um PC onde então é lida através do software Matlab. O fluxograma da rotina implementada no microcontrolador é apresentado na figura 38.

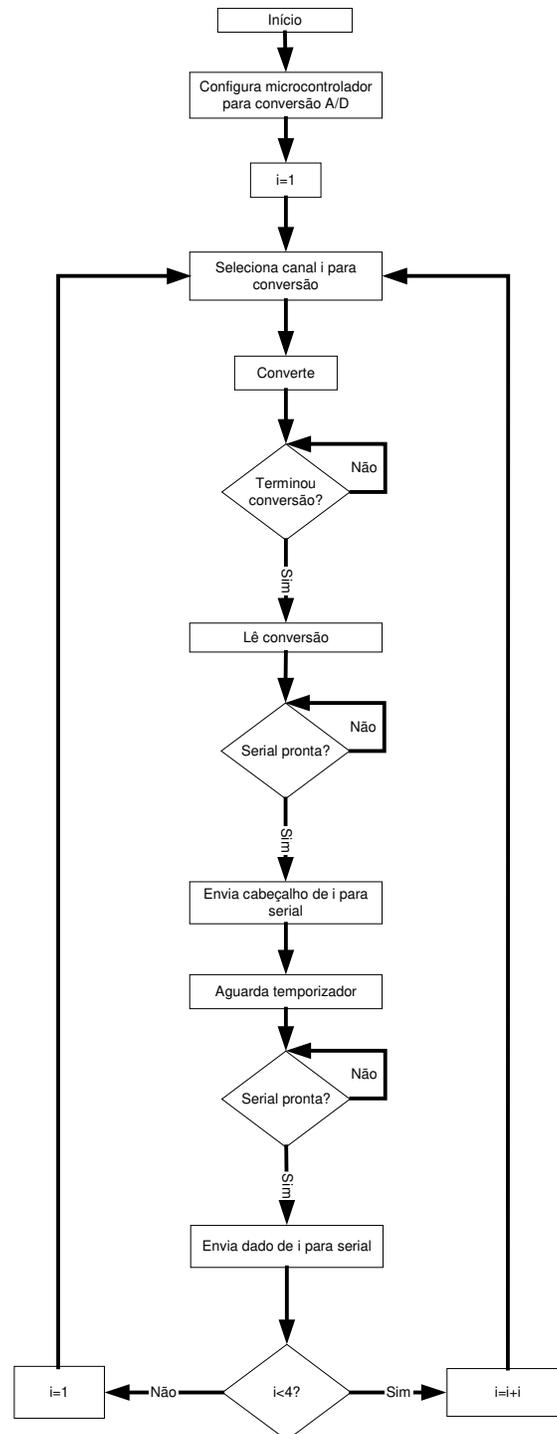


Figura 38 – Fluxograma da rotina do microcontrolador.

#### 4.1.4 PC – MATLAB

O software MATLAB, versão 7.01, foi escolhido para realizar a aquisição dos dados gerados pelo microcontrolador. Uma rotina abre a porta serial e captura os dados

constantemente. Sempre que acionada, uma outra rotina salva esses dados na forma de um arquivo com vetores de dados.

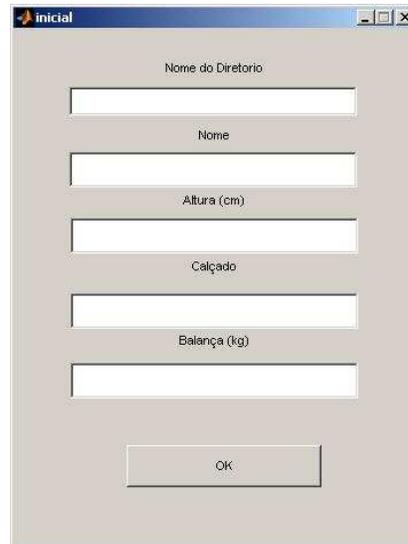
O programa feito no MATLAB abre, primeiramente, uma janela chamada de *inicial* (figura 39), na qual são colocados os seguintes dados:

- **Nome do Diretório:** o nome do diretório em que ficarão todos os dados de uma determinada bateria de testes;
- **Nome:** nome da pessoa que será pesada. Esse nome também será o prefixo de todos os arquivos gravados no diretório criado;
- **Altura (cm):** a altura da pessoa, em centímetros;
- **Calçado:** número do calçado usado pela pessoa, utilizando a métrica brasileira;
- **Balança (kg):** massa da pessoa, medida em quilos.

A balança utilizada é digital, modelo *Fly*, marca *Plenna*, com capacidade máxima de 150 quilogramas e graduação de 100 gramas.

Ao clicar no botão **OK**, um diretório com o nome **<Nome do Diretorio>** é criado e um arquivo **<Nome>.txt** é salvo neste, contendo os dados de altura, calçado e peso. Além disso, a janela *teste* (figura 40) aparece automaticamente.

Nessa segunda janela, existem 4 painéis brancos, 3 botões e um menu do tipo *pull-down*, que serve para o usuário informar qual o número da medição que será realizada. O botão **Medir** aciona a gravação dos dados recebidos via porta serial. O botão **Parar Medição**, além de parar a gravação, aciona uma rotina que coloca os dados de cada sensor em vetores separados. Esses dados são salvos em um arquivo denominado **<Nome>\_<Medicao>.mat** e são mostrados em forma de gráfico *amplitude x tempo* nos painéis. Por fim, o botão **Calcular** realiza cálculos pré-definidos com todos os dados recebidos, gravando um arquivo (ou mais, quando necessário) contendo os resultados obtidos.



Nome do Diretorio

Nome

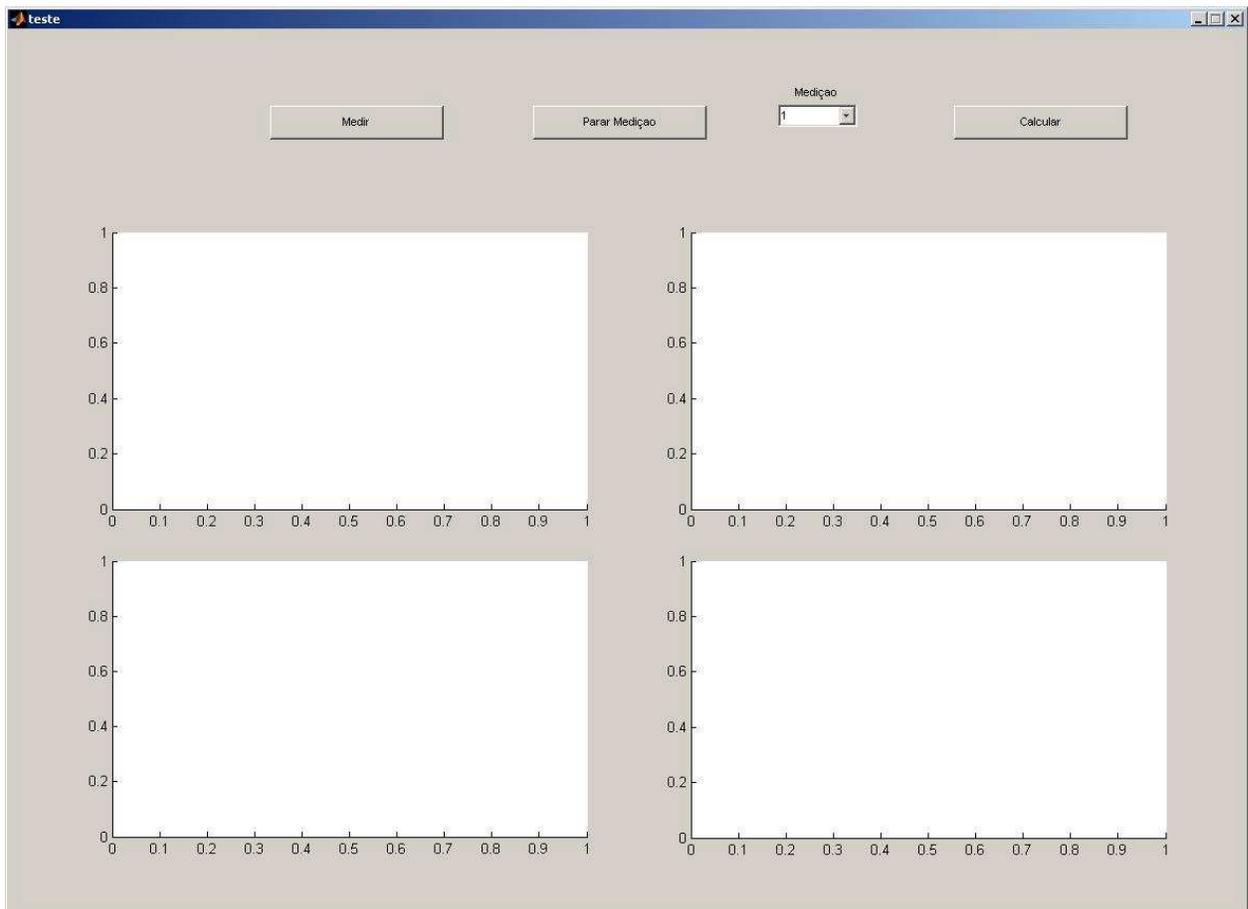
Altura (cm)

Calçado

Balança (kg)

OK

**Figura 39 – Janela Inicial.**



**Figura 40 – Janela Teste.**

## 4.2 Amostras utilizadas

Para a realização das medições, foram utilizadas 26 pessoas no total. A tabela 2 mostra os dados de massa medida pela balança na primeira medição, a altura e o tamanho de calçado que a pessoa usa. A medida de peso que aparece nesta tabela é o valor obtido pela balança na primeira vez em que a pessoa passou pelos testes. Antes de cada teste ser realizado, todas as pessoas são pesadas na balança, indiferentemente de já terem ou não realizado este processo, sendo estes os valores utilizados nos cálculos.

<b>Amostra</b>	<b>Balança (kg)</b>	<b>Altura (m)</b>	<b>Calçado</b>	<b>Sexo</b>
Pessoa 1	57,7	1,66	38	Feminino
Pessoa 2	60,6	1,58	38	Masculino
Pessoa 3	61,0	1,75	40	Masculino
Pessoa 4	61,7	1,80	42	Masculino
Pessoa 5	62,0	1,73	39	Masculino
Pessoa 6	62,1	1,72	41	Masculino
Pessoa 7	64,7	1,84	42	Masculino
Pessoa 8	66,4	1,77	39	Feminino
Pessoa 9	67,2	1,79	39	Masculino
Pessoa 10	68,0	1,60	39	Masculino
Pessoa 11	68,2	1,67	41	Masculino
Pessoa 12	69,1	1,69	39	Masculino
Pessoa 13	69,6	1,66	39	Masculino
Pessoa 14	71,9	1,83	41	Masculino
Pessoa 15	74,1	1,69	39	Masculino
Pessoa 16	75,4	1,74	40	Masculino
Pessoa 17	76,2	1,79	40	Masculino
Pessoa 18	76,2	1,93	42	Masculino
Pessoa 19	76,2	1,65	40	Masculino
Pessoa 20	76,3	1,67	40	Masculino
Pessoa 21	80,8	1,70	40	Masculino
Pessoa 22	82,4	1,80	41	Masculino
Pessoa 23	84,6	1,55	39	Masculino
Pessoa 24	90,0	1,90	43	Masculino
Pessoa 25	93,0	1,72	40	Masculino
Pessoa 26	96,0	1,88	43	Masculino

**Tabela 2 – Dados das pessoas utilizadas.**

A partir desse momento, as amostras sempre utilizarão a nomenclatura dessa tabela.

# Capítulo 5

## Caracterização de pisadas com sensores instalados numa plataforma fixa

### 5.1 Montagem

Na primeira montagem realizada, quatro sensores (dois por pé) foram colocados sobre uma plataforma de madeira, dispostos de forma a conseguirem manter uma distância entre o calcanhar e a região a da junção metatarsophalangeal mais interna de uma pessoa que calce entre 40 e 41, como mostra a figura 41.

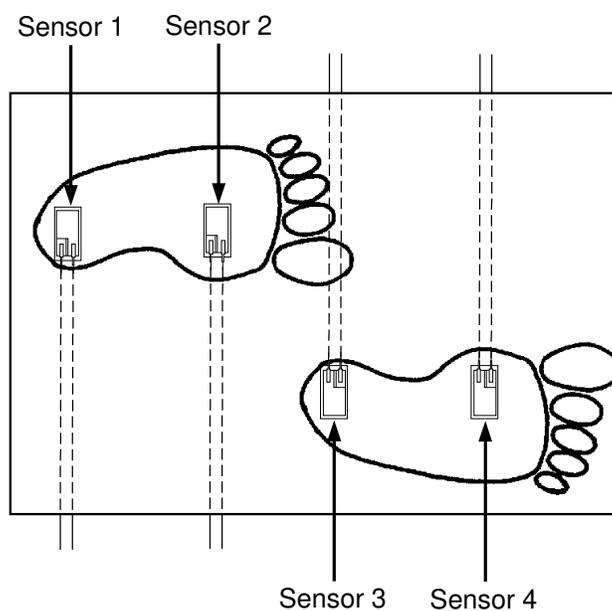


Figura 41 – Disposição dos sensores na plataforma.

A plataforma é feita de madeira compensada de 2,8 cm de espessura, 49 cm de largura e 90 cm de comprimento. Para evitar que o pé danifique o sensor e também para amortecer e distribuir mais uniformemente o impacto exercido, optou-se pela colocação de uma borracha de alta rigidez sobre a plataforma. Foi, então, utilizado um lençol de borracha natural 1/8 de polegada de espessura com uma lona interna de algodão, cobrindo praticamente toda a plataforma.

A figura 42 mostra a plataforma de madeira utilizada e, à esquerda, as placas contendo os circuitos de condicionamento do sinal. Na figura 43, é mostrada a plataforma coberta pela borracha, que possui indicações das regiões onde se encontram os sensores. A figura 44 e a figura 45 mostram detalhes das partes frontal e traseira da plataforma, respectivamente.



**Figura 42 – Foto da plataforma com sensores e circuito.**



**Figura 43 – Foto da plataforma com borracha.**



**Figura 44 – Detalhe da disposição dos sensores.**

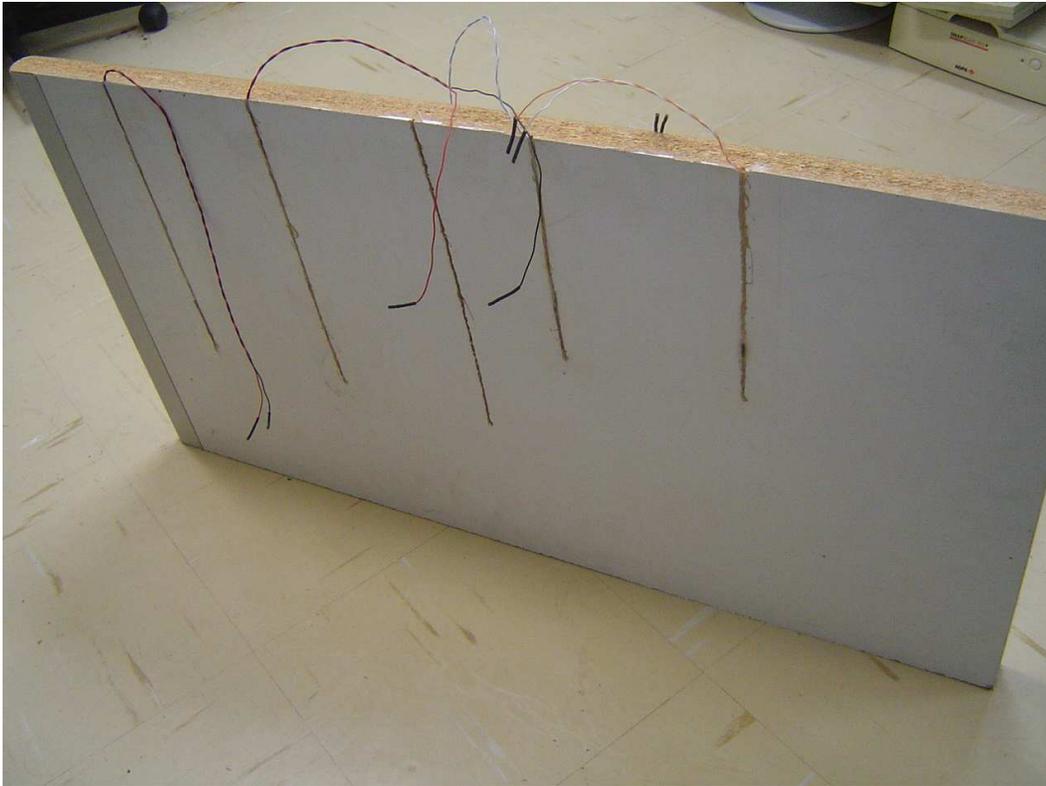


Figura 45 – Detalhe da parte traseira.

## 5.2 Resultados

Foram feitas 20 medições por pessoa, sendo que para cada uma delas foram obtidos sinais dos 4 sensores, separadamente. Para cada sensor, foi feito o cálculo da integral do módulo de cada um dos 20 sinais obtidos, de acordo com o modelo proposto no item 3.3, e, em seguida, calculados a média e o desvio padrão destes resultados.

A tabela 3 mostra os resultados encontrados, indicando para cada amostra o peso medido pela balança momentos antes do teste e o valor médio dos cálculos das áreas das 20 medições de cada sensor, de acordo com o modelo sugerido neste trabalho, juntamente com seu desvio padrão. Como as medições não foram todas realizadas no mesmo dia e algumas pessoas realizaram mais de uma medição, a identificação das amostras aparece indicando primeiramente a pessoa utilizada e depois qual o dia em que o teste foi realizado.

<i>Amostra</i>	<i>Balança (kg)</i>	<i>Sensor 1 (mV.s)</i>	<i>Sensor 2 (mV.s)</i>	<i>Sensor 3 (mV.s)</i>	<i>Sensor 4 (mV.s)</i>
Pessoa 01 / dia 3	57,6	70,6 ± 19,8	78,8 ± 21,1	40,7 ± 11,3	78,0 ± 26,9
Pessoa 01 / dia 1	57,7	90,8 ± 21,8	118,7 ± 25,5	50,0 ± 17,9	108,5 ± 31,9
Pessoa 02 / dia 1	60,6	82,0 ± 24,3	136,8 ± 27,1	29,4 ± 18,4	131,2 ± 47,0
Pessoa 04 / dia 3	61,7	143,6 ± 24,3	50,0 ± 20,1	24,6 ± 19,3	106,2 ± 38,1
Pessoa 06 / dia 2	62,1	97,2 ± 22,3	76,9 ± 27,2	4,5 ± 3,4	103,3 ± 13,6
Pessoa 07 / dia 4	64,7	136,8 ± 35,9	103,0 ± 31,4	54,6 ± 14,2	126,8 ± 28,4
Pessoa 08 / dia 4	66,4	109,4 ± 47,7	121,9 ± 57,2	30,0 ± 12,2	148,9 ± 30,2
Pessoa 09 / dia 1	67,2	83,3 ± 35,1	91,8 ± 32,1	31,9 ± 15,8	89,4 ± 34,1
Pessoa 10 / dia 4	68,0	134,6 ± 20,2	139,2 ± 23,0	58,2 ± 15,6	128,8 ± 22,8
Pessoa 11 / dia 1	68,2	47,2 ± 36,4	55,4 ± 23,3	18,7 ± 13,3	102,9 ± 26,4
Pessoa 12 / dia 1	69,1	88,3 ± 38,7	139,6 ± 54,6	26,5 ± 15,1	116,1 ± 38,2
Pessoa 13 / dia 4	69,6	135,5 ± 48,7	127,0 ± 87,3	58,7 ± 19,6	181,6 ± 36,9
Pessoa 14 / dia 1	71,9	69,5 ± 35,0	135,8 ± 30,9	19,5 ± 12,9	130,8 ± 29,5
Pessoa 15 / dia 1	74,1	134,5 ± 34,5	121,4 ± 48,7	18,9 ± 5,3	116,2 ± 32,4
Pessoa 16 / dia 1	75,4	148,1 ± 34,0	128,4 ± 47,9	27,7 ± 18,7	159,9 ± 52,3
Pessoa 17 / dia 3	76,2	99,9 ± 34,4	101,9 ± 38,0	50,6 ± 19,3	133,7 ± 30,1
Pessoa 18 / dia 4	76,2	113,9 ± 49,0	111,2 ± 53,1	39,3 ± 13,0	121,7 ± 17,1
Pessoa 19 / dia 4	76,2	95,6 ± 28,0	81,5 ± 22,0	75,2 ± 18,1	126,7 ± 19,6
Pessoa 20 / dia 1	76,3	109,8 ± 25,8	115,9 ± 36,8	37,4 ± 12,9	85,6 ± 27,2
Pessoa 21 / dia 3	80,8	64,8 ± 18,2	72,3 ± 16,7	50,1 ± 16,2	89,9 ± 30,7
Pessoa 22 / dia 2	82,2	122,7 ± 36,3	130,6 ± 28,3	37,6 ± 11,9	79,5 ± 18,4
Pessoa 22 / dia 1	82,4	102,6 ± 29,8	119,7 ± 27,9	39,3 ± 10,1	109,3 ± 27,4
Pessoa 22 / dia 3	82,4	107,3 ± 37,9	115,3 ± 35,8	47,8 ± 21,5	87,5 ± 29,3
Pessoa 23 / dia 1	84,6	89,6 ± 35,6	147,1 ± 39,2	35,8 ± 16,5	122,5 ± 34,0
Pessoa 24 / dia 4	90,0	94,8 ± 34,7	101,8 ± 29,8	59,2 ± 21,4	129,8 ± 48,4
Pessoa 25 / dia 4	93,0	142,1 ± 26,8	137,1 ± 30,6	59,9 ± 14,6	158,4 ± 56,6
Pessoa 26 / dia 4	96,0	130,3 ± 18,7	125,9 ± 44,6	65,9 ± 21,9	125,4 ± 40,8

**Tabela 3 – Resultados de Média ± Desvio Padrão (Plataforma, com 20 medições por amostra).**

A partir dessa tabela, foram construídos gráficos das médias dos valores medidos por valor de peso medido na balança (figura 46 a figura 49), altura (figura 54 a figura 57) e também por número do calçado (figura 62 a figura 65). Juntamente com esses, encontram-se os histogramas das médias dos valores obtidos através dos sensores, divididos pelas medições da balança (figura 50 à figura 53), de altura (figura 58 à figura 61), e do n° do calçado (figura 66 à figura 69), respectivamente.

## Gráficos e histogramas referentes ao peso

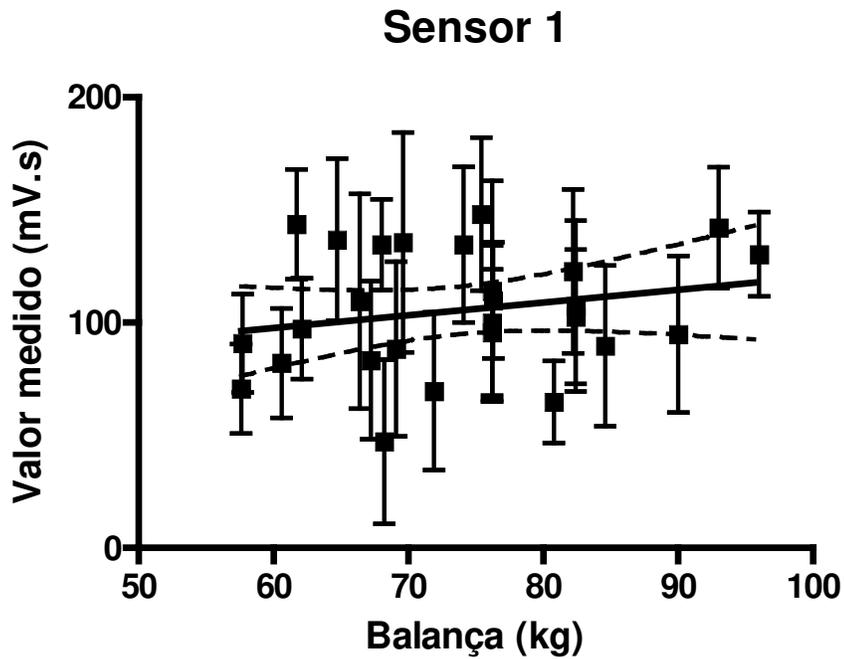


Figura 46 – Gráfico Sensor 1 x Balança (Plataforma).

