

UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

FGA – FACULDADE GAMA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

**DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UM SISTEMA DE ANÁLISE DE
EQUILÍBRIO POSTURAL HUMANO COM BASE EM SINAIS DE
INCLINÔMETROS E MÁQUINAS DE SUPORTE VETORIAL**

VINÍCIUS DO COUTO PINHEIRO

ORIENTADOR: DR. CRISTIANO JACQUES MIOSSO

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA**

PUBLICAÇÃO: 29A/2015

BRASÍLIA/DF, MAIO DE 2015

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE UNB GAMA
ENGENHARIA BIOMÉDICA

DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UM SISTEMA DE
ANÁLISE DE EQUILÍBRIO POSTURAL HUMANO BASEADO EM
SINAIS DE INCLINÔMETROS E MÁQUINAS DE SUPORTE
VETORIAL.


VINICIUS DO COUTO PINHEIRO

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA À FACULDADE UNB GAMA DA UNIVERSIDADE
DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO
TÍTULO DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

APROVADA POR:



CRISTIANO JACQUES MIOSSO RODRIGUES MENDES, Dr. - FGA / UNB
(ORIENTADOR)



ADSON FERREIRA DA ROCHA, Dr. - FGA/UNB
(EXAMINADOR INTERNO)



LUCIANA ROBERTA TENÓRIO PEIXOTO, Dra. – UNIP
(EXAMINADORA EXTERNA)

BRASÍLIA, 27 DE MAIO DE 2015

BRASÍLIA/DF, MAIO DE 2015

FICHA CATALOGRÁFICA

PINHEIRO, VINÍCIUS DO COUTO

Desenvolvimento e avaliação de um sistema de análise de equilíbrio postural humano com base em sinais de inclinômetros e máquinas de suporte vetorial, [Distrito Federal], 2015.

122p., 210 × 297 mm (FGA/UnB Gama, mestrado em engenharia biomédica, 2015).

Dissertação de mestrado em engenharia biomédica, Faculdade UnB Gama, programa de pós-graduação em engenharia biomédica.

- | | |
|--|---|
| 1. Instrumentação biomédica | 2. Processamento de sinais e imagens biomédicos |
| 3. Classificação automática de padrões | 4. Equilíbrio |
| I. FGA UnB/UnB. | II. Título (série) |

REFERÊNCIA

PINHEIRO, VINÍCIUS DO COUTO (2015). Desenvolvimento e avaliação de um sistema de análise de equilíbrio postural humano com base em sinais de inclinômetros e máquinas de suporte vetorial. Dissertação de mestrado em engenharia biomédica, Publicação 29A/2015, Programa de Pós-Graduação, Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 122p.

AGRADECIMENTOS

Agradeço inicialmente a Deus pela vida, por todas as oportunidades que me são dadas e pessoas que tem posto na minha vida.

Obrigado aos meus pais, por estarem sempre ao meu lado e por me darem apoio sempre que fraquejei ou pensei em desistir de algo. Pela comida e os inúmeros copos de água nas horas seguidas de estudo, pela compreensão nas horas de nervosismo, pelo amor e carinho de toda uma vida. Por acreditarem mais em mim do que eu mesmo. À minha irmã, que mesmo longe, esteve presente, sempre fazendo questão de saber como andava o projeto e sempre torcendo por mim.

À minha namorada, por todo o amor, carinho, apoio, compreensão e paciência durante o mestrado, bem como as palavras de consolo e incentivo. À mãe da minha namorada pela revisão final do texto, correções e explicações.

À minha família que mora no Rio de Janeiro, mas que procurava saber como estava o andamento do projeto e como eu estava, especialmente à minha avó Cecília e à minha tia Ana Lúcia, que foram as mais interessadas, sempre preocupadas comigo desde o início.

Aos meus amigos que incentivaram o meu ingresso no mestrado e os que entenderam as inúmeras vezes que não pude sair porque estava estudando.