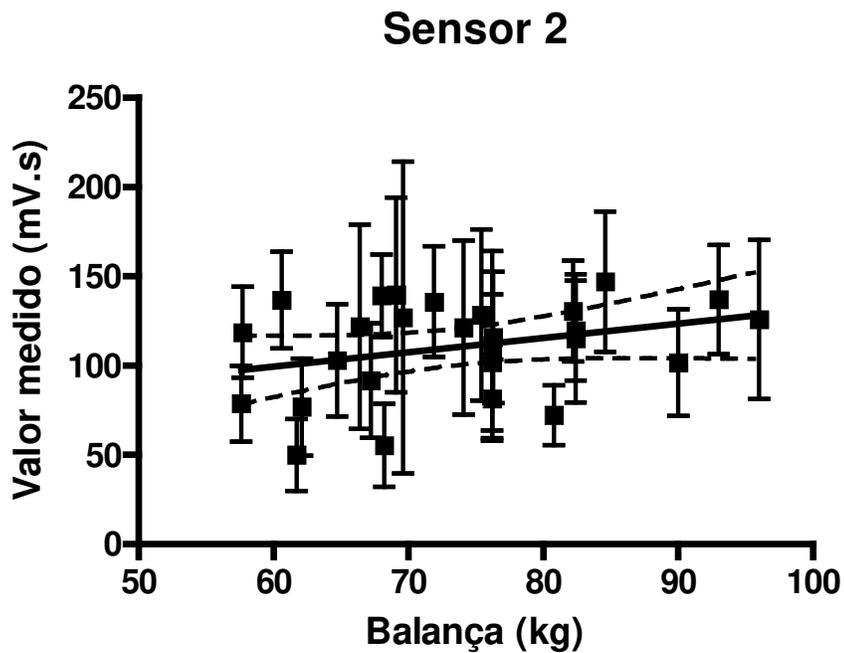


Figura 47 – Gráfico Sensor 2 x Balança (Plataforma).

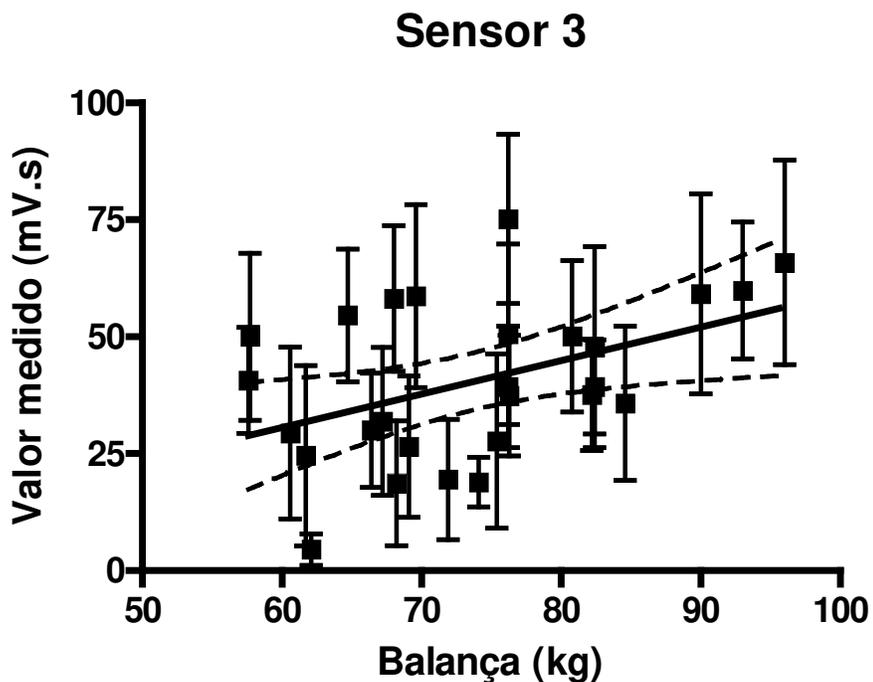


Figura 48 – Gráfico Sensor 3 x Balança (Plataforma).

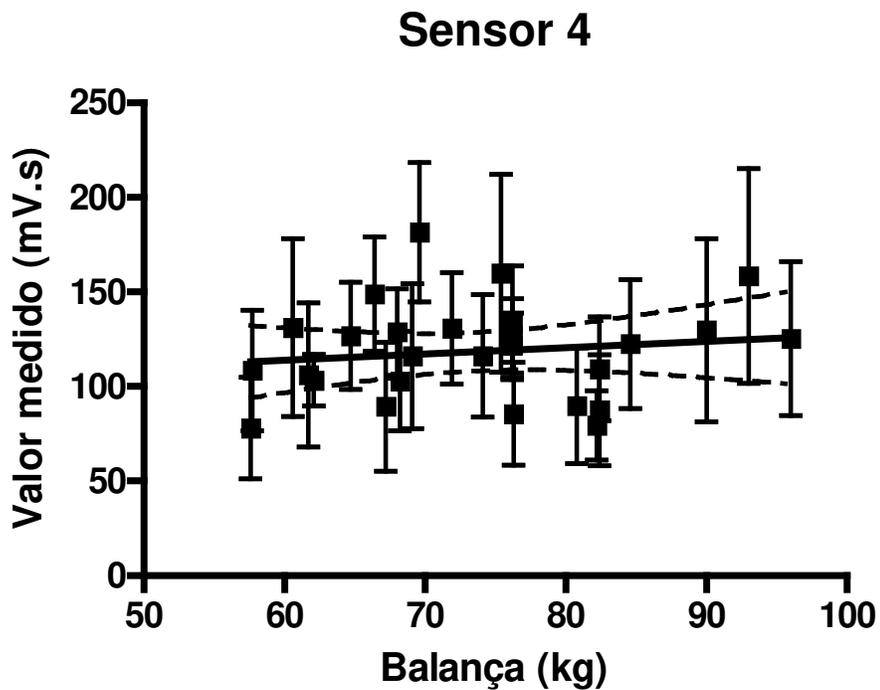


Figura 49 – Gráfico Sensor 4 x Balança (Plataforma).

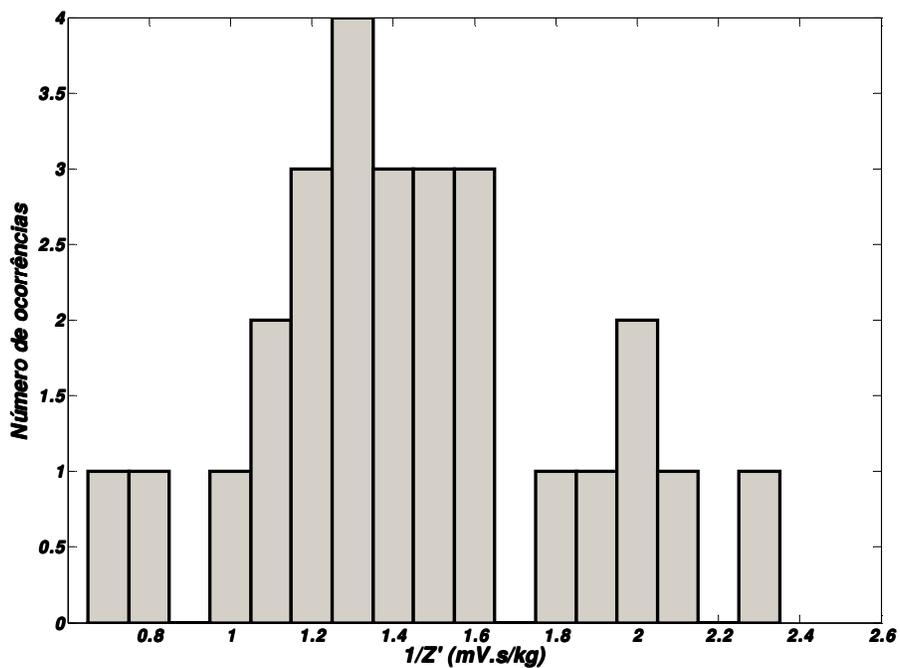


Figura 50 – Histograma Sensor 1 / Balança (Plataforma)<sup>9</sup>.

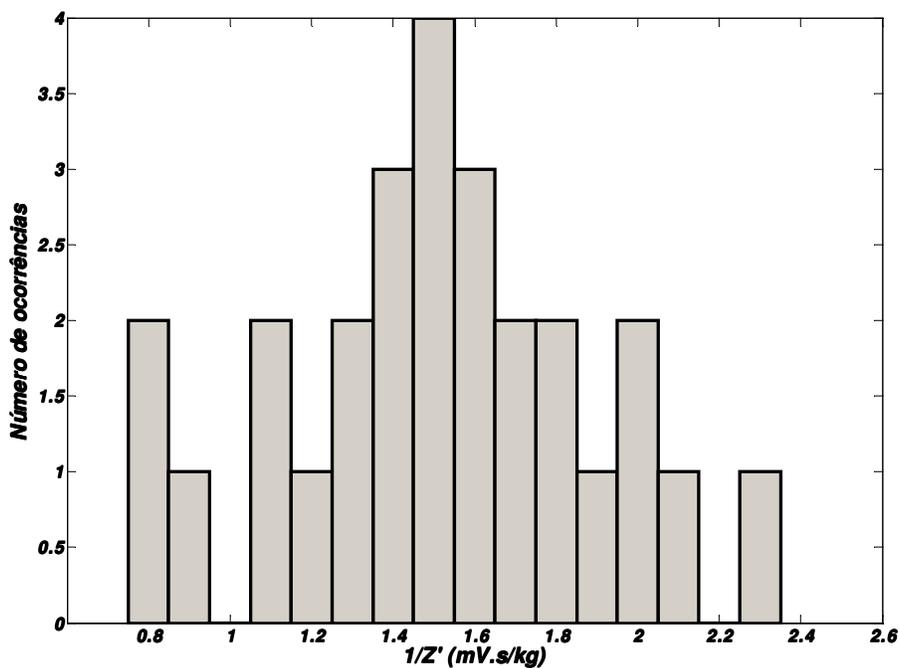


Figura 51 – Histograma Sensor 2 / Balança (Plataforma).

<sup>9</sup> O valor de  $Z'$  é uma estimativa de  $K$  (equação (3), página 22), definido como a média das integrais dos valores medidos para cada sensor dividida pelo valor medido pela balança, para cada amostra.

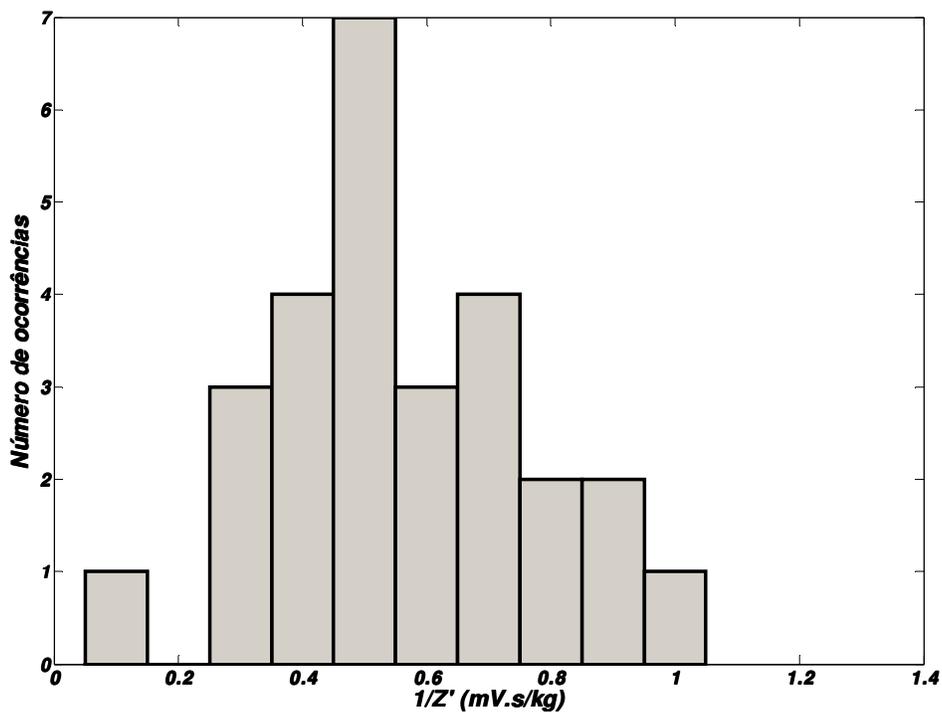


Figura 52 – Histograma Sensor 3 / Balança (Plataforma).

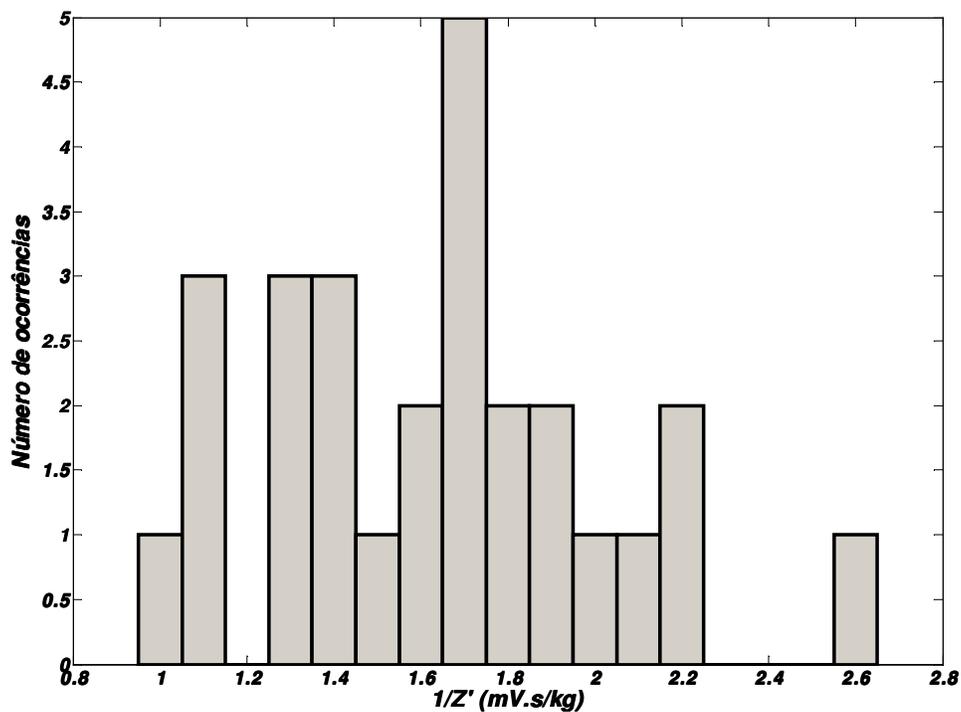


Figura 53 – Histograma Sensor 4 / Balança (Plataforma).

## Gráficos e histogramas referentes à altura

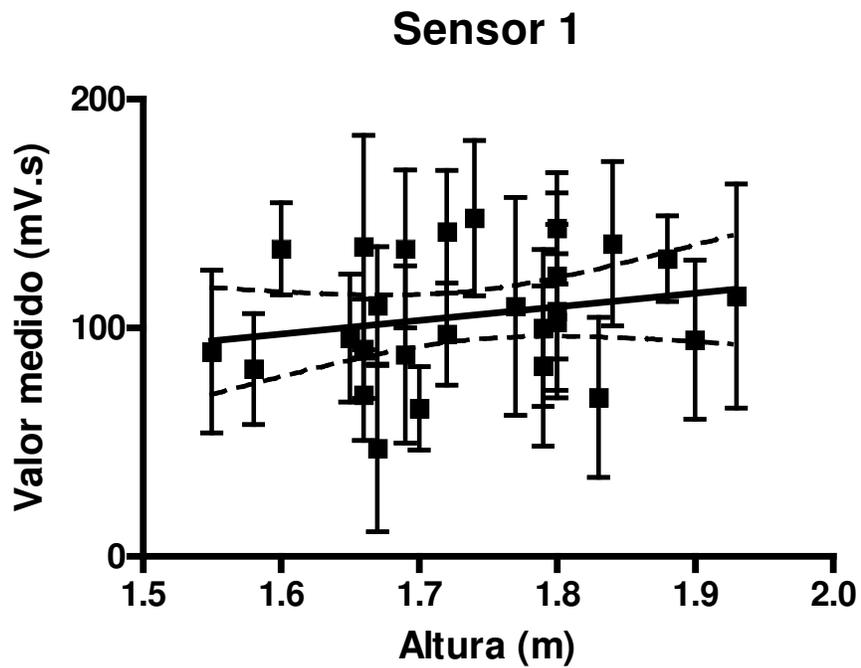


Figura 54 – Gráfico Sensor 1 x Altura (Plataforma).

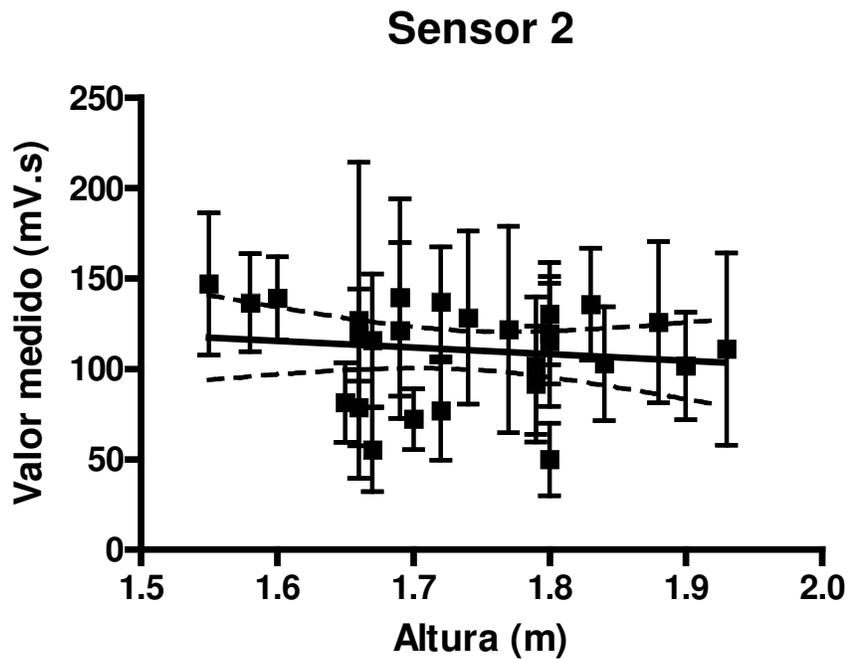


Figura 55 – Gráfico Sensor 2 x Altura (Plataforma).

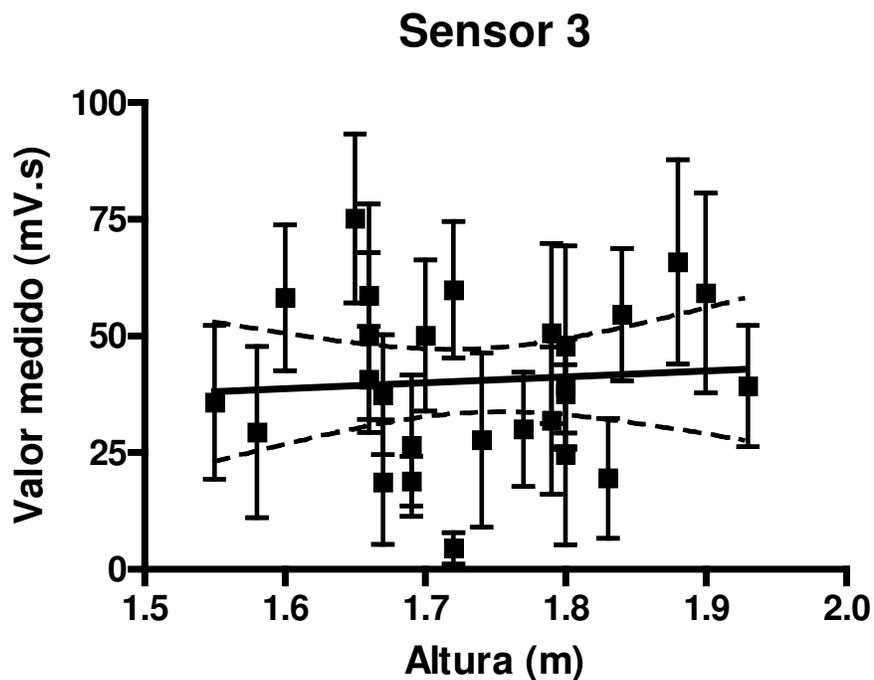


Figura 56 – Gráfico Sensor 3 x Altura (Plataforma).

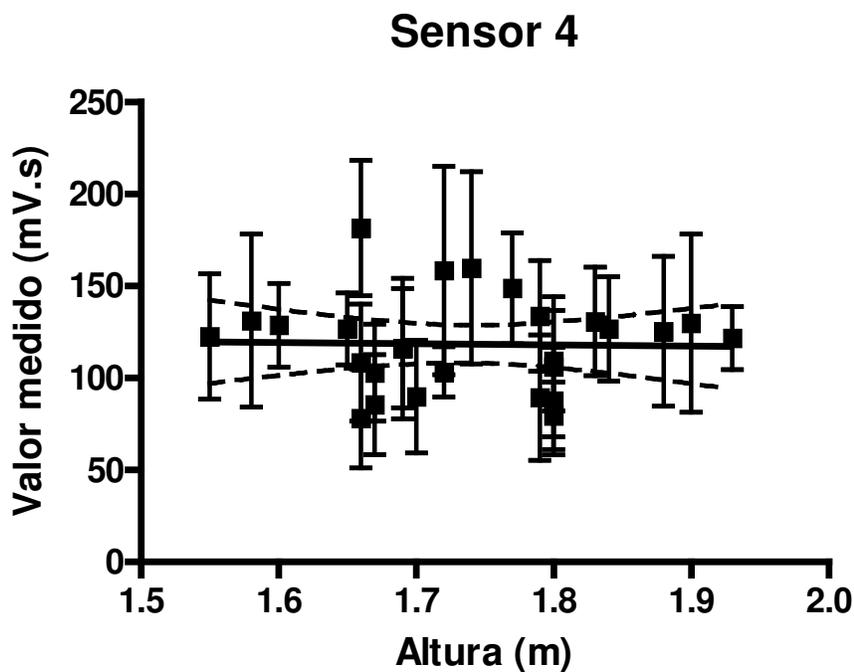


Figura 57 – Gráfico Sensor 4 x Altura (Plataforma).

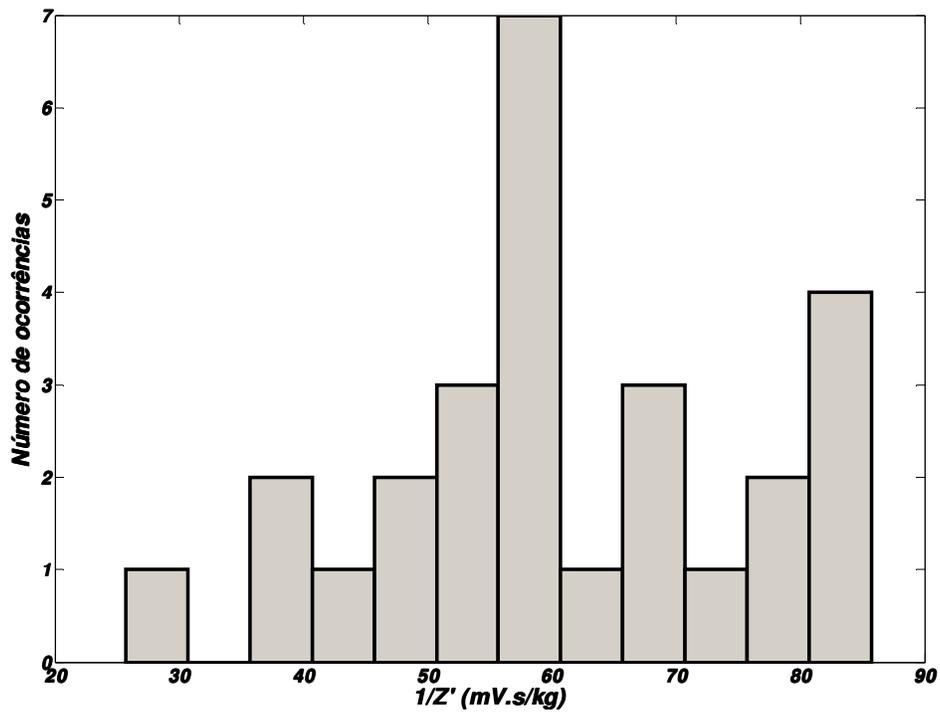


Figura 58 – Histograma Sensor 1 / Altura (Plataforma).

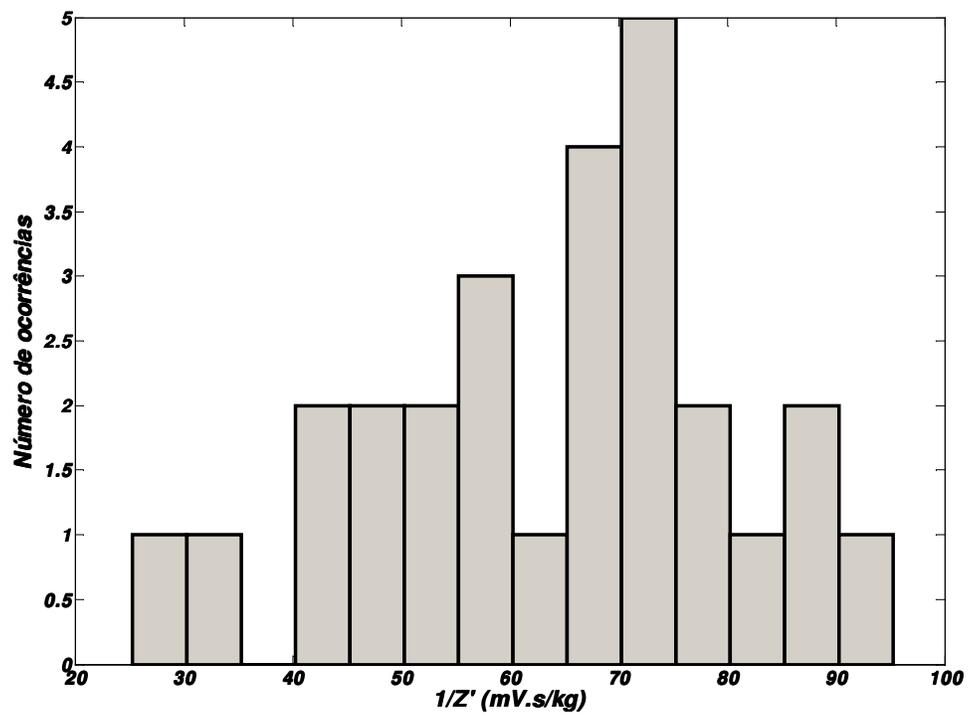


Figura 59 – Histograma Sensor 2 / Altura (Plataforma).

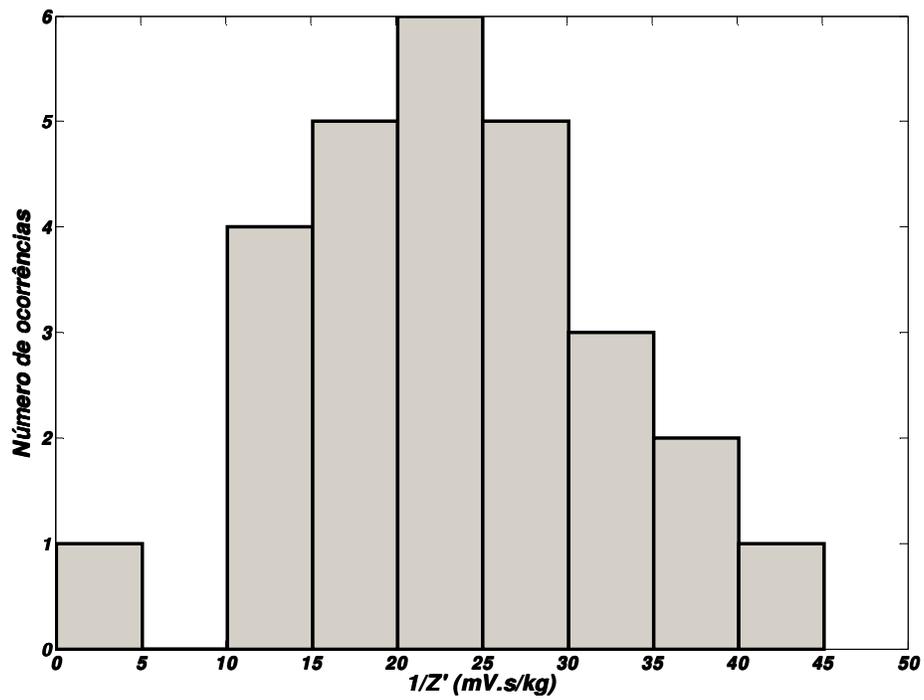


Figura 60 – Histograma Sensor 3 / Altura (Plataforma).

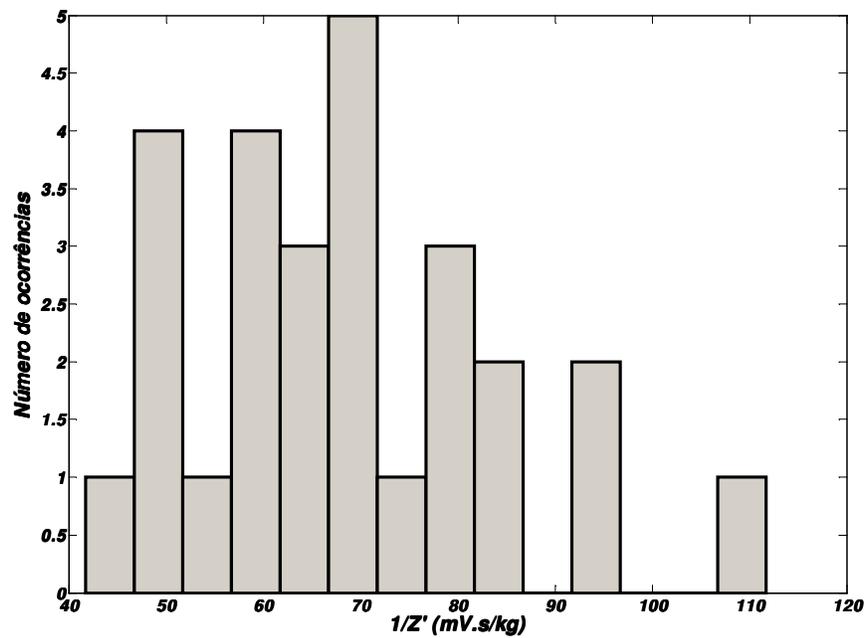


Figura 61 – Histograma Sensor 4 / Altura (Plataforma).

## Gráficos e histogramas referentes ao número do calçado

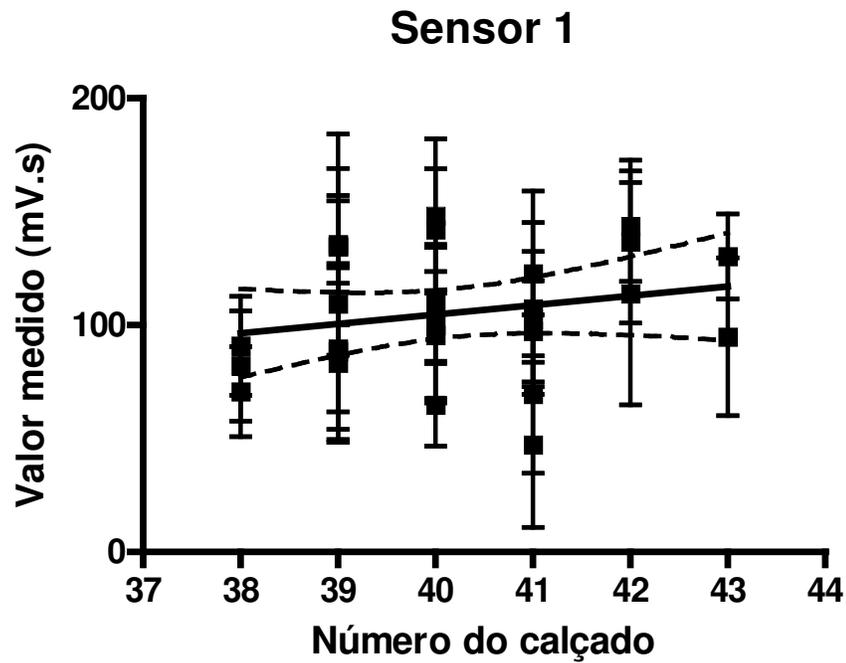


Figura 62 – Gráfico Sensor 1 x Nº calçado (Plataforma).

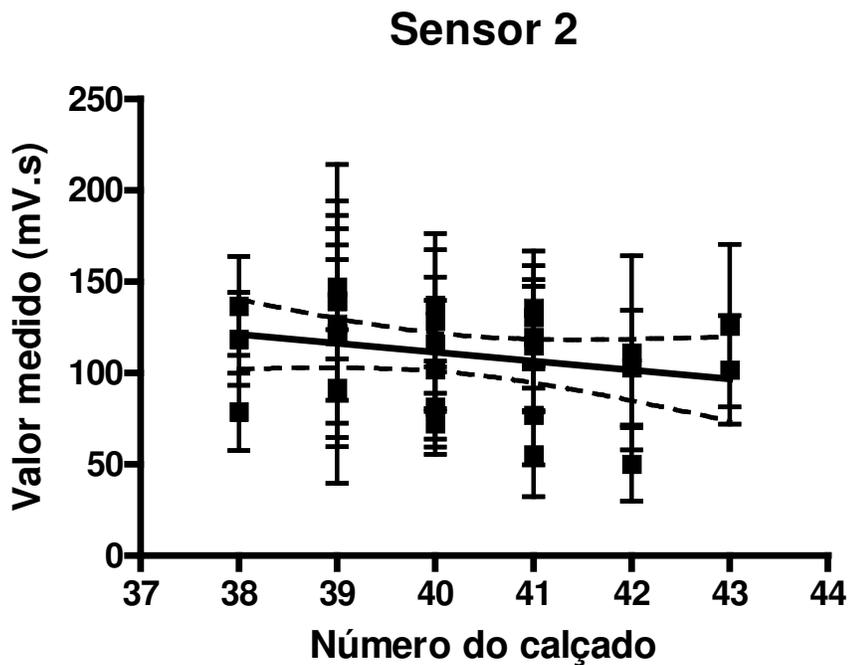


Figura 63 – Gráfico Sensor 2 x Nº calçado (Plataforma).

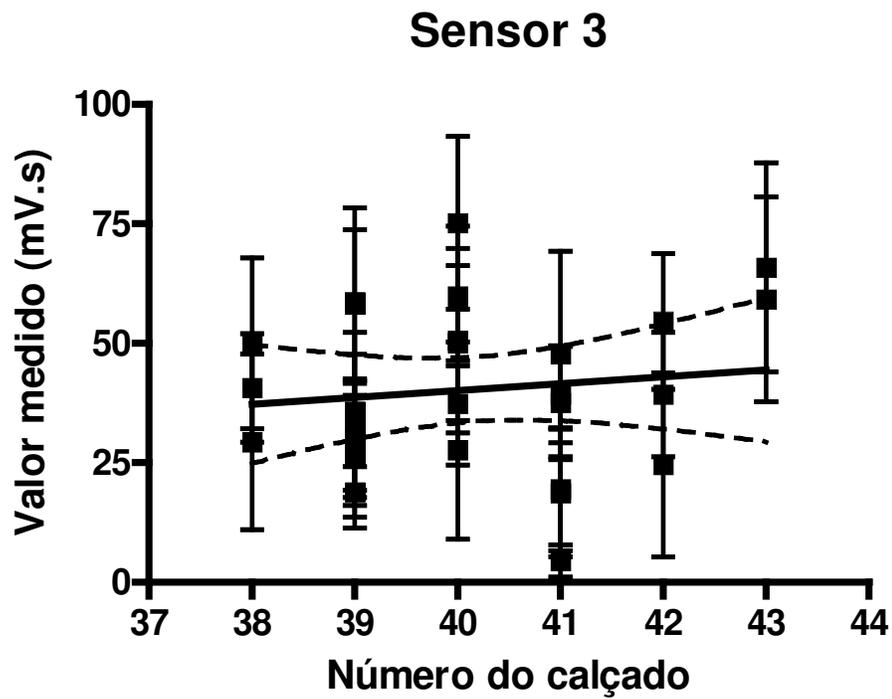


Figura 64 – Gráfico Sensor 3 x Nº calçado (Plataforma).

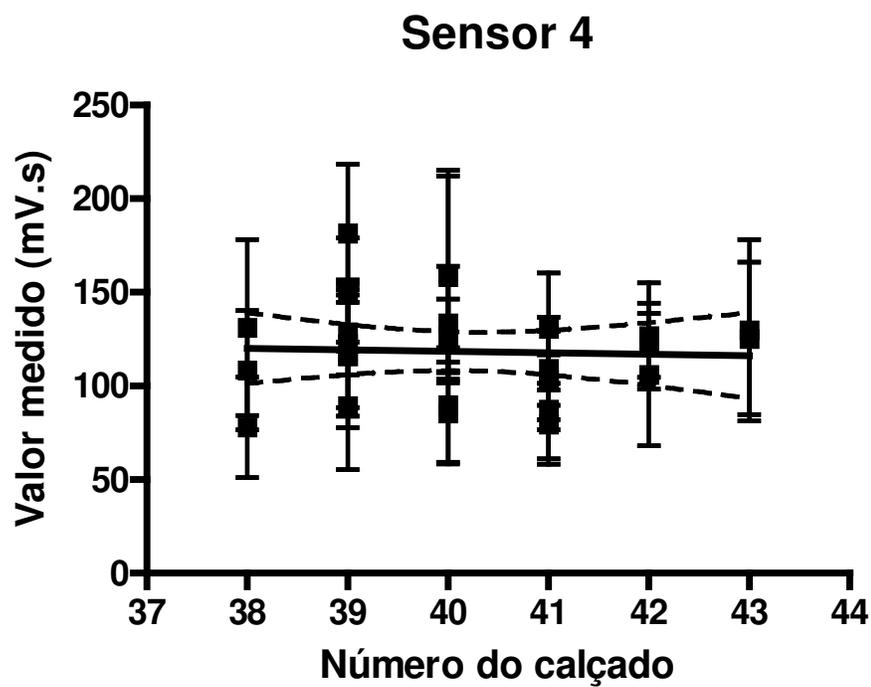


Figura 65 – Gráfico Sensor 4 x Nº calçado (Plataforma).

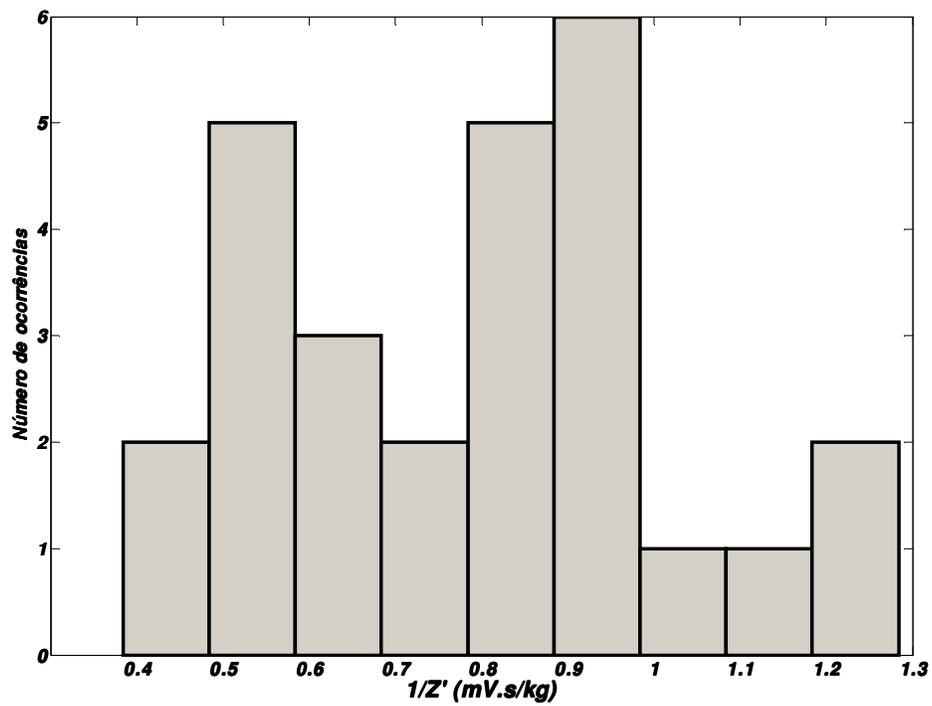


Figura 66 – Histograma Sensor 1 / Nº calçado (Plataforma).

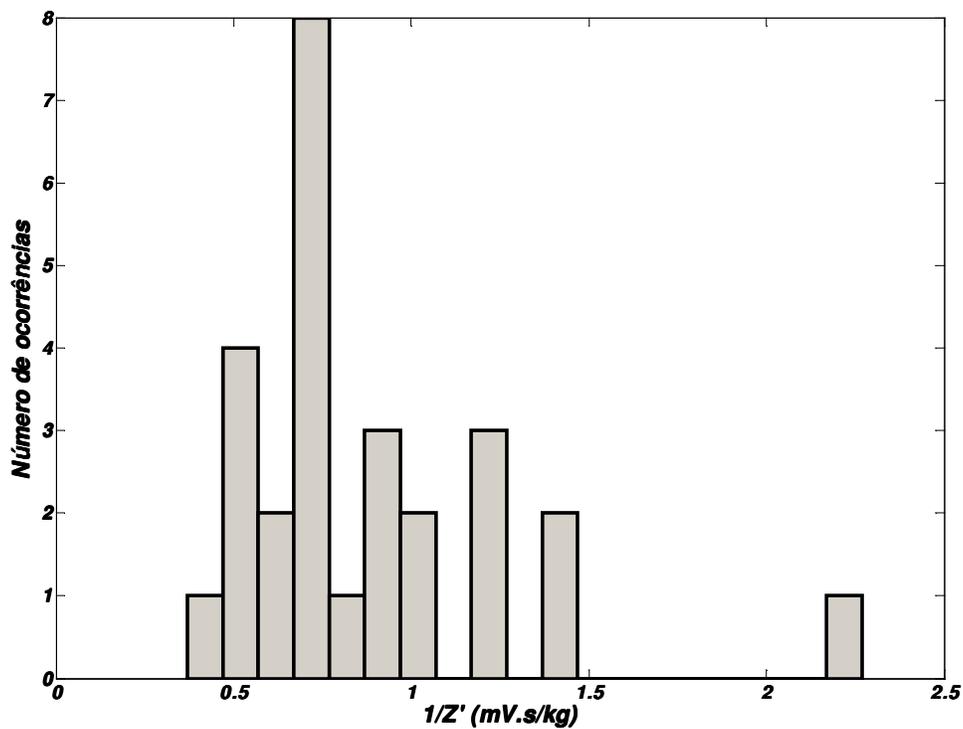


Figura 67 – Histograma Sensor 2 / Nº calçado (Plataforma).

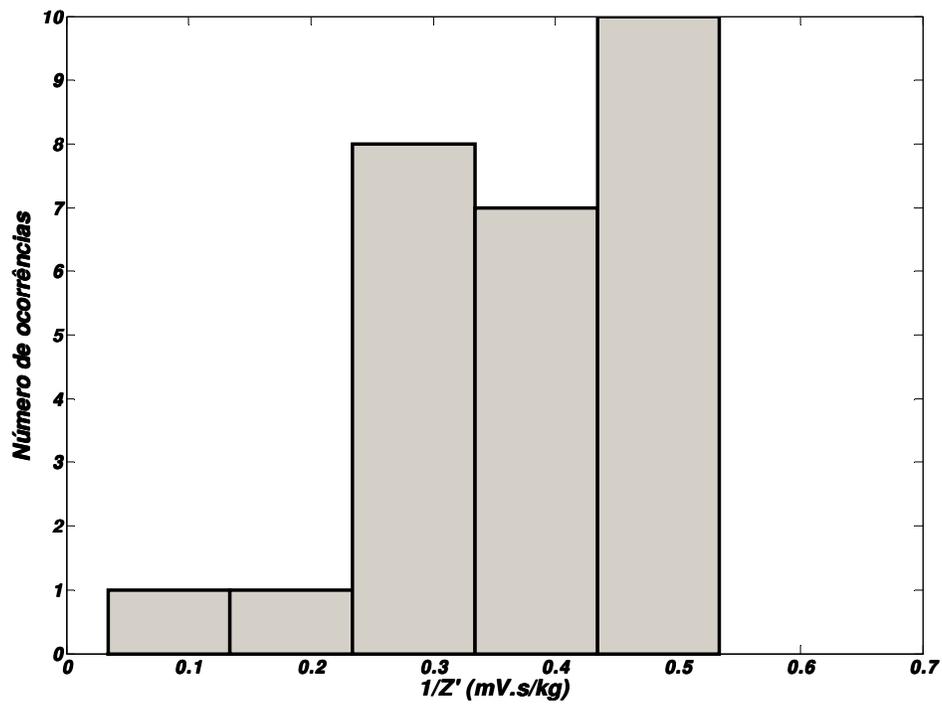


Figura 68 – Histograma Sensor 3 / Nº calçado (Plataforma).