Aos colegas do mestrado que fizeram parte da minha trajetória mesmo que por um breve momento.

Às colegas da Faculdade de Educação Física Leandra Batista Ferreira, Paula Mesquita e professora Suélio Rodrigues Fleury Rosa pelo auxílio e disposição para a utilização da plataforma de força *AMTI*.

Ao professor Adson Ferreira da Rocha, que foi meu orientador na graduação, e à professora Luciana Roberta Tenório Peixoto por disporem seu tempo para avaliar o meu projeto e por confiarem nos meus conhecimentos.

Ao professor Cristiano Jacques Miosso por todo incentivo, atenção, disponibilidade e acompanhamento em todo o projeto. Pelas palavras de conselho, pelas explicações, por me incentivar a continuar no meio acadêmico e acreditar no meu potencial. Pelas conversas, risos, ideias e oportunidades.

RESUMO

Este trabalho consiste em desenvolver e avaliar um sistema baseado em acelerômetros e máquinas de suporte vetorial que indica a variação de equilíbrio do usuário. As pessoas acometidas de distúrbios no sistema responsável pelo controle do equilíbrio, como a labirintite, sofrem com diversos desconfortos no cotidiano como tontura e vertigem. Estes problemas de equilíbrio constituem uma das principais causas de acidentes em idosos. Neste contexto, é importante monitorar os níveis de equilíbrio de pacientes para determinar riscos de queda e auxiliar em tratamentos associados a equilíbrio. Algumas soluções existem para tal fim, como sistemas baseados em câmeras e plataformas de força, mas em geral são restritas a ambientes fechados. Assim, a proposta desse trabalho é elaborar um sistema para monitoração de sinais relacionados a equilíbrio que possa ser usado em ambientes internos ou externos e validá-lo usando sistemas de ambientes fechados já validados na literatura. O sistema proposto é constituído de acelerômetros, que captam diferenças na inclinação corporal, e, por meio de armazenamento local de dados, ou transmissão sem fio, monitore e possibilite a posterior classificação de equilíbrio com base nas informações coletadas. O sistema desenvolvido consiste em uma camisa do tipo segunda pele, seis acelerômetros, um microcontrolador para aquisição e processamento dos sinais, módulo de transmissão por rádio frequência, módulo de gravação em cartão *SD* (*Secure Digital*). Ele inclui ainda, máquinas de vetores de suporte (*SVM*, do inglês *Support vector machines*) para classificação dos sinais dos acelerômetros em níveis de equilíbrio estático, níveis de equilíbrio perturbado e em faixas de centros de pressão.

O desenvolvimento do sistema é composto de uma fase de treinamento e uma fase de validação. Na fase de treinamento, utilizou-se os sinais de referência em que se adquiriu medidas dos acelerômetros em diversas situações de equilíbrio e desequilíbrio intencional e comparou-se com pontuações de equilíbrio do *software* *SWAY*, já validado na literatura. Com base na comparação, o sistema foi capaz de identificar níveis de equilíbrio a partir dos sinais providos dos acelerômetros. Também foi efetuado um treinamento para estimar o centro de pressão a partir dos acelerômetros, para tanto, os sinais foram adquiridos simultaneamente com o sistema proposto e uma plataforma de força *AMTI*, sistema já considerado referência para avaliação de centros de pressão.