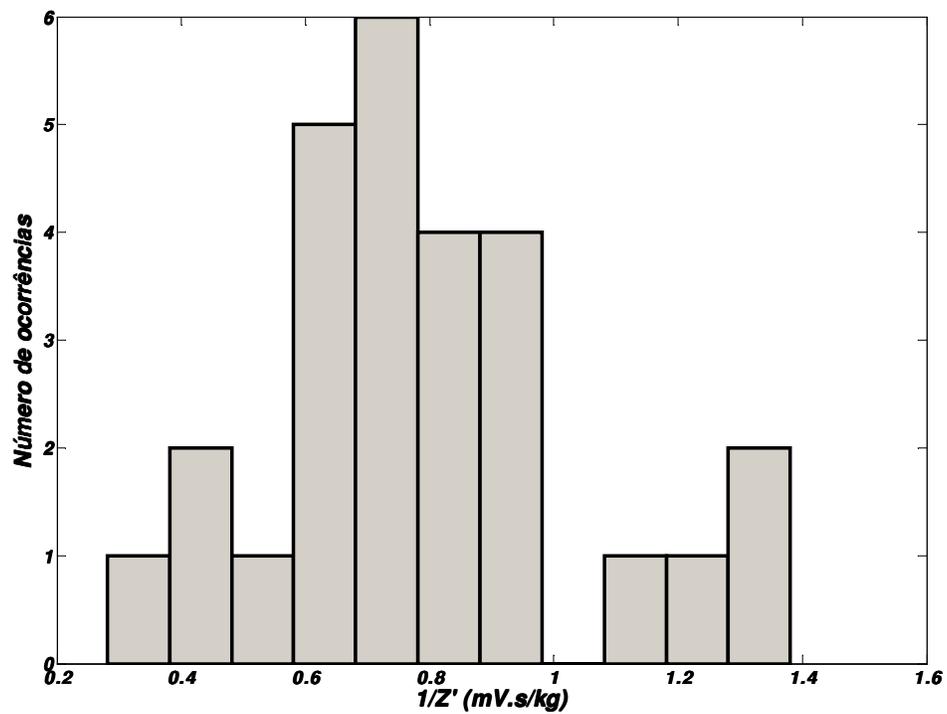


Figura 69 – Histograma Sensor 4 / Nº calçado (Plataforma).

### 5.3 Análise dos resultados

Ao fazer a análise dos resultados obtidos, encontramos altos valores de desvio padrão, mostrando a existência de uma grande dispersão entre as vinte medições realizadas para cada amostra. A primeira hipótese é de que isto pode ter sido causado por três fatores principais: a dificuldade das pessoas em apoiar os pés exatamente sobre os sensores; flexões na madeira quando sob pressão; e também a transmissão de força pela madeira, fazendo com que cada sensor tenha alguma sensibilidade sobre o que acontece em qualquer região da madeira.

Os gráficos (figura 46 à figura 69) mostram que, além da alta dispersão dos dados, existe uma alta dispersão das médias também. A tabela 4 mostra que os valores de  $r^2$  são muito próximos de zero, indicando que não há correlação<sup>10</sup> entre as médias e qualquer uma das três variáveis (balança, altura, ou número do calçado) [28][29][30].

<i>Figura</i>	<i>Valor de <math>r^2</math></i>
Figura 46	0,0474
Figura 47	0,0963
Figura 48	0,1944
Figura 49	0,0177
Figura 54	0,0455
Figura 55	0,0179
Figura 56	0,0056
Figura 57	0,0006
Figura 62	0,0482
Figura 63	0,0703
Figura 64	0,0150
Figura 65	0,0021

**Tabela 4 – Valores de  $r^2$  (plataforma)**

Com intuito de tentar melhorar os resultados, foram utilizados alguns dos artifícios estatísticos utilizados por Salustiano [31] no seu trabalho sobre fusão de sensores, como por exemplo, o critério de Chauvenet. Apesar de ter diminuído os valores de desvio padrão das médias, não houve melhora significativa nos resultados, ou seja, as dispersões nas curvas continuaram maiores ou iguais às mostradas neste trabalho.

Como não houve dados comprovando que a altura ou o número do calçado tenham influência sobre os dados, a partir deste ponto só será analisada a relação sinal entre o sensor e o peso da balança.

<sup>10</sup> O índice de correlação utilizado é  $r^2$ , onde  $0 \leq r^2 \leq 1$ , sendo que zero representa nenhuma correlação e 1, correlação perfeita.

# Capítulo 6

## Caracterização de pisadas com sensores instalados no chão

### *6.1 Montagem*

A fim de verificar se a hipótese levantada sobre a dispersão dos dados é condizente, foi feita uma nova montagem em que os sensores foram colocados diretamente no chão. Sobre cada sensor, foi colocado um pedaço de borracha (do mesmo tipo que foi utilizado na plataforma) com aproximadamente 5 cm de largura e 10 cm de comprimento. A figura 70 mostra a disposição da nova montagem e a figura 71 detalha a posição de 2 sensores relativos ao pé esquerdo. Dessa forma, além de destacar o lugar onde a pessoa deve pisar, não existem mais as influências da flexão da madeira nas medições nem forças aplicadas em um sensor que sejam sentidas pelos outros.



Figura 70 – Foto da montagem da sobre o piso.

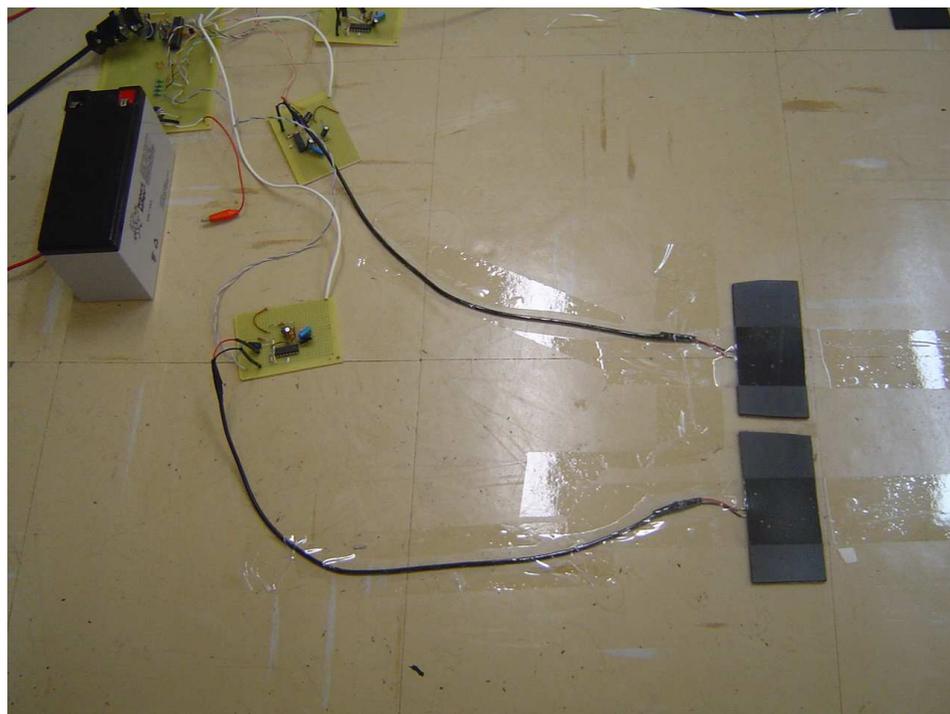


Figura 71 – Detalhe da montagem.

## 6.2 Medição com diversas pessoas

Foi mantido o processo de 20 medições por pessoa, só que dessa vez, para duas destas pessoas, foram acrescentados alguns quilos nos braços ou nas pernas, de forma a obter para o mesmo indivíduo diversos pesos diferentes.

Donker *et al.* mostram que, no andar humano, a adição de massa (carga) em uma perna causa mudanças substanciais no ciclo de passo (aumento da duração do balanço, diminuição na duração do período de suporte dos dois pés no chão), embora tenha sido observado pouco efeito na cadência [32]. Também foi reportado que o custo metabólico durante a caminhada com cargas não é necessariamente aumentado se a carga for menor do que 20% do peso da pessoa [33]. Levando tudo isto em consideração, decidimos não ultrapassar 20% do peso da pessoa com as cargas adicionais.

### 6.2.1 Resultados

No mesmo formato que o utilizado no item 5.2, são mostrados os resultados referentes à montagem do item 6.1. A tabela 5 está ordenada segundo o valor da balança.

Amostra	Balança (kg)	Sensor 1 (mV.s)	Sensor 2 (mV.s)	Sensor 3 (mV.s)	Sensor 4 (mV.s)
Pessoa 01 / dia 2	57,7	42,5 ± 13,4	59,1 ± 12,5	34,4 ± 19,0	88,3 ± 21,8
Pessoa 01 / dia 1	57,8	58,8 ± 13,8	86,8 ± 14,6	32,5 ± 13,9	118,8 ± 37,7
Pessoa 03 / dia 2	61,0	56,4 ± 9,5	91,1 ± 12,3	36,9 ± 17,3	145,4 ± 67,6
Pessoa 01 + 4kg braço / dia 2	61,4	54,5 ± 9,2	85,0 ± 10,4	55,7 ± 12,2	140,8 ± 44,4
Pessoa 06 / dia 2	62,7	56,5 ± 7,7	97,3 ± 11,0	52,0 ± 17,4	141,0 ± 25,9
Pessoa 01 + 6kg braço / dia 2	63,6	53,6 ± 10,1	102,5 ± 13,4	43,8 ± 16,5	145,7 ± 35,5
Pessoa 01 + 4kg perna + 4kg braço / dia 2	65,5	48,0 ± 17,9	98,6 ± 30,8	53,9 ± 18,5	98,2 ± 20,6
Pessoa 01 + 4kg perna + 6kg braço / dia 2	67,4	42,4 ± 11,6	50,4 ± 13,0	53,7 ± 10,5	51,6 ± 21,9
Pessoa 12 / dia 1	69,3	53,5 ± 10,0	83,8 ± 13,6	55,6 ± 10,0	102,7 ± 18,9
Pessoa 14 / dia 1	71,6	57,3 ± 12,9	78,9 ± 12,6	46,8 ± 19,4	125,1 ± 33,0
Pessoa 14 + 6kg braço / dia 2	77,6	77,0 ± 30,8	67,9 ± 16,1	41,9 ± 15,4	109,7 ± 20,6
Pessoa 21 / dia 2	80,2	53,5 ± 14,7	80,5 ± 8,8	63,3 ± 16,5	101,1 ± 20,3
Pessoa 22 / dia 2	81,6	89,4 ± 18,9	73,1 ± 21,4	64,2 ± 12,8	111,7 ± 21,4
Pessoa 22 / dia 1	82,1	82,2 ± 22,7	76,9 ± 15,1	63,1 ± 14,5	108,0 ± 25,5
Pessoa 22 + 4kg perna / dia 1	85,5	90,0 ± 22,1	83,0 ± 13,6	65,5 ± 12,3	85,4 ± 26,0
Pessoa 22 + 4kg perna / dia 2	85,5	80,8 ± 14,2	86,2 ± 15,9	67,3 ± 14,4	114,1 ± 30,1
Pessoa 22 + 6kg braço / dia 2	87,6	92,4 ± 14,7	76,4 ± 13,6	71,9 ± 14,8	77,0 ± 31,1
Pessoa 22 + 6kg braço / dia 1	87,7	91,4 ± 13,0	80,5 ± 19,9	68,8 ± 11,6	80,4 ± 27,5
Pessoa 22 + 4kg perna + 4kg braço / dia 1	89,7	85,9 ± 17,4	81,6 ± 18,2	65,5 ± 9,9	92,2 ± 39,5
Pessoa 22 + 4kg perna + 6kg braço / dia 1	91,7	95,3 ± 13,7	96,0 ± 13,3	82,7 ± 15,7	87,9 ± 24,9

Tabela 5 – Resultados de Média ± Desvio Padrão (Piso, com 20 medições por amostra).

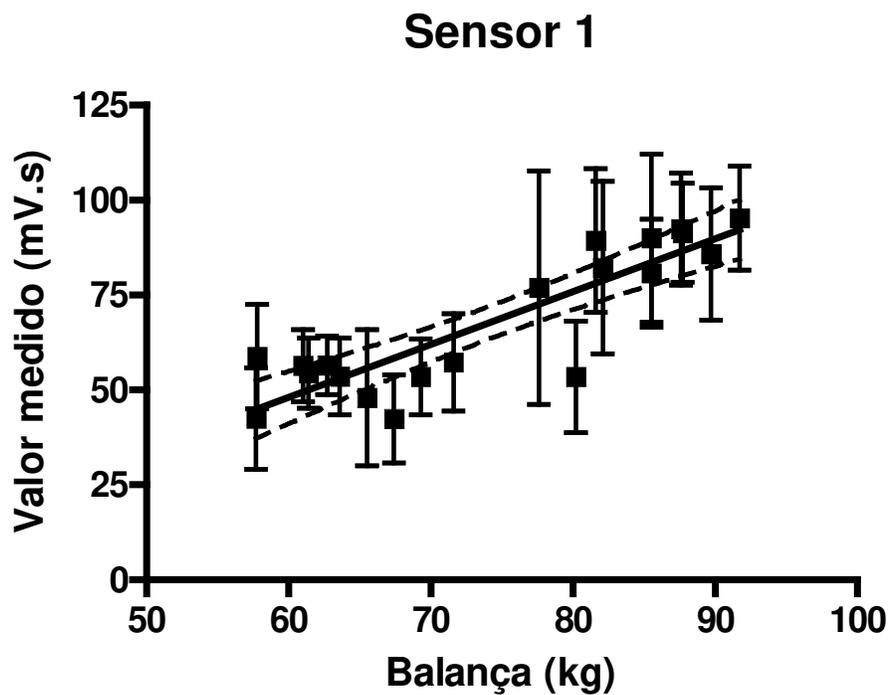


Figura 72 – Gráfico Sensor 1 x Balança (Piso).

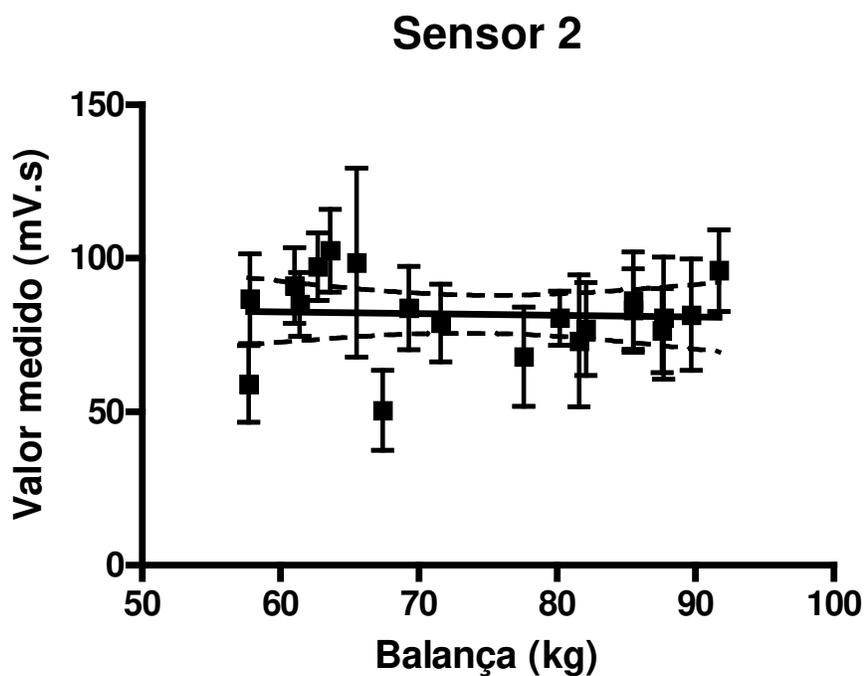


Figura 73 – Gráfico Sensor 2 x Balança (Piso).

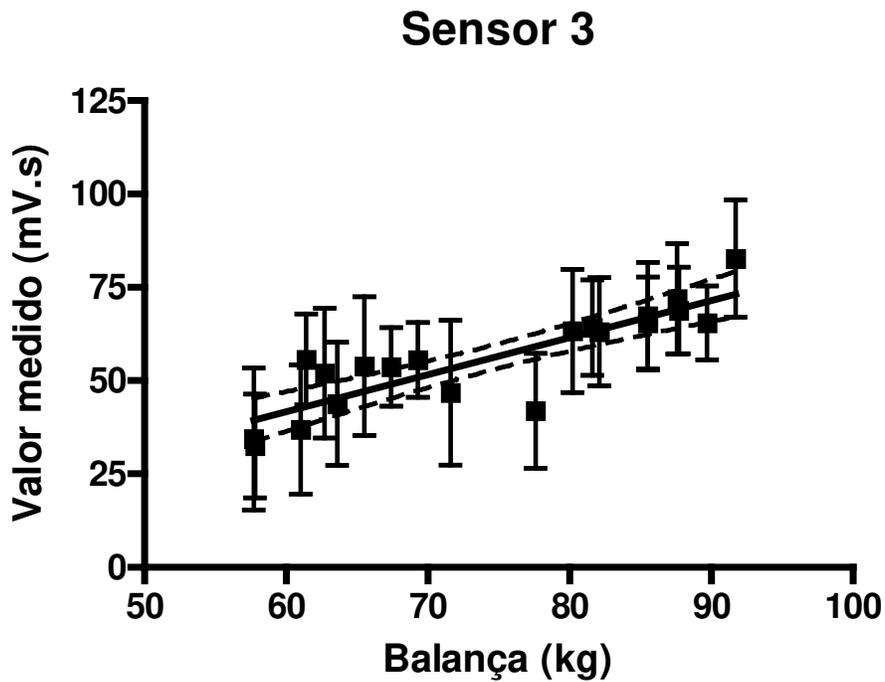


Figura 74 – Gráfico Sensor 3 x Balança (Piso).

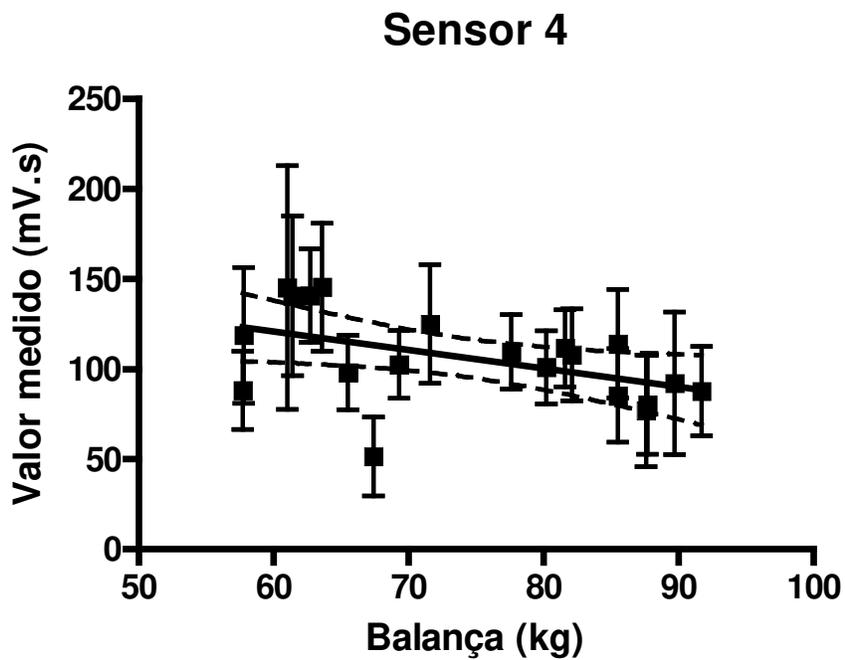


Figura 75 – Gráfico Sensor 4 x Balança (Piso).

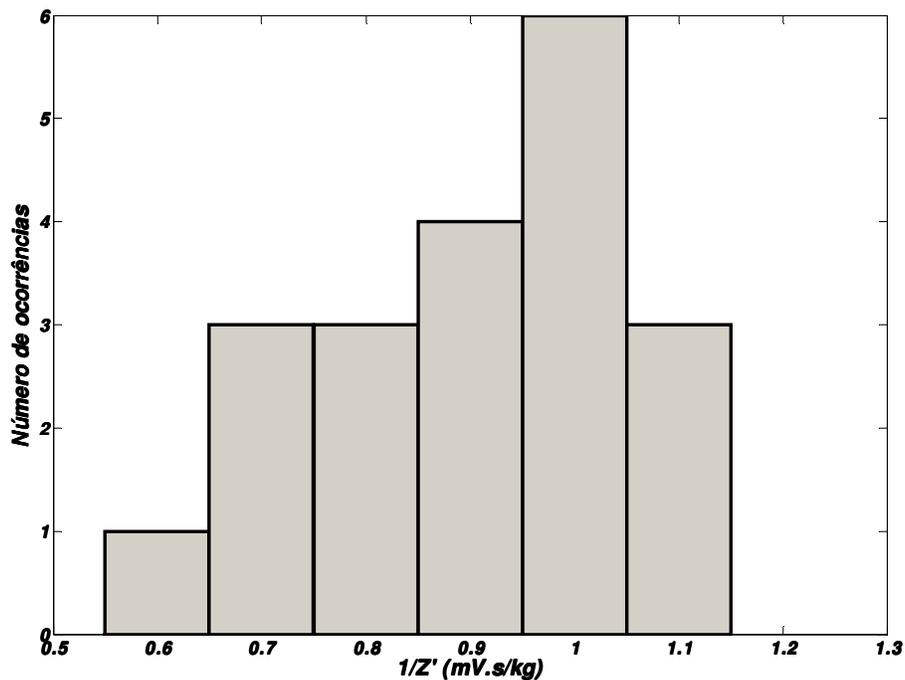


Figura 76 – Histograma Sensor 1 x Balança (Piso).

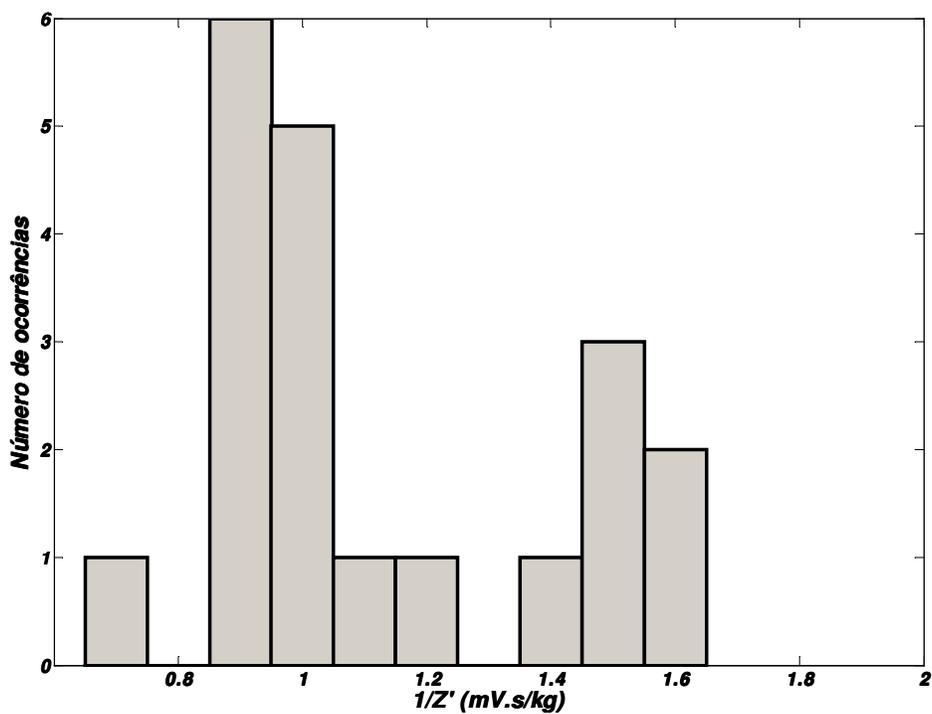


Figura 77 – Histograma Sensor 2 x Balança (Piso).