Nos procedimentos experimentais para avaliação do sistema foi efetuado um conjunto de simulações e análises de sinais reais coletados com o equipamento em funcionamento. Para verificar o funcionamento, foram executados experimentos em que o participante se encontrava hora parado, hora andando, hora em rotação corporal e hora em quedas bruscas simuladas. Posteriormente, com auxílio do *SWAY*, foram feitos experimentos com o indivíduo parado inclinado-se nas 4 principais direções (frente, esquerda, direita e

trás) para coletar dados que foram processados pelo classificador *SVM*. Também foram executados testes com um manequim e um João Bobo, afim de observar como o sistema e o classificador se comportariam perante um desequilíbrio ou uma queda repentina. Além disso, foi executado um experimento para comparar as faixas de valores de pressão do sistema proposto com os valores fornecido pela plataforma de força *AMTI*. Os resultados obtidos mostram que o sistema permite classificar de dois até sete níveis de equilíbrio, com taxas de acerto variando de 92.5%,no pior caso (com cinco níveis) a 98.3%, no melhor caso (com dois níveis). Com dois níveis de equilíbrio, sendo um o estado de normalidade e o outro o de desequilíbrio, o sistema atingiu, em mil sessões de validação - treinamento - no melhor caso, uma acurácia de 98.9%, precisão de 99.6%, sensibilidade de 98.8% e especificidade de 98.9%. Além disso, a acurácia média, com dois níveis de equilíbrio, foi significativamente maior que 93% ($p = 0.045$) e a precisão foi significativamente maior que 97% ($p = 0.044$). Já com sete níveis de equilíbrio a acurácia foi significativamente maior que 94% ($p = 0.046$) e a precisão foi significativamente maior que 80% ($p = 0.049$). Já os testes efetuados com os bonecos mostram que os sistema é capaz de diferenciar, a partir dos acelerômetros, uma variação associada a queda brusca de uma variação de retomada de equilíbrio. Neste caso, usando apenas os sinais dos acelerômetros provenientes de antes da queda ou da reestabilização, a acurácia média foi significativamente maior que 95% ($p = 0.043$) e precisão significativamente maior que 95% ($p = 0.026$). Outro aspecto avaliado foi o uso do sistema para estimar, a partir apenas de acelerômetros, a faixa de valores do centro de pressão tendo em vista a classe determinada pela *SVM*. Neste caso, o sistema foi capaz de inferir o centroide da região de centro de pressão com erro inferior a 0.9 cm ($p = 0.0045$, em uma média para mil sessões treinamento–validação). Esses resultados sugerem que este sistema proposto pode ser usado para detectar variações de níveis de equilíbrio e, portanto, sinalizar risco de queda no dia-a-dia sem a necessidade de o usuário estar em um ambiente fechado. Possíveis aplicações incluem monitoração de pacientes com problemas de equilíbrio, treinamento de atletas, reabilitação de pacientes após lesões ou procedimentos cirúrgicos etc.

Palavras-chaves: Equilíbrio estático, equilíbrio dinâmico, processamento de sinais de equilíbrio, máquinas de suporte vetorial, processamento de imagens, acelerômetros.

ABSTRACT

This work consists in developing and evaluate a system based on accelerometers and vector support machines that indicates the user's balance variation. People affected by disturbances in the system responsible for balance control, such as labyrinthitis, suffer from various discomforts in daily life such as dizziness and vertigo. These balance problems are a major cause of accidents in elderly. In this context, it is important to monitor the balance levels to determine the fall risk of the patient and assist in treatments related to balance. Some solutions exist for this purpose, such as systems based on cameras and force platforms, but generally are restricted to indoors environments. The proposal of this work is to develop a system for monitoring the signals related to balance that can be used indoors or outdoors environments and validate it using indoors systems already validated in the literature. The proposed system consists of accelerometers that capture differences in body tilt, and through local data storage, or wireless transmission, monitor and enable the subsequent balance classification based on the information collected. The developed system consists of second skin shirt, six accelerometers, a microcontroller for the acquisition and processing of signals, radio frequency transmission module, recording module card SD (Secure Digital). It includes also support vector machines (SVM) for classification of signals from accelerometers in static balance levels, disturbed equilibrium levels and pressure centers ranges.

The development of system is composed of a training phase and a validation phase. In the training phase, it was used the reference signals that are acquired measurements of the accelerometers in various situations of balance and intentional imbalance and compared with equilibrium scores of software SWAY, already validated in the literature. Based on the comparison, the system was able to identify balance levels from the provided signals of accelerometers. It was also performed a training for estimating the center of pressure from the accelerometers, therefore, the signals were acquired simultaneously with the proposed system and a force plate AMTI, system already considered a benchmark for evaluating centers of pressure.

In the experimental procedures for evaluation of the system, it was effected a set of simulations and analyzes actual signals collected with the equipment in operation. To check the operation of the system, experiments were performed standing, walking, body rotation and sudden drops. Later, with the assistance of SWAY software, experiments were performed with the standing person inclined in four main directions (front, left, right and back) to collect data that has been processed by the SVM classifier. Tests were also performed with a dummy and a roly poly toy in order to observe the system's and

classifier's behaviors before an imbalance or a sudden drop. In addition, an experiment was performed to compare the groups of the proposed system pressure values with the values provided by the force platform AMTI. The results show that the system lets you classify two to seven levels of balance, with success rates ranging from 92.5%, in the worst case (with five levels), to 98.3%, in the best case (with two levels). With two levels of balance, one being the normal condition and the other for the imbalanced, the system reached a thousand validation sessions - training - at best an accuracy of 98.9 %, precision of 99.6 %, sensitivity of 98.8% and specificity of 98.9%. Furthermore, the average accuracy with two levels balance was significantly greater than 93% ($p = 0.045$) and the accuracy was significantly greater than 97% ($p = 0.044$). Now with seven balance levels, the accuracy was significantly greater than 94% ($p = 0.046$) and precision was significantly greater than 80% ($p = 0.049$). Since the tests performed with the dolls show that the system is able to differentiate, from the accelerometers, a variation associated with a sudden drop than a variation of equilibrium recovery. In this case, using only the signals from the accelerometers before the fall or rebalancing, the average accuracy was significantly greater than 95% ($p = 0.043$) and precision was significantly greater than 95% ($p = 0.026$). Another aspect was evaluated using the system to estimate, as only accelerometers, the range of the center of pressure values in view of the class determined by the SVM. In this case, the system was able to infer the centroid of center of pressure region with error less than 0.9 cm ($p = 0.0045$, on an average of a thousand training sessions-validation). These results suggest that this proposed system can be used to detect variations on the equilibrium levels and, therefore, signaling the fall risk in day by day without the need for the user to be in a closed environment. Possible applications include monitoring of patients with balance problems, athletes training, rehabilitation of patients after surgical procedures or injuries etc.

Keywords: Static balance, dynamic balance, balance signals processing, support vector machines, images processing, accelerometers.

SUMÁRIO

1	Introdução	1
1.1	Contextualização e formulação do problema	1
1.2	Objetivos	4
1.2.1	Objetivo geral	4
1.2.2	Objetivos específicos	4
1.3	Justificativa	5
1.4	Estrutura da dissertação	6
2	Fundamentação teórica	8
2.1	Conceitos básicos de equilíbrio	8
2.1.1	Mecanismos de controle postural	9
2.1.2	Aspectos fisiológicos de equilíbrio	12
2.2	Sistemas existentes de monitoração de equilíbrio	17
2.2.1	Monitoramento estático	17
2.2.2	Monitoramento dinâmico	19
2.3	Aquisição de imagens dinâmicas e modelos de esqueletos, uma breve descrição	21
2.4	Classificadores	26
2.4.1	Conceito geral	26
2.4.2	Máquinas de vetores de suporte (<i>SVMs</i>)	29