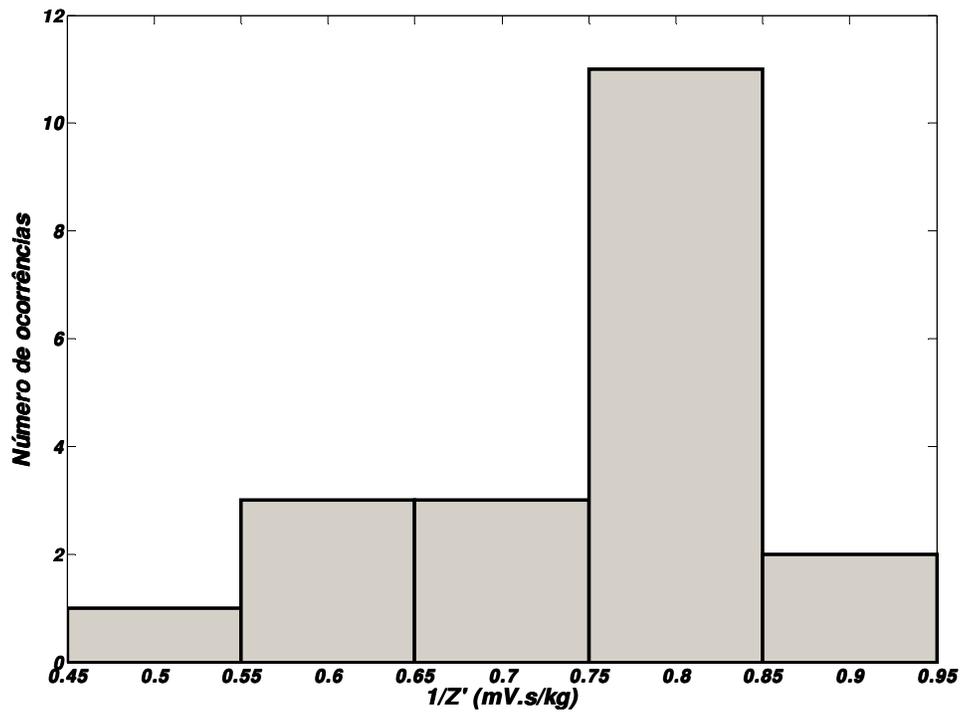


Figura 78 – Histograma Sensor 3 x Balança (Piso).

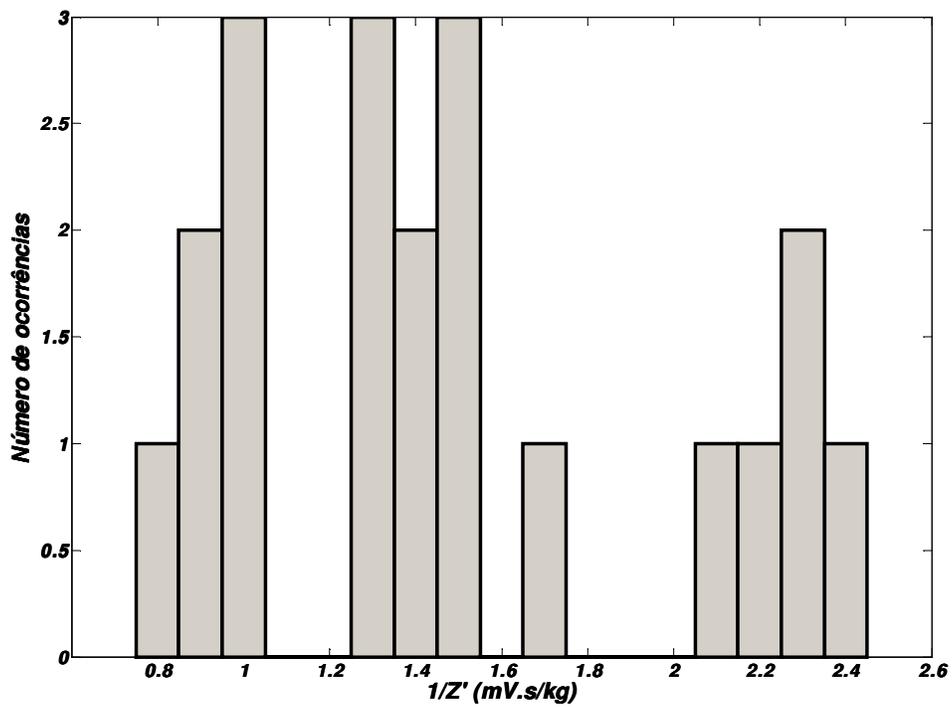


Figura 79 – Histograma Sensor 4 x Balança (Piso).

## 6.2.2 Análise dos resultados

Com os dados obtidos, faremos somente a análise considerando os sensores que possuem uma correlação significativa entre seus valores medidos e o valor da balança (tabela 6). Por esse critério, temos os sensores 1 e 3 com forte correlação.

<b>Figura</b>	<b>Valor de <math>r^2</math></b>
Figura 72	0,7763
Figura 73	0,0028
Figura 74	0,7401
Figura 75	0,2289

**Tabela 6 – Valores de  $r^2$  (Piso)**

Os gráficos das figura 72 e figura 74, referentes aos sensores 1 e 3 respectivamente, mostram que a regressão linear pode trazer uma boa estimativa de modelo. Os histogramas mostrados nas figura 76 e figura 78 indicam um leve viés para a direita, quando o esperado é que estas curvas tivessem uma dispersão gaussiana, já que estamos trabalhando com a média dos sinais. Isto mostra que não podemos, por enquanto, aproximar a curva para o modelo deduzido no item 3.3, ou seja, não é possível calcular um fator de conversão, pois o valor médio não representa os resultados de forma satisfatória.

É possível verificar que os valores em  $y$  das regressões, para o  $x = 0$ , são positivos. Isso ocorre porque existe um *offset* não desprezível, que não é considerado no modelo inicial.

Lembrando que os sensores 1 e 3 são referentes aos calcanhares, dois caminhos podem ser tomados para a explicação dos resultados. O primeiro é que, pela montagem, é mais garantido o acerto do calcanhar sobre o sensor do que da parte frontal. Outro caminho é considerar que o desvio na pisada não é significativo e, portanto, a força aplicada na parte frontal do pé não teria correlação com a massa corpórea do indivíduo.

### 6.3 Medição com duas pessoas

Os dados mostrados no item 6.2.1 sugerem que se faça uma maior análise da utilização de somente uma pessoa com uma gama maior de quilos acrescentados. Para este teste, foram escolhidos um homem e uma mulher com uma diferença grande de pesos. Foram escolhidas, então, as pessoas 1 e 22.

Além disso, a quantidade de medições foi aumentada de 20 para 50, com a intenção de tentar diminuir os valores de desvio padrão.

#### 6.3.1 Resultados

Amostra	Balança (kg)	Sensor 1 (mV.s)	Sensor 2 (mV.s)	Sensor 3 (mV.s)	Sensor 4 (mV.s)
Pessoa 01 / dia 2	57,9	55,7 ± 14,9	89,6 ± 23,6	56,7 ± 17,6	105,7 ± 29,6
Pessoa 01 + 01kg / dia 2	58,8	52,8 ± 12,6	86,8 ± 16,4	48,9 ± 17,4	108,8 ± 31,6
Pessoa 01 + 02kg / dia 2	59,8	51,5 ± 12,3	92,2 ± 25,8	47,9 ± 13,5	131,2 ± 33,1
Pessoa 01 + 03kg / dia 2	60,8	48,5 ± 9,9	79,8 ± 18,5	48,8 ± 13,7	128,8 ± 31,5
Pessoa 01 + 04kg / dia 2	61,8	53,4 ± 12,3	85,7 ± 21,1	53,4 ± 15,5	126,2 ± 32,9
Pessoa 01 + 05kg / dia 2	62,5	53,3 ± 12,5	72,8 ± 11,5	61,4 ± 12,7	87,4 ± 25,6
Pessoa 01 + 06kg / dia 2	63,7	60,5 ± 10,9	74,1 ± 15,9	65,8 ± 13,9	97,3 ± 28,8
Pessoa 01 + 07kg / dia 2	64,6	58,7 ± 15,0	74,9 ± 16,3	58,9 ± 14,8	88,9 ± 22,1
Pessoa 01 + 08kg / dia 2	65,9	54,3 ± 12,4	74,7 ± 16,5	64,0 ± 12,6	88,8 ± 23,9
Pessoa 01 + 09kg / dia 2	67,0	52,7 ± 9,9	71,1 ± 11,8	58,2 ± 13,5	105,5 ± 33,5
Pessoa 01 + 10kg / dia 2	68,0	53,3 ± 9,6	70,6 ± 13,2	61,9 ± 12,0	97,6 ± 28,4
Pessoa 22 / dia 4	81,5	87,3 ± 18,3	96,0 ± 46,8	71,1 ± 11,8	85,1 ± 19,8
Pessoa 22 / dia 3	82,0	75,7 ± 13,6	80,3 ± 26,5	72,3 ± 19,4	85,8 ± 22,7
Pessoa 22 / dia 1	82,0	79,7 ± 14,3	79,5 ± 13,7	72,0 ± 17,6	82,8 ± 27,6
Pessoa 22 + 02kg / dia 4	83,7	85,0 ± 20,1	84,5 ± 43,9	60,7 ± 16,1	66,1 ± 17,7
Pessoa 22 + 02kg / dia 5	83,9	76,5 ± 14,7	88,8 ± 43,3	68,2 ± 14,5	79,6 ± 19,9
Pessoa 22 + 04kg / dia 3	85,9	84,2 ± 16,6	82,5 ± 25,3	74,8 ± 22,9	87,3 ± 18,2
Pessoa 22 + 06kg / dia 3	87,7	88,9 ± 15,4	76,9 ± 23,6	86,4 ± 15,3	83,1 ± 21,7
Pessoa 22 + 07kg / dia 5	88,6	93,3 ± 17,9	76,6 ± 17,3	69,3 ± 15,0	67,2 ± 19,5
Pessoa 22 + 08kg / dia 4	89,6	77,0 ± 17,7	78,9 ± 20,7	55,3 ± 14,4	62,8 ± 19,5
Pessoa 22 + 08kg / dia 5	89,8	66,7 ± 12,9	67,7 ± 19,4	59,1 ± 10,7	69,7 ± 24,9
Pessoa 22 + 09kg / dia 3 – 1	91,1	84,3 ± 14,4	69,8 ± 22,6	73,8 ± 15,6	76,9 ± 22,3
Pessoa 22 + 09kg / dia 3 – 2	91,1	81,7 ± 17,4	69,9 ± 21,0	66,3 ± 15,1	71,1 ± 20,6
Pessoa 22 + 10kg / dia 4	91,5	80,0 ± 15,3	85,1 ± 21,0	54,5 ± 12,8	75,8 ± 24,3
Pessoa 22 + 11kg / dia 5	92,6	98,3 ± 19,7	70,9 ± 25,9	73,7 ± 14,1	89,4 ± 30,8
Pessoa 22 + 13kg / dia 3	94,9	83,7 ± 15,7	76,7 ± 28,3	63,6 ± 15,2	72,2 ± 21,9
Pessoa 22 + 15kg / dia 5	95,4	91,9 ± 17,3	72,7 ± 20,0	69,8 ± 13,9	69,2 ± 29,4
Pessoa 22 + 15kg / dia 3	97,0	80,2 ± 14,4	74,5 ± 22,1	59,6 ± 11,4	87,3 ± 22,3

Tabela 7 – Resultados de Média ± Desvio Padrão (Piso, com 50 medições por amostra).

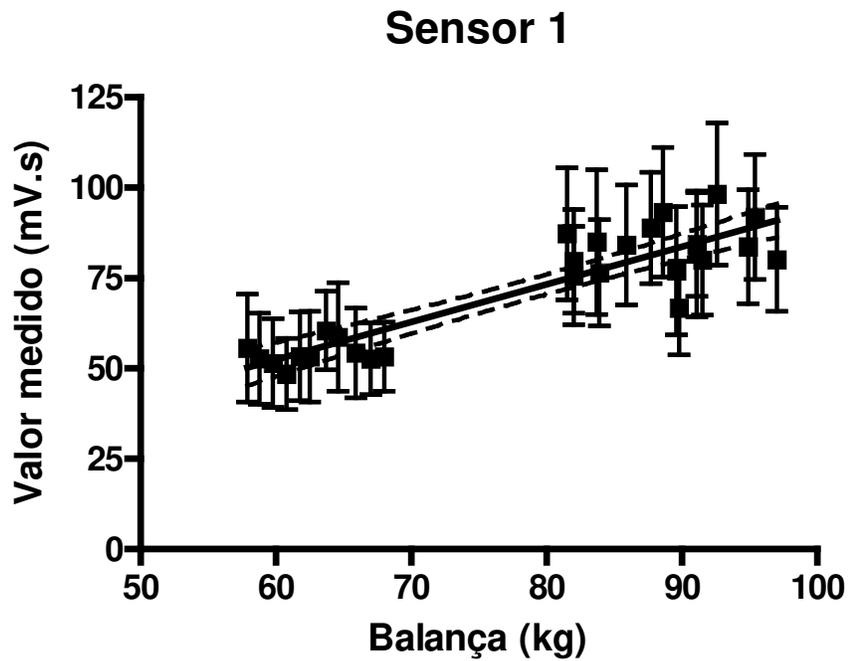
**Resultados com as duas pessoas**

Figura 80 – Gráfico Sensor 1 x Balança (Piso / Todos os dados).

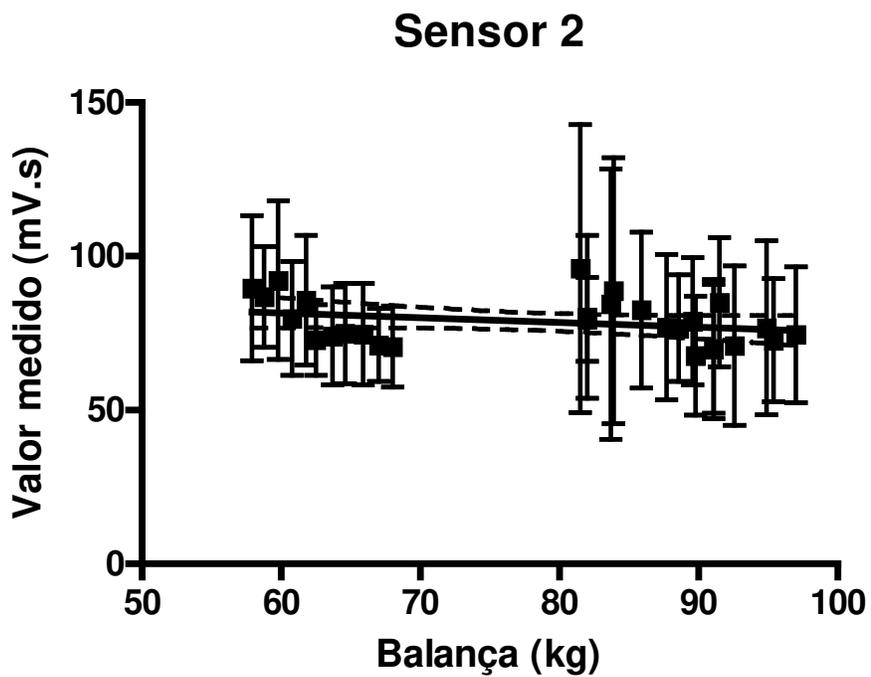


Figura 81 – Gráfico Sensor 2 x Balança (Piso / Todos os dados).

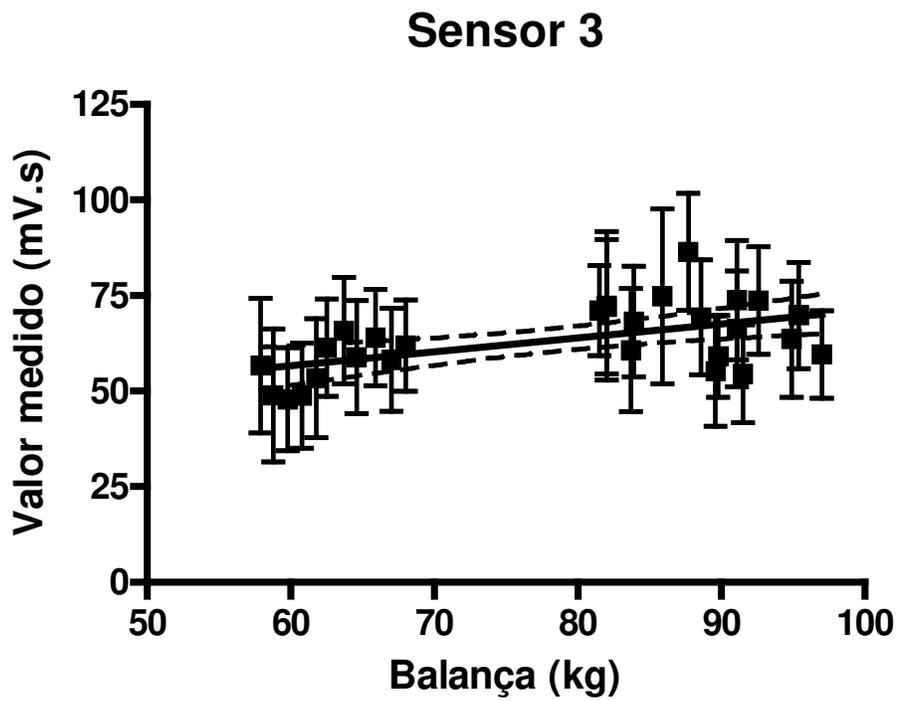


Figura 82 – Gráfico Sensor 3 x Balança (Piso / Todos os dados).

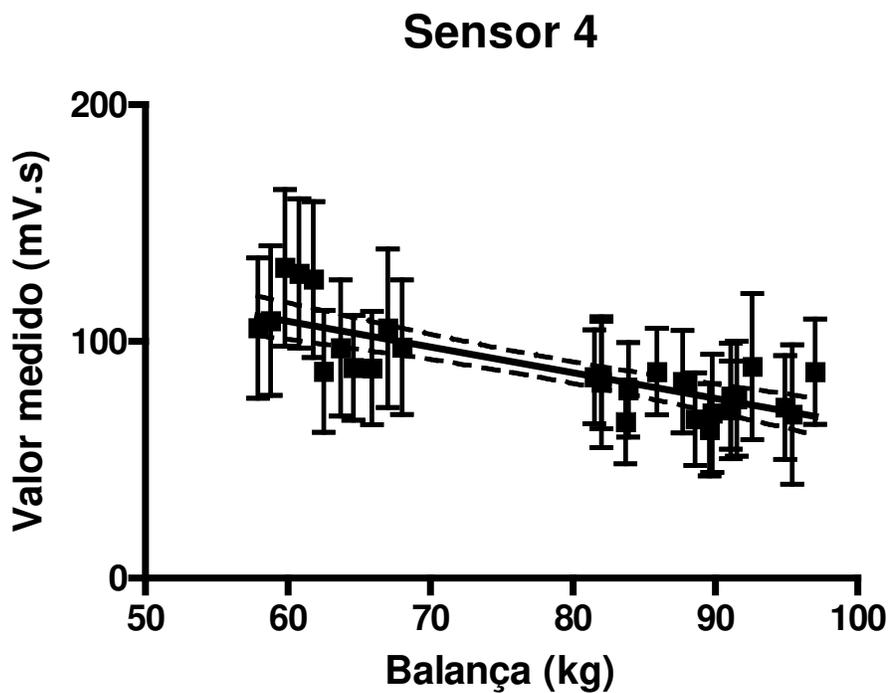


Figura 83 – Gráfico Sensor 4 x Balança (Piso / Todos os dados).

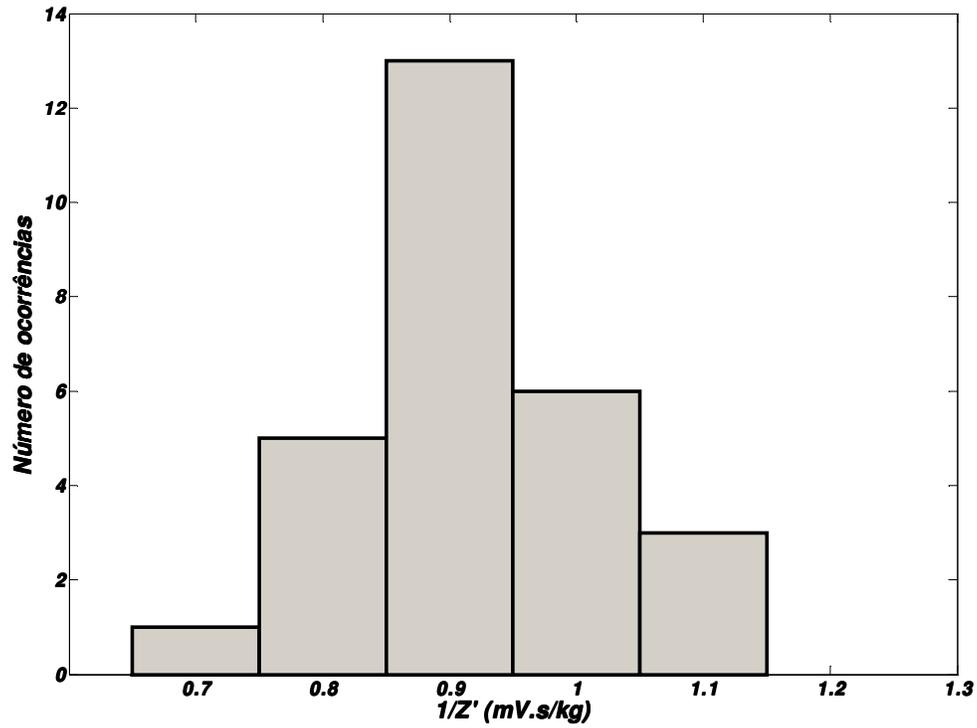


Figura 84 – Histograma Sensor 1 x Balança (Piso / Todos os dados).

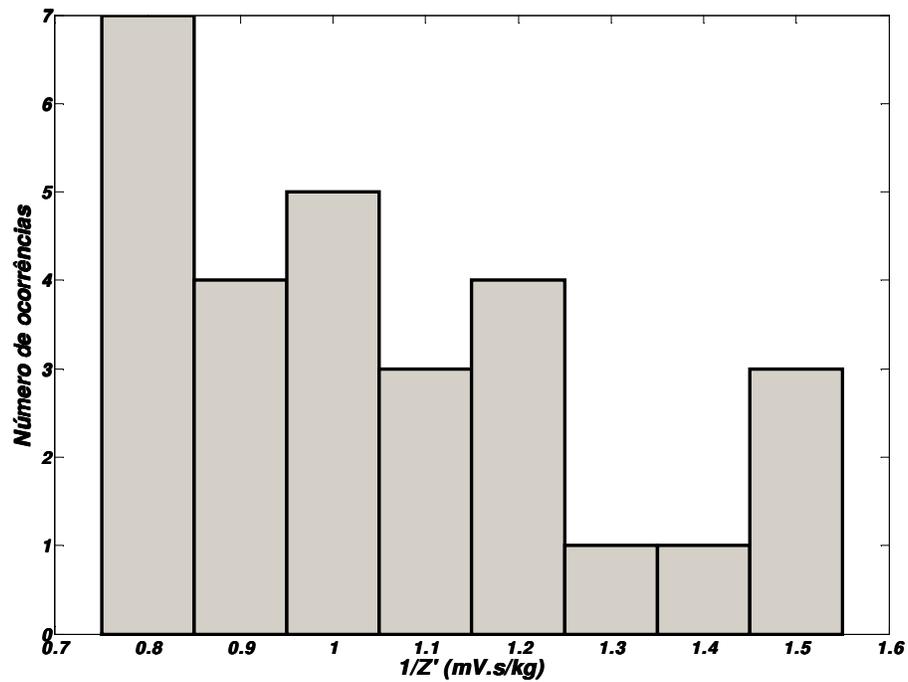


Figura 85 – Histograma Sensor 2 x Balança (Piso / Todos os dados).