2.5	Sensores de variáveis relacionadas ao equilíbrio	36
2.5.1	Sensores de <i>tilt</i>	36
2.5.2	Acelerômetros	38
2.5.3	Módulo Acelerômetro ADXL335	40
2.6	Plataforma de desenvolvimento do tipo Arduino	41
2.6.1	Módulo Transmissor e Receptor Rádio Frequência	44
2.6.2	Módulo Relógio <i>RTC</i>	46
2.6.3	Módulo Cartão <i>SD</i>	47
2.7	Multiplexadores	49
2.8	Aplicativo SWAY	49
2.9	Plataforma de força <i>AMTI</i>	51
3	Metodologia	53
3.1	Desenvolvimento do sistema de aquisição e processamento dos sinais relacionados a equilíbrio	54
3.1.1	Simulação computacional do circuito de aquisição	55
3.1.2	Montagem do circuito para testes	57
3.1.3	Implementação do protótipo	60
3.2	Procedimentos experimentais	72
3.2.1	Experimentos para verificação de funcionamento	72
3.2.2	Experimentos para o caso estático perturbado	75
3.2.3	Experimento para comparação com a plataforma de força <i>AMTI</i>	79
3.3	Metodologia de análise	82
4	Resultados e discussões	84

4.1	Validação do funcionamento do circuito	84
4.2	Caso estático	94
4.3	Caso estático perturbado	101
4.4	Comparação com a plataforma de força <i>AMTI</i>	104
5	Conclusão	109
A	Resultados Adicionais	118

LISTA DE TABELAS

3.1	Roteiro de tempo estabelecido para realização de experimento de teste do protótipo simulando a queda frontal.	73
3.2	Roteiro de tempo estabelecido para realização de experimento com manequim e João Bobo simulando uma queda repentina e uma tentativa de restabelecer o equilíbrio.	76
3.3	Roteiro de tempo estabelecido para realização de experimento na plataforma de força <i>AMTI</i>	80
4.1	Resultados dos melhores sistemas treinados para o caso estático: Experimento 1 (2 níveis de equilíbrio, sendo 1 desequilibrado), Experimento 2 (3 níveis de equilíbrio, sendo 1 desequilibrado), Experimento 3 (5 níveis de equilíbrio, sendo 1 desequilibrado) e Experimento 4 (7 níveis de equilíbrio, sendo 2 desequilibrados)	95
4.2	Resultados de confiança para o Experimento 1 (2 níveis de equilíbrio, sendo 1 desequilibrado)	100
4.3	Resultados de confiança para o Experimento 2 (3 níveis de equilíbrio, sendo 1 desequilibrado)	100
4.4	Resultados de confiança para o Experimento 3 (5 níveis de equilíbrio, sendo 1 desequilibrado)	100
4.5	Resultados de confiança para o Experimento 4 (7 níveis de equilíbrio, sendo 2 desequilibrados)	101
4.6	Resultados dos melhores sistemas treinados para o caso estático perturbado	101
4.7	Resultados de confiança para o Teste 1, onde utilizou-se a matriz estendida	104
4.8	Resultados de confiança para o Teste 2, onde utilizou-se a matriz segmentada	104

4.9 Resultados de confiança para treinamento e validação das estimativas do *COP* usando o sistema proposto, tendo como referência a plataforma de força 108

LISTA DE FIGURAS

2.1	Canais semicirculares.	8
2.2	Sistemas vestibular, visual e proprioceptivo.	11
2.3	Estratégias posturais	15
2.4	Modelo <i>Dual-Dynamics</i>	20
2.5	Fibra plástica ótica	21
2.6	Aquisição de dados e modelo virtual	22
2.7	Estágios da modelagem de ossos.	25
2.8	Separação de classes.	30
2.9	Ilustração de 2 funções quaisquer.	31
2.10	Ilustração de distribuição dos dados.	31
2.11	Parâmetros de penalidade.	33
2.12	Dados misturados.	34
2.13	Mapeamento do espaço de medidas original para o espaço de separação pelos hiperplanos das máquinas de suporte vetorial	34
2.14	Medindo o ângulo de inclinação através da condutância elétrica	37
2.15	Princípio de um acelerômetro baseado em um sistema massa-mola	39
2.16	Imagens do módulo do acelerômetro ADXL335	40
2.17	Diagrama de blocos do ADXL335	41
2.18	Sistemas de coordenadas do ADXL335	42

2.19	Relação das saídas analógicas do ADXL335	42
2.20	Imagens dos Arduínos Uno, Mega, Leonardo e Lilypad	44
2.21	Propagação de onda eletromagnética	45
2.22	Módulo de transmissão em rádio frequência do Arduino	46
2.23	Módulo relógio <i>RTC</i> para Arduino	47
2.24	Módulo de gravação e leitura de cartão <i>SD</i> para Arduino	47
2.25	Conceito básico do protocolo <i>I2C</i>	48
2.26	Diagrama para o uso de comunicação com o Protocolo <i>SPI</i>	48
2.27	Diagrama de um multiplexador digital	49
2.28	Diagrama de blocos do multiplexador 4051, e seu encapsulamento	50
2.29	Testes utilizados pelo aplicativo SWAY	50
2.30	Diagrama da plataforma de força <i>AMTI</i>	51
2.31	Sistema <i>AMTI</i>	52
3.1	Diagrama de blocos do circuito do sistema proposto	55
3.2	Adaptação feita para simular um inclinômetro de um eixo	56
3.3	Esquemático do circuito completo utilizado para simulação	57
3.4	Pinagem do circuito integrado do multiplexador 4051	58
3.5	Esquemático das ligações do circuito na <i>protoboard</i>	59
3.6	Esquemático das ligações do circuito RF	59
3.7	Esquemático das ligações do circuito com os módulos de cartão <i>SD</i> e <i>RTC</i>	60
3.8	Esquemático das ligações entre o módulo receptor e o Arduino	60
3.9	Disposição dos sensores na camisa do projeto	61
3.10	Fotos do processo de produção do protótipo	62

3.11 Foto do protótipo final vestido	62
3.12 Resultado do modo de operação 1	63
3.13 Resultado do modo de operação 2	64
3.14 Resultado do modo de operação 3	64
3.15 Resultado do modo de operação 4	65
3.16 Resposta gráfica onde o sensor não detecta movimento	66
3.17 Resposta gráfica onde o sensor detecta movimento no eixo X	66
3.18 Resposta gráfica onde o sensor detecta movimento no eixo Y	67
3.19 Resposta gráfica onde o sensor detecta movimento nos eixos X e Y	67
3.20 Exemplo de uma aquisição inicial do protótipo utilizada para treinamento do classificador	68
3.21 Exemplo de uma aquisição segmentada do protótipo utilizada para treinamento do classificador	69
3.22 Movimentos corporais feitos para experimento do protótipo	73
3.23 Imagens simulando quedas com o protótipo vestido	74
3.24 Manequim feminino inerte utilizando a camisa protótipo	75
3.25 Boneco João Bobo utilizando a camisa protótipo	76
3.26 Matrizes de informações dos bonecos completadas com zeros	77
3.27 Matrizes de informações dos bonecos com os dados finais estendidos	77
3.28 Matrizes de informações dos bonecos segmentadas	78
3.29 Matrizes de informações dos bonecos com segmentação variada	78
3.30 Exemplo de um grupo de informações vindo da plataforma de força <i>AMTI</i>	80
3.31 Exemplo de um grupo de informações segmentadas da plataforma de força <i>AMTI</i>	81