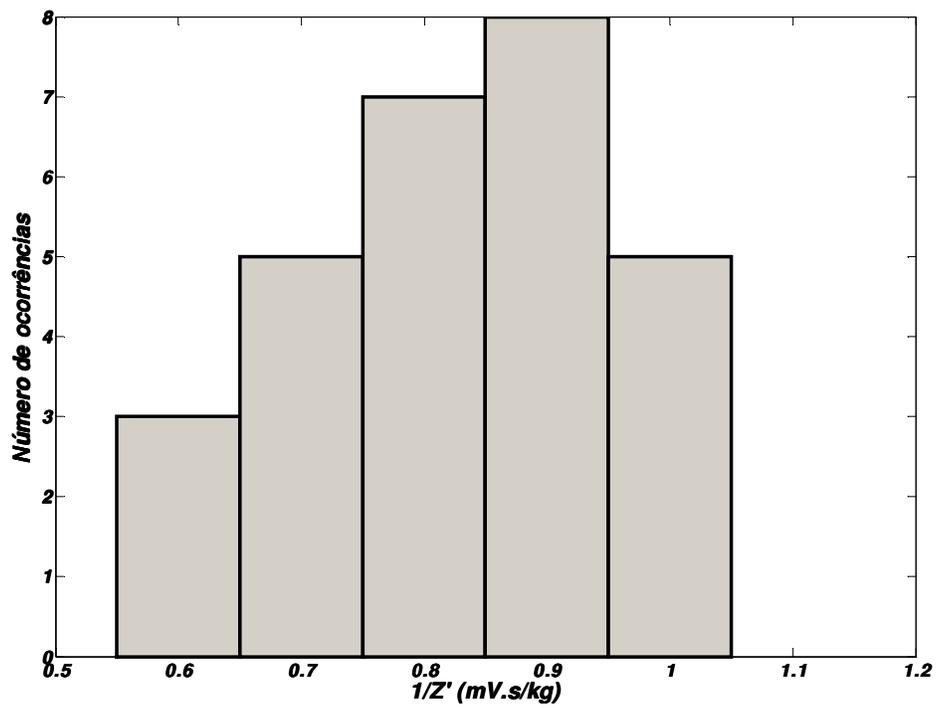


Figura 86 – Histograma Sensor 3 x Balança (Piso / Todos os dados)

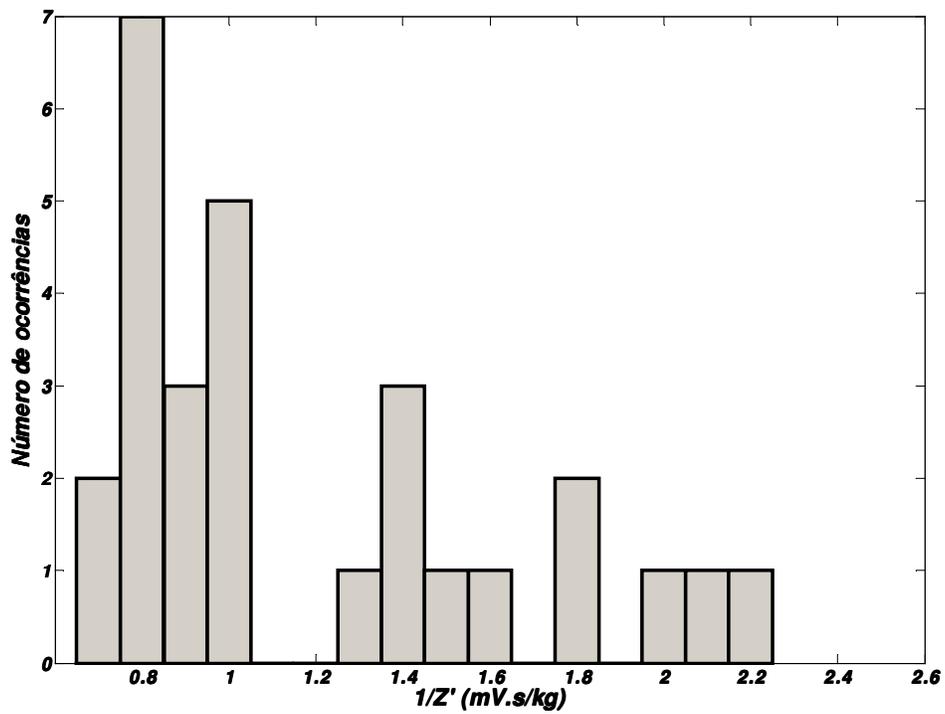


Figura 87 – Histograma Sensor 4 x Balança (Piso / Todos os dados)

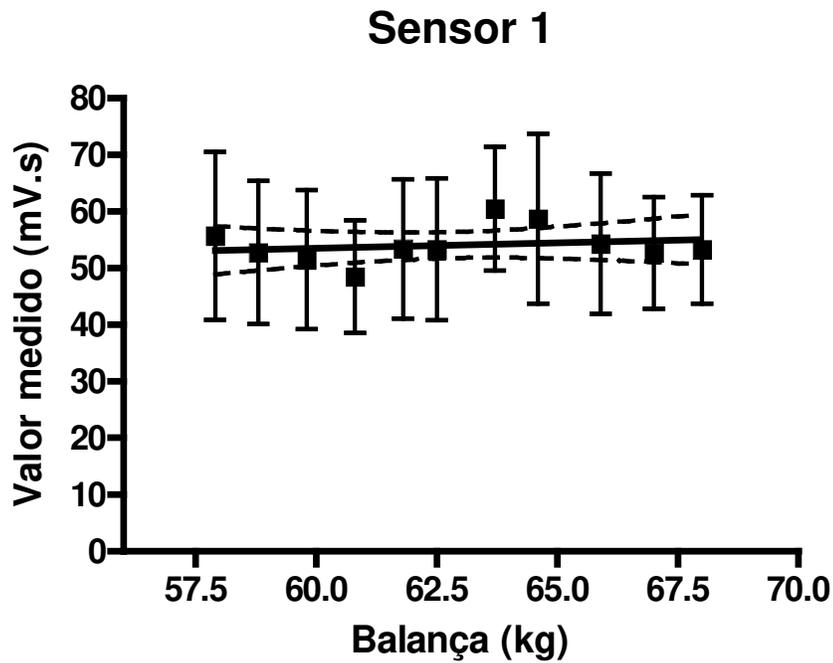
**Resultados da pessoa 1**

Figura 88 – Gráfico Sensor 1 x Balança (Piso / Pessoa 1).

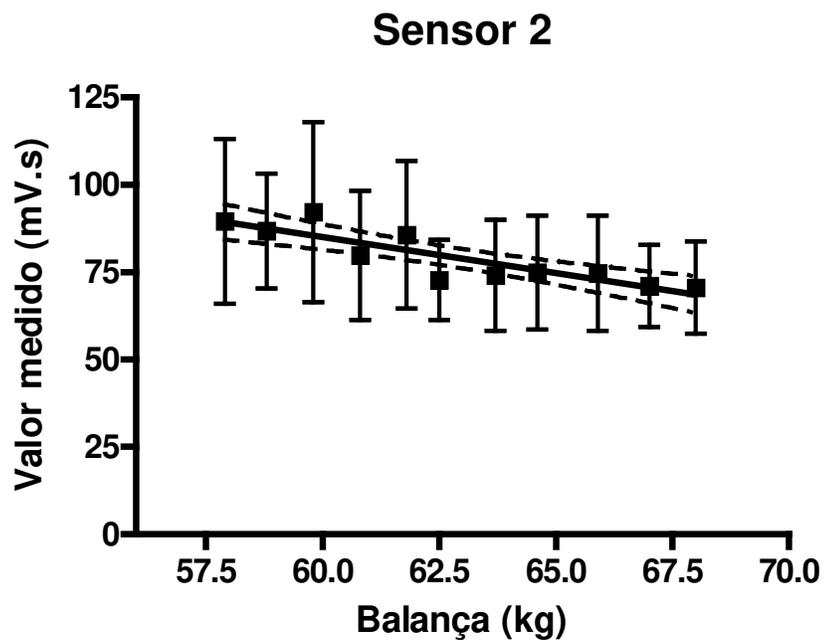


Figura 89 – Gráfico Sensor 2 x Balança (Piso / Pessoa 1)

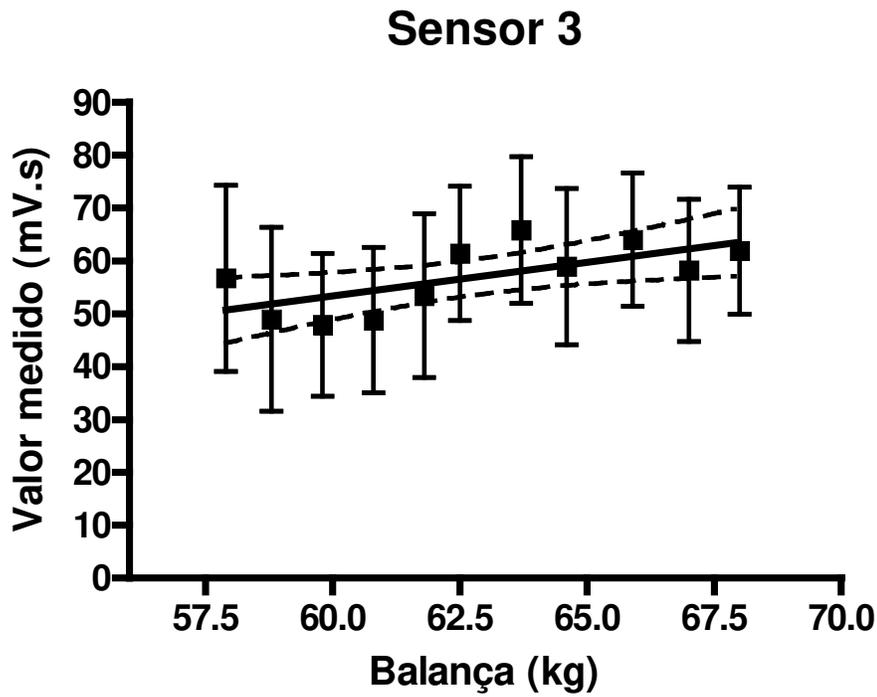


Figura 90 – Gráfico Sensor 3 x Balança (Piso / Pessoa 1).

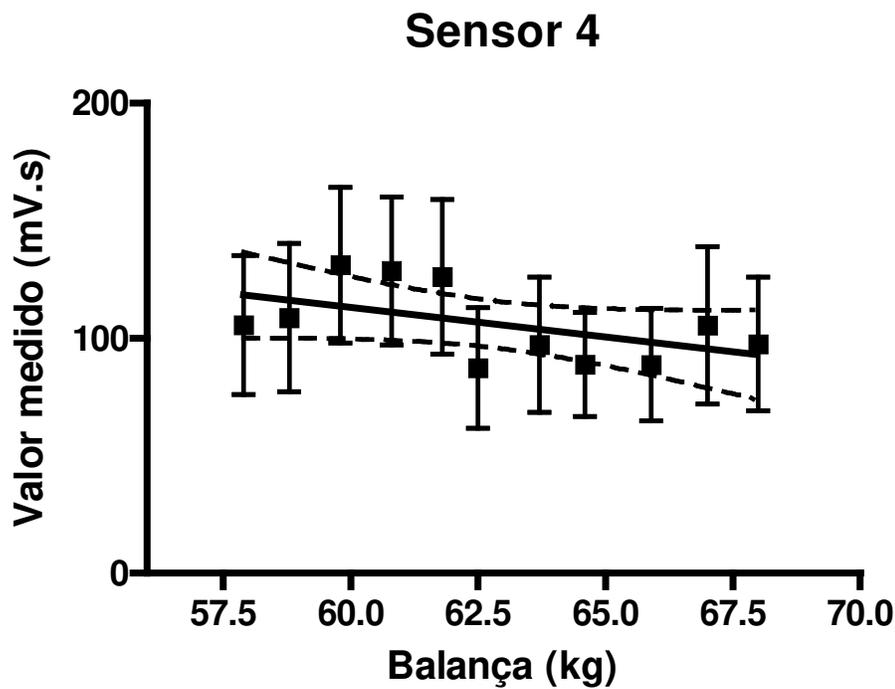


Figura 91 – Gráfico Sensor 4 x Balança (Piso / Pessoa 1).

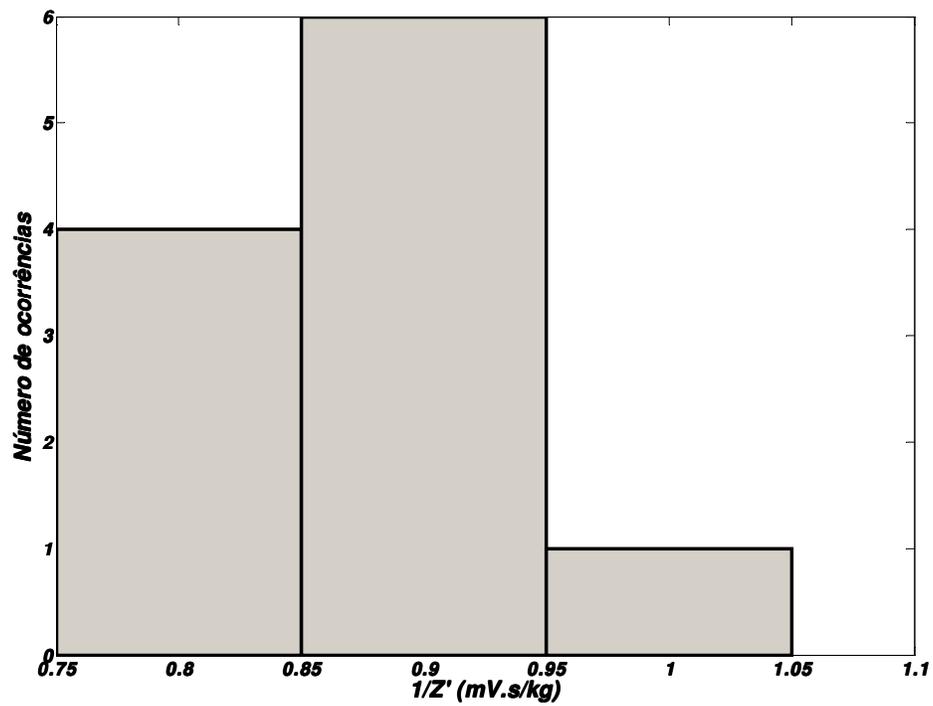


Figura 92 – Histograma Sensor 1 x Balança (Piso / Pessoa 1).

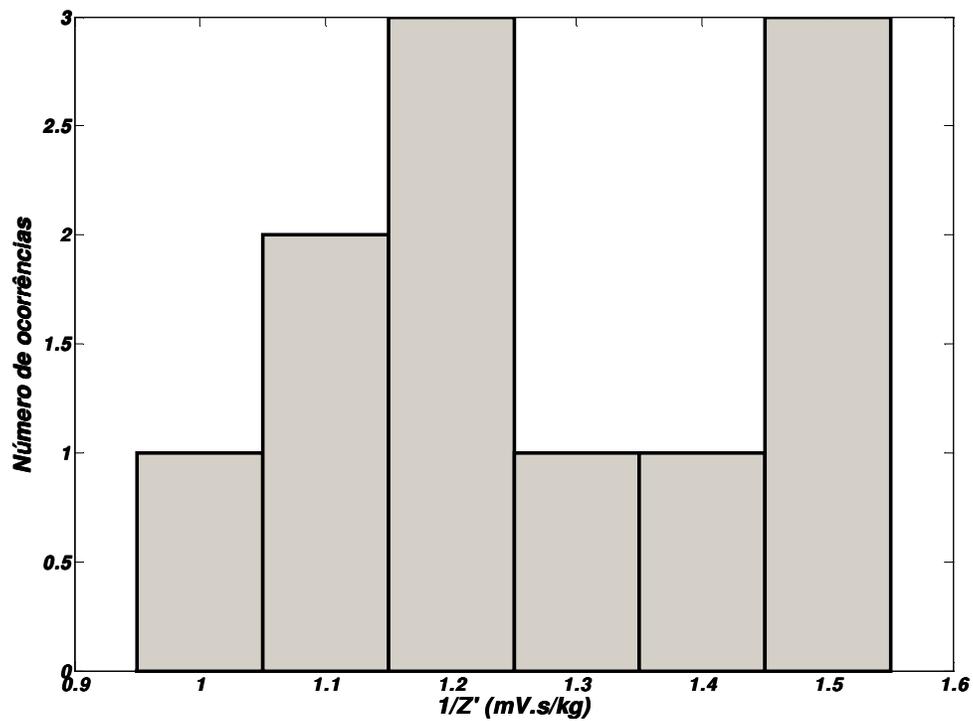


Figura 93 – Histograma Sensor 2 x Balança (Piso / Pessoa 1).

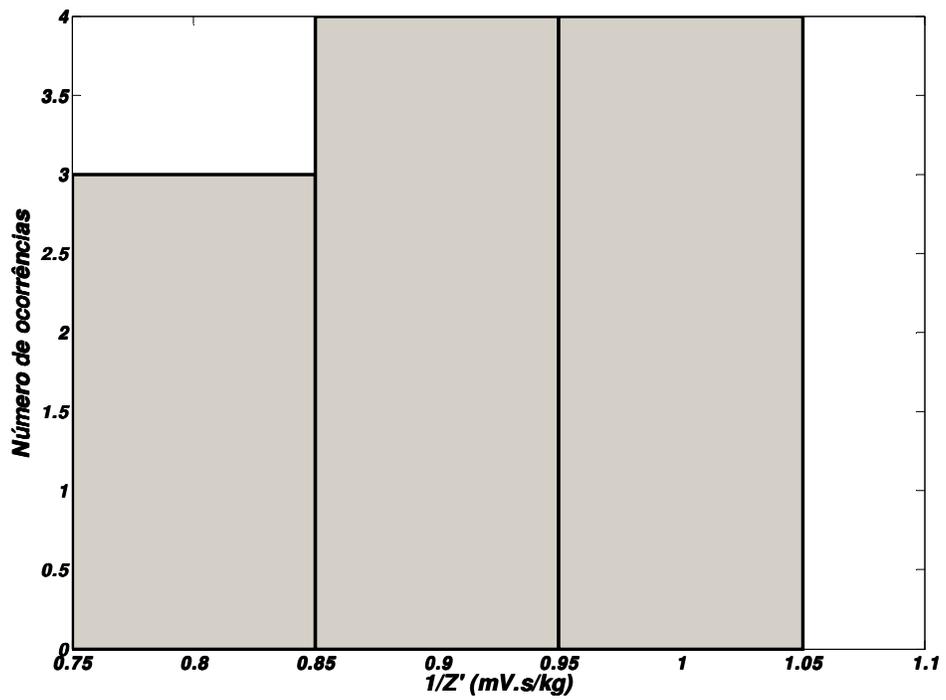


Figura 94 – Histograma Sensor 3 x Balança (Piso / Pessoa 1).

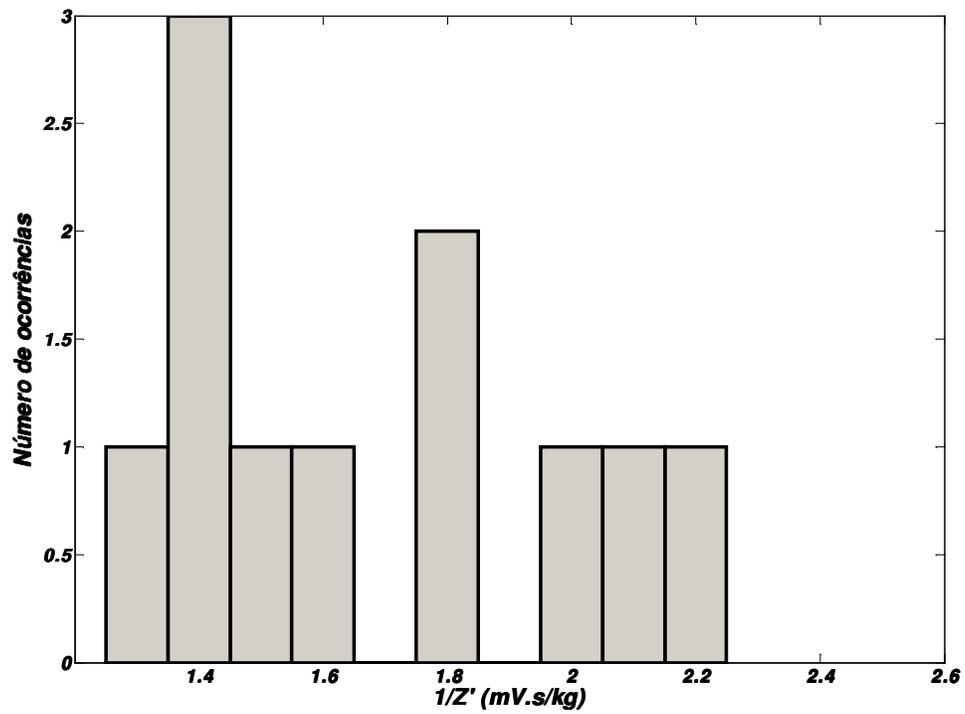


Figura 95 – Histograma Sensor 4 x Balança (Piso / Pessoa 1).

## Resultados da pessoa 22

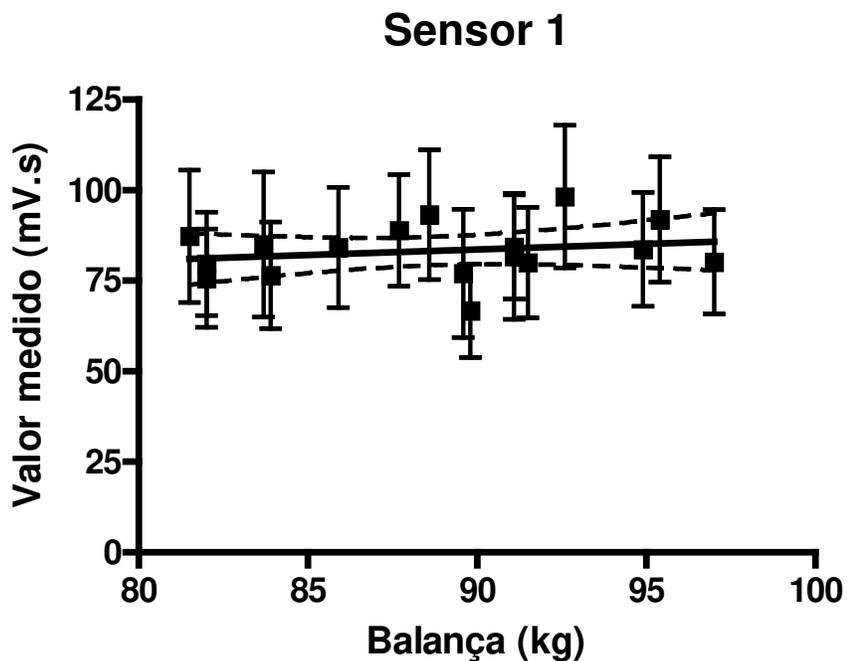


Figura 96 – Gráfico Sensor 1 x Balança (Piso / Pessoa 22).