3.32	Exemplo gráfico do <i>COP</i> de um grupo de informações obtido na plataforma <i>AMTI</i>	81
3.33	Regiões estáveis do <i>COP</i> de um grupo de informações obtido na plataforma <i>AMTI</i>	82
4.1	Resultados gráficos do experimento de uma pessoa parada	85
4.2	Resultados gráficos do experimento de uma pessoa andando	86
4.3	Resultados gráficos do experimento de desequilíbrio aleatório estático	87
4.4	Resultados gráficos do experimento de flexão abdominal	88
4.5	Resultados gráficos do experimento de rotação de tronco	89
4.6	Resultados gráficos do experimento de flexão lateral de tronco	90
4.7	Resultados gráficos do experimento de queda com roteiro pré-definido	91
4.8	Resultados gráficos do experimento de queda frontal	92
4.9	Resultados gráficos do experimento de queda lateral direita	93
4.10	Resultados gráficos do experimento de queda lateral esquerda	94
4.11	Histogramas contendo as porcentagens de erro de treinamento e validação do Experimento 1	96
4.12	Histogramas contendo as porcentagens de erro de treinamento e validação do Experimento 2	96
4.13	Histogramas contendo as porcentagens de erro de treinamento e validação do Experimento 3	96
4.14	Histogramas contendo as porcentagens de erro de treinamento e validação do Experimento 4	97
4.15	Histogramas contendo as porcentagens de erro de treinamento e validação do experimento com 5 níveis de equilíbrio e 1 considerado desequilibrado	97
4.16	Histogramas contendo as porcentagens de erro de treinamento e validação do experimento com 5 níveis de equilíbrio e 2 considerados desequilibrados	98

4.17	Histogramas contendo as porcentagens de erro de treinamento e validação do experimento com 7 níveis de equilíbrio e 1 considerado desequilibrado	98
4.18	Histogramas contendo as porcentagens de erro de treinamento e validação do experimento com 7 níveis de equilíbrio e 2 considerados desequilibrados	99
4.19	Histogramas contendo as porcentagens de erro de treinamento e validação do experimento utilizando a matriz completada com os últimos valores observados	102
4.20	Histogramas contendo as porcentagens de erro de treinamento e validação do experimento utilizando matriz com os tempos de duração iguais ao tempo do sinal que estabiliza mais rápido	102
4.21	Estudo da quantidade de características adotadas em relação ao percentual de erros	103
4.22	Centros de pressão dados pela plataforma e pelo sistema de acelerômetros do grupo 1	105
4.23	Centros de pressão estimados na fase de treinamento	106
4.24	Centros de pressão estimados na fase de validação	107
A.1	Centros de pressão dados pela plataforma e pelo sistema de acelerômetros do grupo 2	119
A.2	Centros de pressão dados pela plataforma e pelo sistema de acelerômetros do grupo 3	120
A.3	Centros de pressão dados pela plataforma e pelo sistema de acelerômetros do grupo 4	121
A.4	Centros de pressão dados pela plataforma e pelo sistema de acelerômetros do grupo 5	122

LISTA DE SÍMBOLOS, NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES

ADC – Conversor Analógico-digital (do inglês *Analog-to-digital converter*)

AP – Anterior-posterior

BESS – *Balance Error Score System*

CAD – *Computer-Aided Design*

COM – Centro de massa (do inglês *center of mass*)

COP – Centro de pressão (do inglês *center of pressure*)

CS – *Chip Select*

DAC – Conversor Digital-analógico (do inglês *Digital-to-analog converter*)

EEPROM – *Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory*

FN – Falsos negativos (do inglês *False negatives*)

FP – Falsos positivos (do inglês *False positives*)

GPS – *Global Positioning System*

I²C – *Inter-Integrated Circuit*

IDE – *Integrated Development Environment*

KKT – Karush-Kuhn-Tucker

LED – *Light-emitting diode*

ML – Medial-lateral

MISO – *Master In Slave Out*

MOSI – *Master Out Slave In*

OpenNI – *Open Natural Interaction*

RBF – *Radial Basis Function*

RF – Rádio frequência

RFID – Radio-frequency identification

RGB – Red Green Blue

RMS – Root Mean Square

ROC – Características de operação do receptor (do inglês Receiver Operating Characteristics)