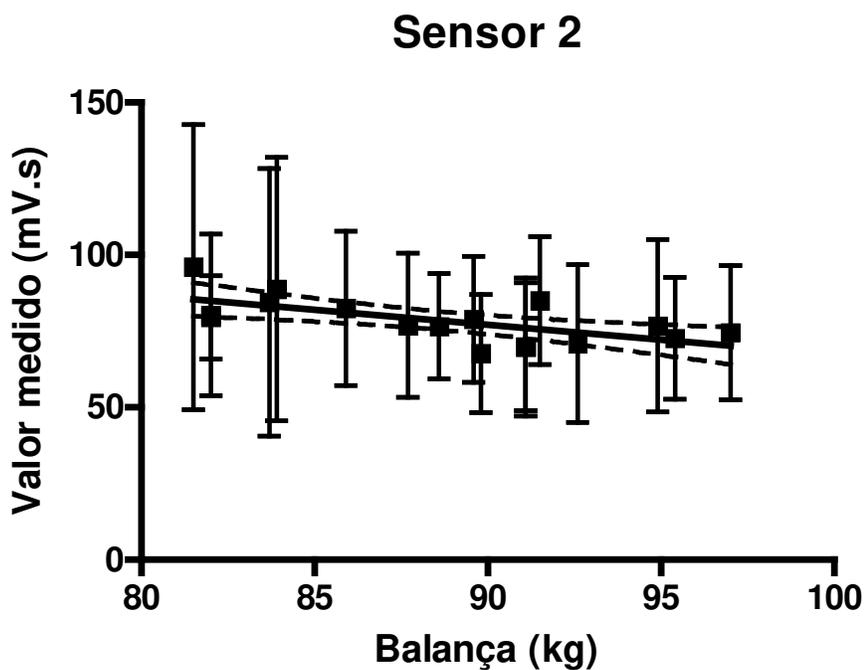


Figura 97 – Gráfico Sensor 2 x Balança (Piso / Pessoa 22).

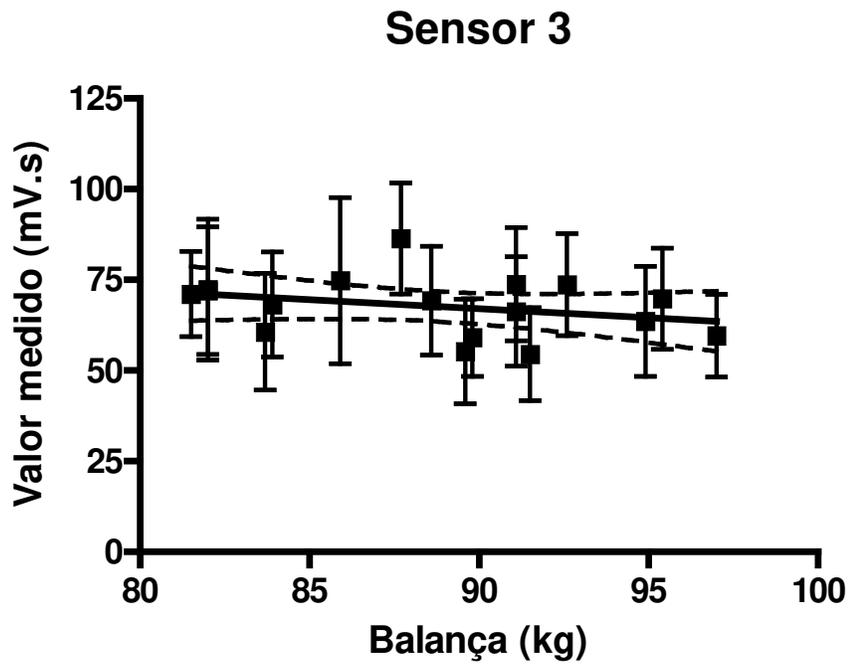


Figura 98 – Gráfico Sensor 3 x Balança (Piso / Pessoa 22).

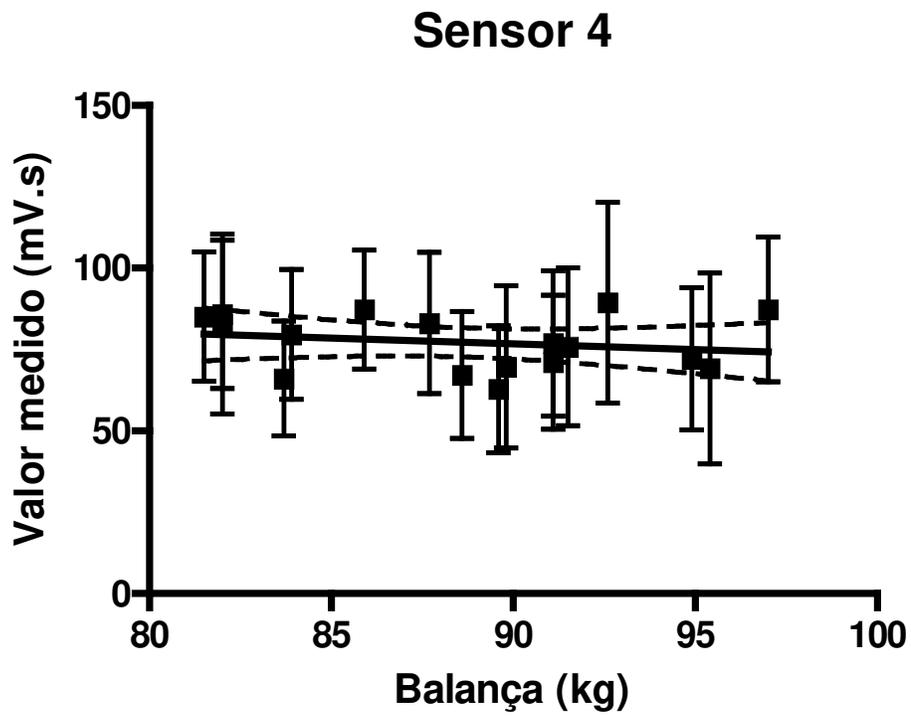


Figura 99 – Gráfico Sensor 4 x Balança (Piso / Pessoa 22).

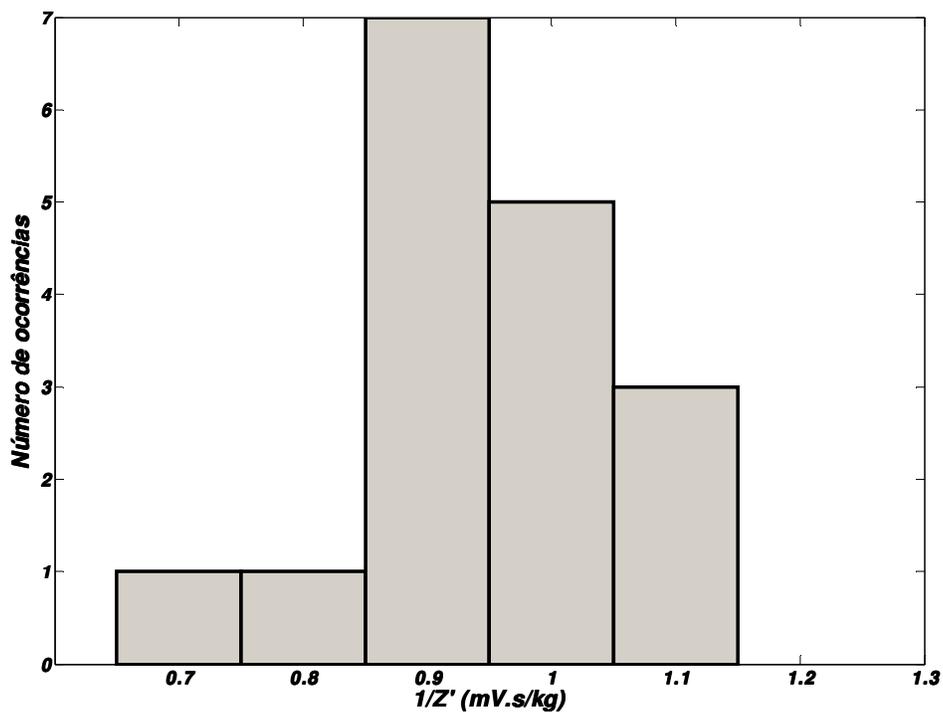


Figura 100 – Histograma Sensor 1 x Balança (Piso / Pessoa 22).

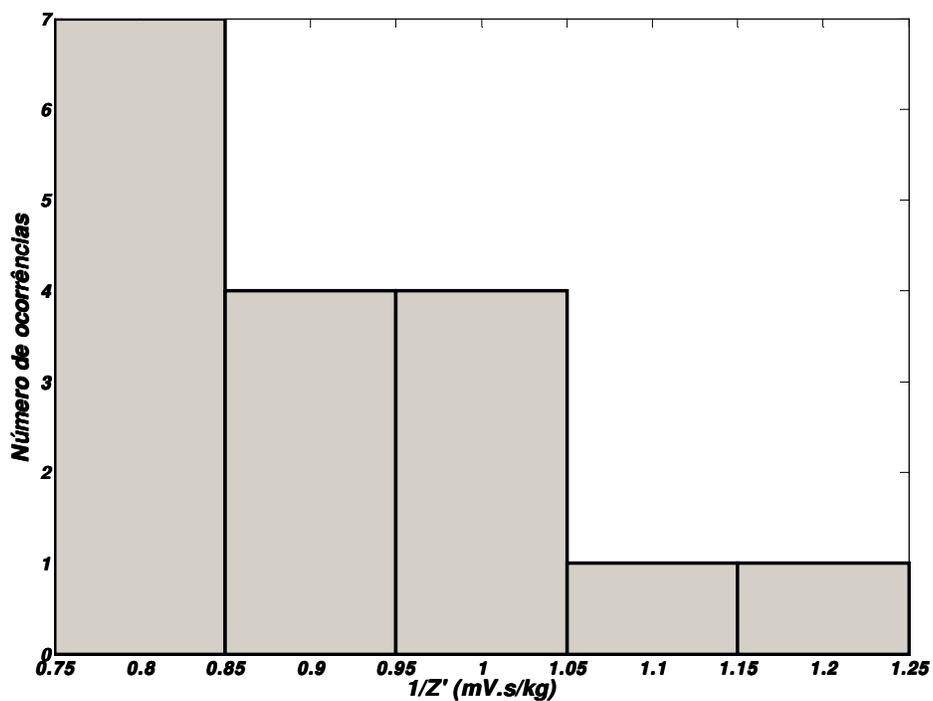


Figura 101 – Histograma Sensor 2 x Balança (Piso / Pessoa 22).

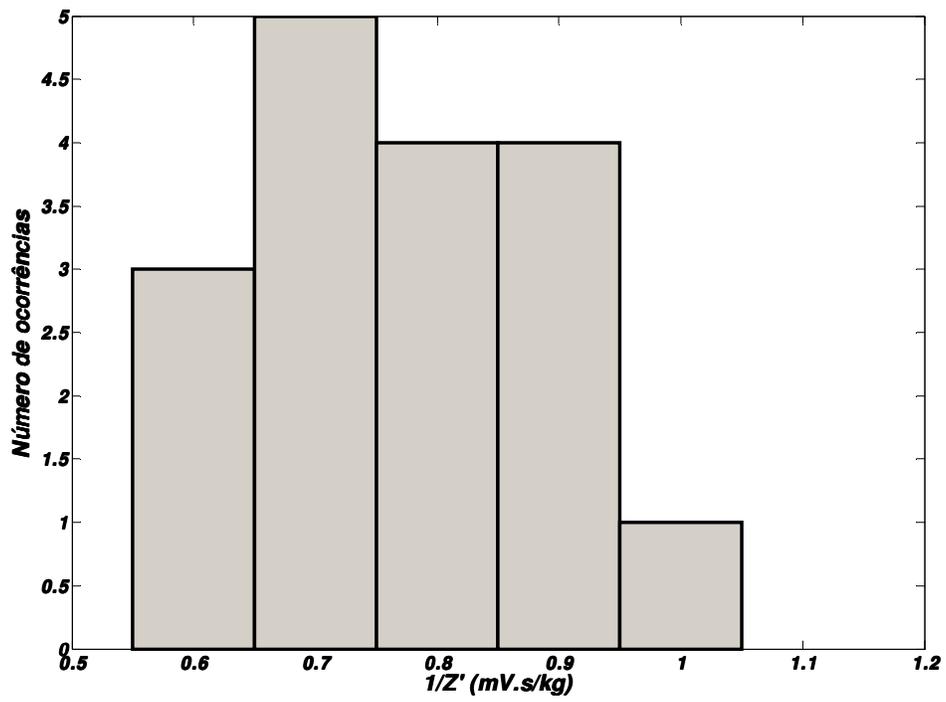


Figura 102 – Histograma Sensor 3 x Balança (Piso / Pessoa 22).

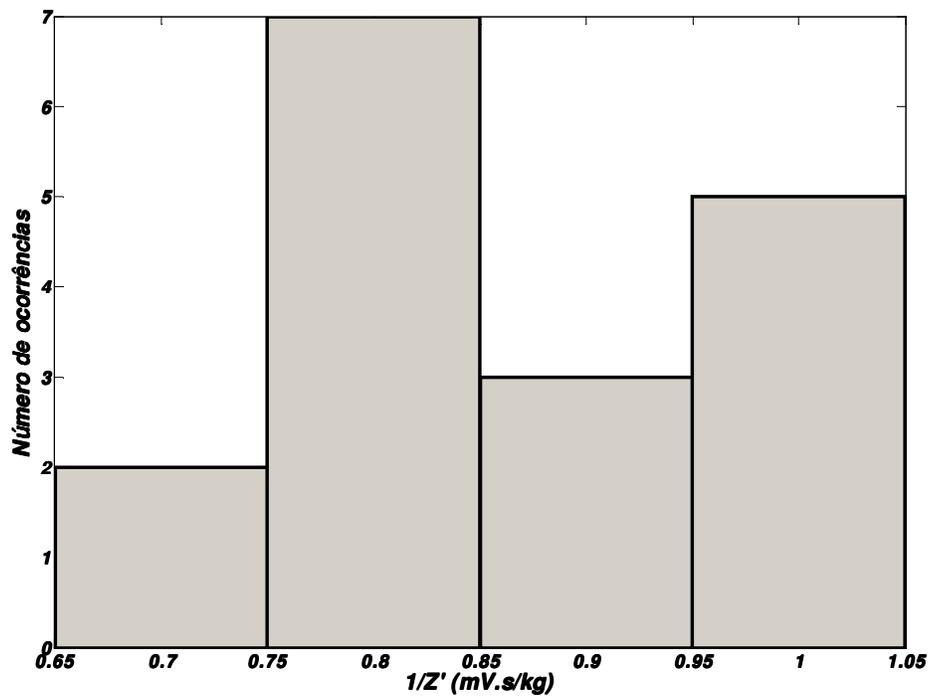


Figura 103 – Histograma Sensor 4 x Balança (Piso / Pessoa 22).

### 6.3.2 Análise dos resultados

#### Análise com as duas pessoas

A primeira análise mostra que a alteração de 20 para 50 medições não alterou de forma significativa os valores de desvio padrão, sugerindo que a dispersão dos dados pode ser intrínseca à montagem utilizada. O fato de as pisadas não caírem exatamente sobre os sensores continua sendo outra possível causa da dispersão dos dados.

Fazendo uma análise conjunta dos dados das duas pessoas, a tabela 8 mostra o sensor 1 com fortíssima correlação, maior até do que o mostrado no item 6.2.2, e o sensor 2 com correlação praticamente nula, como também ocorrido neste item. O mesmo não ocorreu com os outros sensores. O terceiro teve uma correlação fraca, e o quarto apresentou uma correlação que não pode mais ser desprezada.

<i>Figura / sensor</i>	<i>Valor de <math>r^2</math></i>
Figura 80 / sensor 1	0,8090
Figura 81 / sensor 2	0,0834
Figura 82 / sensor 3	0,3023
Figura 83 / sensor 4	0,6300

**Tabela 8 – Valores de  $r^2$  (todos os dados)**

Os histogramas dos itens 6.2.1 e 6.3.1 (referentes aos resultados das duas pessoas juntas) se mostram próximos, exceto pelos do sensor 1 que na figura 84 já apresenta uma certa aproximação com a distribuição gaussiana, diferentemente da figura 76. Isso mostra que, apesar de o sensor 4 ter mostrado uma correlação bem mais alta do que no item 6.2, os seus valores continuam bem dispersos, não se podendo afirmar, assim, que houve uma melhora nos dados deste sensor.

#### Análise das pessoas 1 e 22 separadamente

Em ambos os casos, os sensores 1 e 3 mostraram correlação baixa ou desprezível (tabela 9 e tabela 10), não confirmando as hipóteses levantadas sobre a relação da força aplicada no calcanhar com a massa corpórea do indivíduo.

Já o sensor 2 apresenta uma correlação considerável. Porém os gráficos (figura 89 e figura 97) possuem inclinação negativa, sugerindo uma diminuição do sinal para um aumento de carga. Como essa suposição contraria a teoria existente, essa hipótese será

descartada. O mais provável é que o aumento de peso forçado interfira no modo de pisar da pessoa fazendo com que esta ande de forma diferente.

<i>Figura / sensor</i>	<i>Valor de <math>r^2</math></i>
Figura 88 / sensor 1	0,0244
Figura 89 / sensor 2	0,7647
Figura 90 / sensor 3	0,4435
Figura 91 / sensor 4	0,2640

**Tabela 9 – Valores de  $r^2$  (Pessoa 1)**

<i>Figura / sensor</i>	<i>Valor de <math>r^2</math></i>
Figura 96 / sensor 1	0,0426
Figura 97 / sensor 2	0,4257
Figura 98 / sensor 3	0,0808
Figura 99 / sensor 4	0,0453

**Tabela 10 – Valores de  $r^2$  (Pessoa 22)**

Outro aspecto interessante é que, na média, os valores de desvio padrão continuam acima dos 20% das medidas. Como o aumento de carga foi de 17% para a pessoa 1 e 20% para a pessoa 22, existe a possibilidade do resultado ter sido mascarado pelo próprio desvio na medição.

## **Análise geral deste capítulo**

Um dos objetivos da nova montagem sugerida neste capítulo foi a de diminuir o valor do erro sobre cada medida. A tabela 11 mostra as médias de desvio padrão para cada sensor, nas montagens realizadas.

<i>Montagem</i>	<i>Média / Máximo de Desvio Padrão Sensor 1 (%)</i>	<i>Média / Máximo de Desvio Padrão Sensor 2 (%)</i>	<i>Média / Máximo de Desvio Padrão Sensor 3 (%)</i>	<i>Média / Máximo de Desvio Padrão Sensor 4 (%)</i>
<i>Plataforma / Tabela 2</i>	32,1 / 77,3	32,6 / 68,8	42,7 / 78,3	27,5 / 38,1
<i>Chão / Tabela 5</i>	22,5 / 40,1	18,7 / 31,3	28,5 / 55,1	28,5 / 46,5
<i>Chão (P 1 e P 22) / Tabela 7</i>	20,6 / 26,8	28,3 / 51,9	23,6 / 35,6	28,7 / 42,6

**Tabela 11 – Médias e Máximos de desvio padrão por sensor para as montagens realizadas.**

Como era esperado, para os sensores 1 e 3, o desvio padrão caiu significativamente (mais de 10%, na média, e mais de 20% no valor máximo). Para o sensor 2, a queda não foi tão expressiva na média, mas o valor máximo diminuiu consideravelmente. A variação do 4º sensor foi inexistente, o que confirma que o controle em acertar o calcanhar no sensor é maior do que a região frontal do pé.

A tabela 11 mostra que para a terceira montagem houve um desvio padrão máximo de 26,8% no sensor 1, o menor conseguido até agora. Essa também foi a montagem em que o houve o maior valor de  $r^2$  (tabela 8).

Como tentativa de reduzir esse desvio, alguns pontos ainda podem ser atacados:

- Tentar garantir que sempre as mesmas regiões da sola do pé pressionem os sensores;
- Confirmar que a taxa de amostragem não está afetando a medição, aumentando o seu valor;
- Aumentar mais ainda a quantidade de medições;
- Obter uma montagem que permita o movimento de caminhada mais natural e próximo do real.

Para isto uma, é necessária uma nova montagem, que será estudada no próximo capítulo.

# Capítulo 7

## Caracterização de pisadas com sensores instalados em sapatos do tipo tênis

### *7.1 Montagem*

Visando diminuir ainda mais os desvios de medição, foi implementada uma nova montagem em que os sensores ficam apoiados na sola de um calçado. O calçado escolhido para este teste é um tênis do tipo futebol de salão por ter uma sola bem maleável, possuir pouco amortecimento e poder ficar bem preso ao pé.

Utilizando o mesmo sistema de aquisição de dados explicado anteriormente, foram utilizados dois sensores por pé, que são presos na região do calcanhar e na região frontal, embutidos no sapato, como é mostrado na figura 104 e na figura 105 (em detalhe). Devido a testes preliminares, foram colocadas borrachas (do mesmo tipo que a utilizada nas montagens anteriores) no calcanhar.

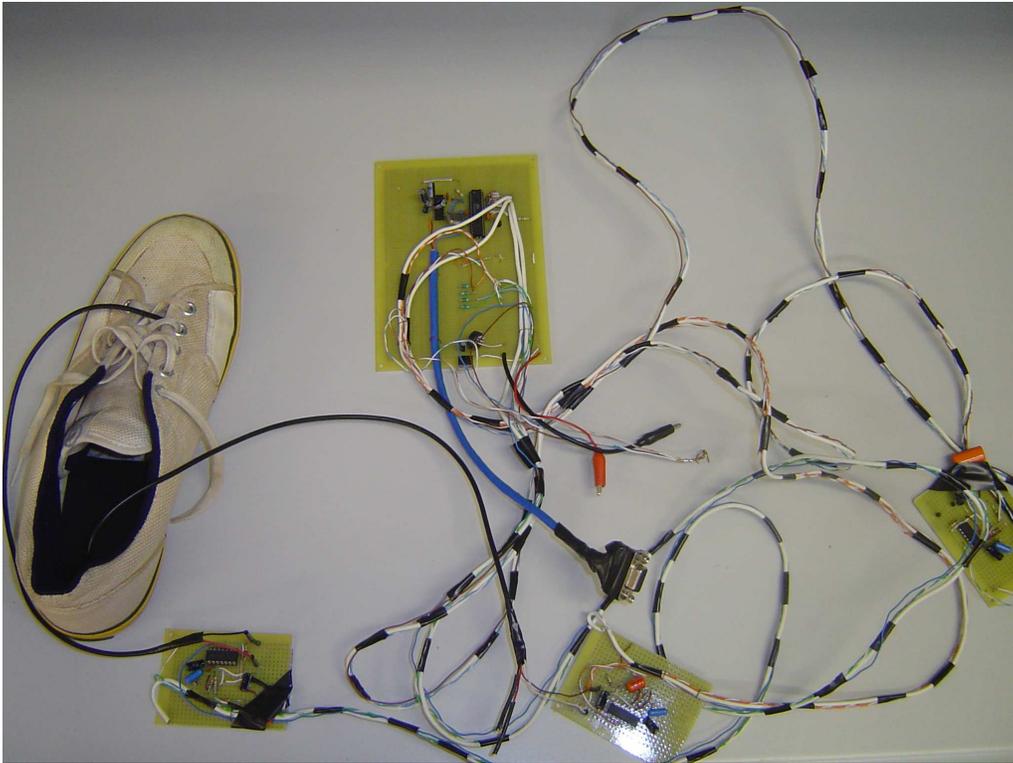


Figura 104 – Foto do circuito juntamente com um dos tênis utilizados.



Figura 105 – Detalhe da disposição dos sensores dentro do tênis.

Apesar de a taxa de amostragem não ter se mostrado um agravante nos desvios de medição, nessa montagem optou-se por aumentá-la. Sabemos que um dos limitantes da taxa de amostragem é a quantidade de dados enviados. Até agora, foram enviados os dados dos quatro sensores e um cabeçalho antes de cada dado, para indicar qual é o sensor utilizado, somando um total de 8 *bytes*<sup>11</sup>. A taxa de transmissão da porta serial foi estipulada em 115200 bps<sup>12</sup>, portanto temos 14400 bps por sensor. A rotina utilizada faz uma nova aquisição do conversor A/D assim que a última tenha sido enviada, não havendo retenção de dado na memória do microcontrolador.

Como os sensores que trouxeram melhores resultados foram aqueles colocados na região do calcanhar, somente estes serão amostrados (sensores 1 e 3). Alguns testes realizados mostraram que é possível transmitir somente um cabeçalho para os dois componentes, ao invés de um para cada um, como estava sendo feito anteriormente. Dessa forma, agora temos a mesma taxa de transmissão total dividida em 3 dados, ou seja 3 *bytes*, e não mais em 8, o que garante 38400 bps por sensor.

Um problema encontrado com a montagem é que, se o amplificador operacional for alimentado com tensões 0 e 5V, a menor tensão em sua saída será próxima de 1V. Nas montagens sobre a plataforma e sobre o chão o ganho não chegou a saturar o sinal de saída, porém, nesta nova montagem, isso ocorreu devido a pressão do pé estar mais concentrada sobre o sensor. Com o intuito de aproveitar a máxima excursão sem saturação do sinal, o ganho teve que ser diminuído, de forma que mantivesse a mesma faixa de passagem de frequência, e a alimentação negativa do amplificador operacional foi colocada em -6V, não mais em 0V, como se encontrava. Para que a tensão de saída do circuito de condicionamento não obtivesse valores negativos, os cálculos foram feitos de forma que a excursão de saída se mantivesse entre 0 e 5V.

A figura 106 mostra o circuito com as modificações necessárias (o resistor de 3,3 K $\Omega$  foi trocado por um de 12 K $\Omega$  e o capacitor de 1  $\mu$ F por um de 0,22  $\mu$ F).

---

<sup>11</sup> Para cada *byte*, são enviados também um *start bit* e um *stop bit*. Portanto, no total temos 10 *bits* para cada *byte* enviado.

<sup>12</sup> *Bits* por segundo.

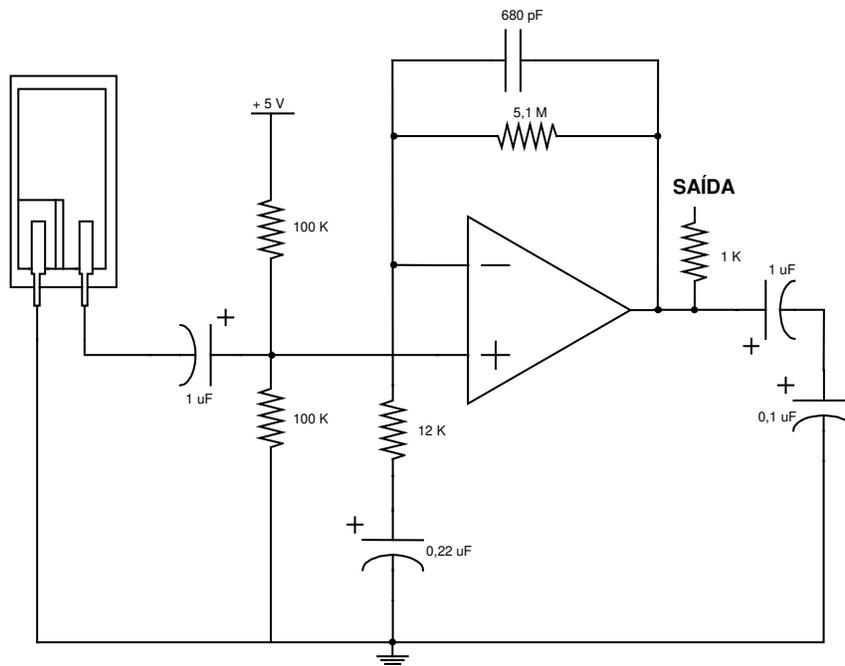


Figura 106 – Circuito de condicionamento modificado.

A figura 107 mostra o diagrama de Bode desse novo circuito. Comparando esta com a figura 29, confirma-se que o ganho foi diminuído em aproximadamente 10 dB e a faixa de passagem de frequência não foi alterada.

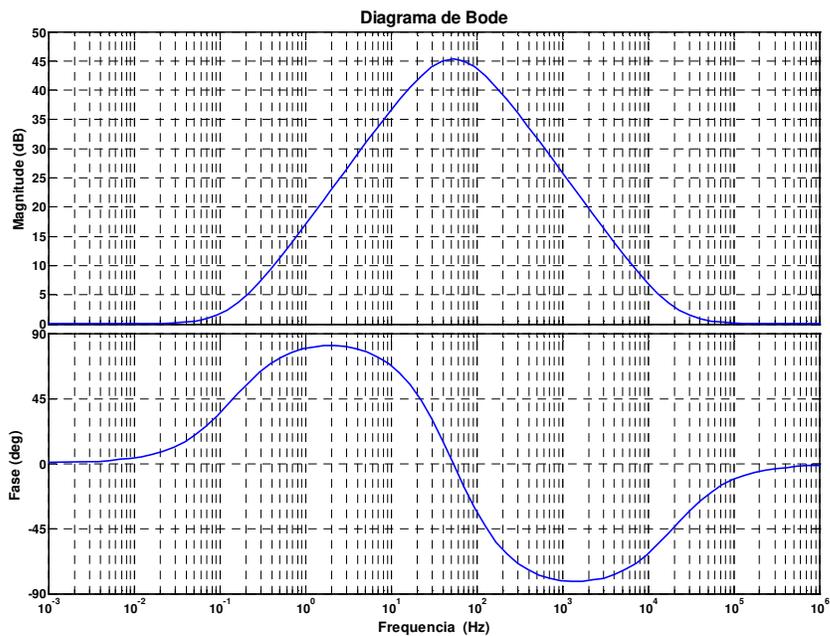


Figura 107 – Diagrama de Bode do novo circuito.

Se, por um lado, esta nova montagem dificulta bastante a gravação de passos separados, por outro ela facilita na aquisição de diversos passos consecutivos. Além de ela deixar o movimento de caminhada da pessoa mais próximo do seu natural, também permite uma maior quantidade de medições para um mesmo intervalo de tempo. Para que isso seja possível, é necessário agora encontrar uma forma de interpretar automaticamente quando um passo começa e quando ele termina.

A figura 108 mostra uma seqüência de 8 passos gravados. Em destaque, aparece o sinal de um passo completo. Para facilitar o reconhecimento, todos os valores abaixo de 20 mV foram considerados nulos.

A rotina utilizada realiza a detecção de um pico que ultrapasse um valor de tensão determinado através de calibração prévia. Quando isto ocorre, o cálculo da soma do módulo do sinal é ativado até que seja constatado que o sinal voltou a se estabilizar próximo de 0 V. A figura 109 mostra o sinal de tensão do sensor, e em tracejado a integral do sinal para cada passo. Para um melhor resultado, o primeiro e o último passo de cada arquivo são desconsiderados.

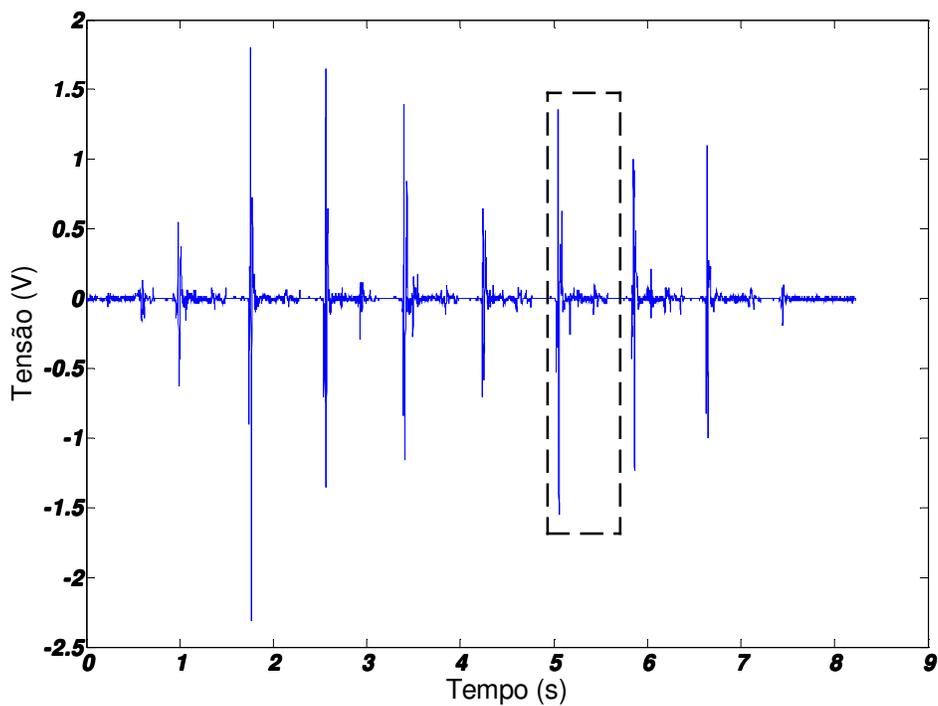


Figura 108 – Gráfico da tensão medida para várias pisadas.

Em destaque, a forma de onda de uma delas.

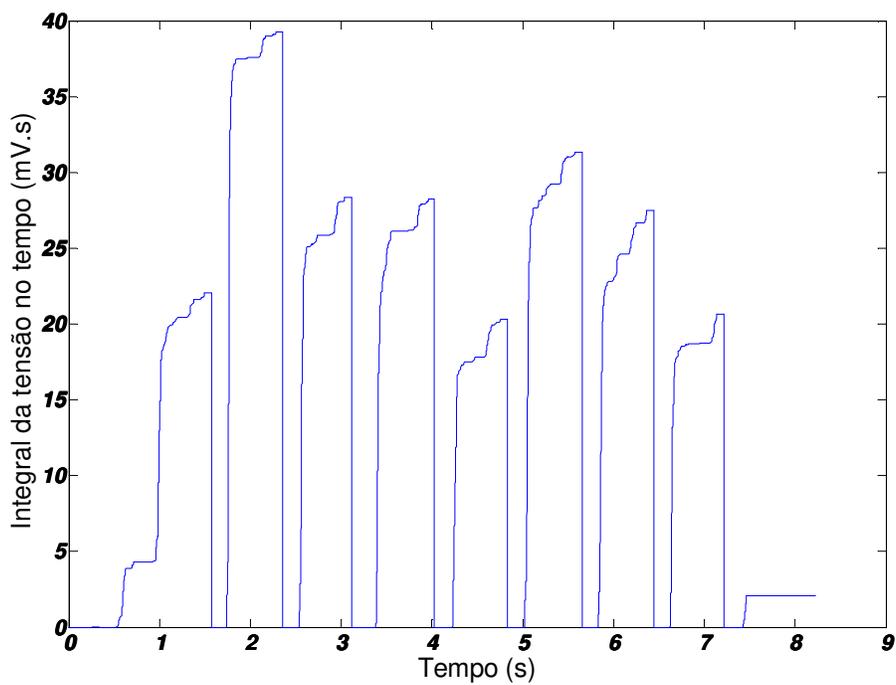


Figura 109 – Tensão medida x Tempo (linha contínua) e área do sinal x Tempo (linha hachurada).

## 7.2 Resultados

Como nesta montagem a quantidade de dados é variável, esse valor foi colocado na tabela entre parênteses, ao lado de cada média.

	<i>Sensor 1 (mV.s)</i>	<i>Desv. Padr. Sensor 1 %</i>	<i>Sensor 3 (mV.s)</i>	<i>Desv. Padr. Sensor 3 %</i>
<b>Pessoa 22</b>	6,01±1,34 (131 dados)	22,3%	3,21±0,79 (131 dados)	24,7%
<b>Pessoa 22 + 10kg</b>	5,52±1,19 (105 dados)	21,5%	2,90±0,78 (103 dados)	26,8%

Tabela 12 – Resultados de Média ± Desvio Padrão (sensor colocado no tênis).

## 7.3 Análise dos resultados

A tabela 12 indica que os valores de desvio das medidas praticamente não diminuíram se comparados com os valores mostrados na tabela 11. Outro aspecto importante é o de que, apesar de serem acrescentados 10 kg de carga ao indivíduo (mais de 10% do seu peso), em ambos os sensores o valor médio calculado diminuiu. Isso mostra que nem a fixação do sensor junto ao pé, nem o andar mais natural contribuíram para a diminuição do erro de medição. Tampouco os aumentos da quantidade de medições e da taxa de amostragem surtiram o efeito esperado.

# Capítulo 8

## Conclusões

### **8.1 Comentários e conclusões**

Neste trabalho foram apresentados os resultados da etapa preliminar de um projeto que tem como meta a pesagem de gado não confinado.

Um levantamento bibliográfico realizado logo no início permitiu identificar quais procedimentos de pesagem de gado têm sido usados, quais são suas limitações e finalidades. Com base nestas constatações, tornou-se evidente que existe uma demanda de mercado para mecanismos de pesagem de gado e que as metas do projeto idealizado, se alcançadas, ultrapassarão o estado atual da técnica.

A abrangência deste trabalho foi limitada ao desenvolvimento de um sistema eletrônico para a caracterização de pisadas, sendo este sistema constituído de sensores piezoelétricos, circuitos de condicionamento de sinais, conversão analógico-digital e transmissão de dados para um computador através de interface serial. Como forma de validação deste sistema foram realizados diversos experimentos, buscando caracterizar as pisadas de pessoas, identificando, ao mesmo tempo, possíveis fontes de erros.

A partir da teoria estudada, foi sugerido um modelo linear simples de conversão de tensão em peso do tipo  $W = K.x$ , onde:

- $W$  é o valor do peso;
- $x$  é a integral no tempo da tensão aplicada durante uma pisada;
- $K$  é o coeficiente de conversão entre  $W$  e  $x$ .

Neste processo, foram testadas diferentes configurações do sistema, alterando o posicionamento dos sensores. Na primeira montagem, realizada numa plataforma de

madeira, os desvios de valores encontrados nas medições foram muito altos, mascarando alguma possível correlação entre os dados coletados e os pesos das pessoas medidos pela balança. Com isso, não foi possível verificar se o modelo sugerido é adequado para representar o fenômeno em estudo. Também não foi possível relacionar os dados com outros tipos de regressões de ordem superiores.

Levantadas as hipóteses sobre os causadores de tais desvios, foi implementada uma nova montagem colocando os sensores diretamente no solo. Nela, os valores de desvio padrão da média das medições diminuiu significativamente. Os novos resultados indicaram, em alguns casos, alta correlação entre os sensores do calcanhar e o peso. Porém, como os valores de desvio de medição continuaram altos e houve uma baixa repetibilidade dos dados, não houve melhoras suficientes para garantir a comprovação do modelo, tampouco a sugestão de outros.

Na última montagem, os sensores foram colocados dentro de um par de tênis e novamente o desvio médio não baixou de 22%. Além disso, os valores medidos pelos sensores para uma pessoa foram maiores do que os valores para esta mesma pessoa carregando 10 quilogramas, mostrando que não houve a melhora esperada.

A empresa *Thermocoax*, com seu sistema de pesagem de veículos – denominado *Vibracoax* [20] – através de cabos piezoelétricos fixados no solo, garante erro de medição de no máximo 7% para o sistema que eles denominam de classe 1, e 20% para o de classe 2, mostrando que existe uma grande dificuldade em diminuir a dispersão encontrada.

Outro fator que pode ser responsável por estes desvios é o circuito de condicionamento do sinal. Durante a validação do sistema, não foi considerada a não-linearidade da resposta em frequência do amplificador. Dessa forma, dois passos de uma mesma pessoa, porém com velocidades diferentes, cujas integrais dos sinais medidos pelo sensor sejam iguais, podem apresentar resultados diferentes na saída do amplificador.

## **8.2 Sugestões para trabalhos futuros**

Como dito, este trabalho faz parte de um projeto maior, que tem como objetivo final o desenvolvimento de um sistema de pesagem de gado de forma remota, utilizando sensores colocados nos animais. As sugestões propostas serão limitadas, portanto, ao escopo deste trabalho, visando a continuidade do mesmo.

Levando em consideração que os resultados encontrados não foram satisfatórios, as sugestões dadas são as de prover melhorias no sistema de medição e na montagem e avaliar o uso de outros sensores. Uma das possibilidades é utilizar algum tipo de mecanismo de medição de força utilizando extensômetros ou dinamômetros [16], por exemplo. Dessa forma, a pessoa pisaria nos dois sensores (o de medição de força e o piezoelétrico) ao mesmo tempo, sendo possível obter as formas de ondas dos dois simultaneamente, a fim de comparar os seus resultados com as formas de onda encontradas pelos sensores piezoelétricos. Com isso, seria possível propor outros modelos e, talvez, até validá-los utilizando este mesmo sistema.

Continuando dentro do sistema de medição, outras soluções de circuitos condicionadores de sinal podem ser utilizadas visando corrigir possíveis não-linearidades na amplificação do sinal, como discutido no item 8.1.

# Referência bibliográfica

- [1] Embrapa. <http://sistemasdeproducao.cnptia.embrapa.br>. Acesso em Agosto de 2007.
- [2] ANUALPEC 2006, Anuário de Pecuária Brasileira. AgraFNP, Instituto iFNP. 2006. 369p.
- [3] Ricardo C. Brumatti. Desenvolvimento de um modelo bio-econômico para determinação de ponderadores econômicos utilizados em índices de seleção em gado de corte. Dissertação de mestrado, Faculdade de Zootecnia e Engenharia de Alimentos, USP, Dezembro de 2002.
- [4] St. Louis Scale Corp. Disponível em: <http://www.stlouisscale.com>. Acesso em Junho de 2007.
- [5] Dragan Cveticanin. Modelling and Simulation of Cow Locomotion for Dynamic Weighing in Modern Dairy Farming. Tese de doutorado, Technischen Universität München. Junho 2004.
- [6] S. R. O. Williams, G. A. Moore, E. Currie. Automatic Weighing of Pigs Fed *Ad Libitum*. *J. Agric. Engng Res*, 64:1-10, 1996.
- [7] U. M. Peiper, Y. Edan, S. Devir, M. Barak, E. Maltz. Automatic Weighing of Dairy Cows. *J. Agric. Engng Res*, 56: 13-24, Fevereiro 1993.
- [8] Dragan Cveticanin, Georg Wendl. Dynamic weighing of dairy cows: using a lumped-parameter model of cow walk. *Computers and Eletronics in Agriculture*, 44: 63-69, Março 2004.
- [9] R. McNeill Alexander, G. Goldspink. Mechanics and Energetics of Animal Locomotion. Chapman & Hall. 1977. 346p.

- [10] R. McNeill Alexander. *Locomotion of Animals*. USA: Chapman & Hall. 1982. 163p.
- [11] Kate Hepworth, Michael Neary, Simon Kenyon. Hoof Anatomy, Care and Management in Livestock. *Animal Sciences*, ID-321-W. Disponível em <http://www.ces.purdue.edu/extmedia/ID/ID-321-W.pdf>. Acesso em Setembro de 2006.
- [12] Horse Science, Equine Hoof / Leg Models. Disponível em <http://www.horsescience.com/CowFeet/index.htm>. Acesso em Julho de 2007.
- [13] Helther Alling. Disponível em <http://heatheralling.com/anatomy>. Acesso em Agosto de 2007.
- [14] Grover S. Krantz. Anatomy of the Sasquatch Foot. *Northwest Anthropological Research Notes*, 6(1) (Spring 1972). Disponível em <http://home.clara.net/rfthomas/papers/anatomy.html>. Acesso em Agosto de 2007.
- [15] Portal Célula de Carga. Disponível em: <http://www.celuladecarga.com.br>. Acesso em Agosto de 2007.
- [16] Wikipedia. Disponível em: <http://pt.wikipedia.org/>. Acesso em Junho de 2007.
- [17] Kistler. Force and Torque Sensors. Disponível em <http://www.kistler.com/mediaaccess/en/300-460e-10.06.pdf>. Acesso em Julho de 2007.
- [18] APC International Ltd. Disponível em [http://www.americanpiezo.com/piezo\\_theory/index.html](http://www.americanpiezo.com/piezo_theory/index.html). Acesso em Março de 2006.
- [19] Morgan EletroCeramics. Disponível em <http://www.morgan-electroceramics.co.uk>. Acesso em Março 2006.
- [20] Thermocoax. Disponível em: <http://www.thermocoax.us/vibra.htm>. Acesso em Fevereiro de 2006.

- 
- [21] Measurement Specialities, Inc. Disponível em [www.meas-spec.com](http://www.meas-spec.com). Acesso em Abril de 2006.
- [22] Measurement Specialities, Inc. Disponível em [www.meas-spec.com](http://www.meas-spec.com). Acesso em Abril de 2006.
- [23] LM78XX/LM78XXA, 3 –Terminal 1A Positive Voltage Regulator. Disponível em <http://www.fairchildsemi.com/ds/LM/LM7805.pdf>. Acesso em Fevereiro de 2006.
- [24] S. Square Enterprise Company Limited, Pro-Wave Eletronics Corporation. Disponível em [www.prowave.com.tw/pdf/pztpd.pdf](http://www.prowave.com.tw/pdf/pztpd.pdf). Acesso em Outubro de 2005.
- [25] Quad JFET-Input General-Purpose Operational Amplifier. Especificação disponível em <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/t1084.pdf>. Acesso em Fevereiro de 2006.
- [26] 8-bit Microcontroller with 4Kbytes of In-System Programmable Flash. Especificação disponível em [http://www.atmel.com/dyn/resources/prod\\_documents/doc1042.pdf](http://www.atmel.com/dyn/resources/prod_documents/doc1042.pdf). Acesso em Fevereiro de 2006.
- [27] Dual EIA-232 Drivers/Receivers. Especificação disponível em <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/max232.pdf>. Acesso em Fevereiro de 2006.
- [28] Sérgio F. Costa. Introdução Ilustrada à Estatística (Com Muito Humor!). Editora Harbra. 1988. 266p.
- [29] José H. Vuolo. Fundamentos da Teoria de Erros. Editora Edgar Blücher. 1992. 225p.
- [30] John R. Taylor. An Introduction to Error Analysis, the Study of Uncertainties in Physical Measurements. University Science Books, Sausalito, California. 1997. 327p.

- 
- [31] Rogério E. Salustiano. Aplicação de Técnicas de Fusão de Sensores no Monitoramento de Ambientes. Dissertação de mestrado, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Unicamp, Janeiro de 2006.
- [32] S. F. Donker, Th. Mulder, B. Nienhuis, J. Duysens. Adaptations in Arm Movements for Added Mass to Wrist or Ankle During Walking. *Experimental Brain Research*, 146(1): 26-31, Setembro 2002.
- [33] Daijiro Abe, Kazumasa Yanagawa, Shigemitsu Niihata. Effects of Load Carriage, Load Position, and Walking Speed on Energy Cost of Walking. *Applied Ergonomics*, 35: 329-335. Março 2004.