RTC – Real Time Clock

SCL – Serial Clock

SD – Secure Digital

SDK – Software Development Kit

SNC – Sistema Nervoso Central

SPI – Serial Peripheral Interface

SS – Select Slave

SVM – Máquinas de suporte vetorial (do inglês Support Vector Machines)

TN – Verdadeiros negativos (do inglês True negatives)

TP – Verdadeiros positivos (do inglês True positives)

USB – Universal Serial Bus

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

Estabilidade postural diz respeito à habilidade de manter o corpo humano em equilíbrio e constitui uma condição fundamental para a maior parte das atividades humanas, especialmente a locomoção. Uma estabilidade pobre usualmente afeta o desempenho em atividades motoras da vida diária e também é um dos maiores fatores de riscos de queda [77, 19]. Embora o controle estável de postura e equilíbrio seja automático para pessoas em condições normais, ele é uma questão desafiadora para pacientes com deficiência vestibular, crianças com paralisia cerebral, idosos e outros que apresentam falta de estabilidade devido a patologias, deformidades ou lesões [52].

Mundialmente, as quedas são um problema de saúde pública. Estima-se que 424.000 quedas fatais ocorram a cada ano, sendo a segunda maior causa de morte por lesão não intencional, precedida apenas por acidentes de trânsito [76]. Mais de 80% das mortes relacionadas com quedas ocorrem em países de baixa e média renda, como no Sudeste asiático e Pacífico Ocidental, representando mais de dois terços dessas mortes. Em todas as regiões do mundo, as taxas de mortalidade são mais altas entre os adultos com idade superior a 60 anos [76]. Apesar de não fatais, ocorrem a cada ano aproximadamente 37,3 milhões de quedas que são graves o suficiente para exigir atenção médica. Estas quedas são responsáveis por mais de 17 milhões de anos perdidos de vida ajustados por incapacidade, este ajuste leva em conta quanto tempo adicional estimado poderiam ter vivido pessoas que morreram em decorrência de quedas. A maior morbidade ocorre em pessoas com 65 anos ou mais, jovens adultos com idades entre 15-29 anos e crianças e adolescentes até 15 anos [76].

Os traumas resultantes das quedas, principalmente em idosos que vivem o dia-a-dia normalmente inseridos no convívio com o restante da sociedade, são as causas mais significantes de fraturas, lesões e mortes, custando aproximadamente 10 bilhões de dólares anualmente em todo o mundo [39]. Já os idosos residentes em casas de cuidados de longa duração caem por uma variedade de razões e são mais propensos a sofrer lesões após

uma queda do que aqueles que vivem em comunidade [72]. Os principais fatores que contribuem para as quedas são a diminuição do peso corporal (devido à sarcopenia - perda de massa muscular e esquelética) e a osteoporose (doença óssea caracterizada por baixa regeneração e/ou rápida degeneração óssea, gerando ossos pouco densos ou frágeis) [72].

A maior mortalidade entre os idosos resulta de complicações das lesões decorrentes das quedas, incluindo traumatismo craniano, embolia pulmonar, pneumonia e fraturas no quadril [66, 18]. Sequelas de queda em idosos necessitam de maior tempo de hospitalização, comparados às mesmas sequelas em grupos de pessoas mais jovens, e podem ter como consequência uma mobilidade reduzida e um declínio da capacidade funcional após a fase de recuperação. O medo de cair novamente agrava o problema e faz com que algumas pessoas limitem suas atividades físicas, resultando em isolamento social, perda de independência e internação prematura em casas de cuidado de longa duração.

Cabe observar que o risco de queda em idosos depende de fatores intrínsecos e extrínsecos. Os fatores intrínsecos incluem as mudanças fisiológicas associadas ao envelhecimento, a problemas de saúde, a medicações e ao abuso de álcool. Fatores extrínsecos incluem as condições ambientais, tais como pisos escorregadios e molhados ou pisos congelados, calçados ou roupas inadequados e falta de iluminação [39].

Alguns estudos já realizados mostram que os fatores ambientais não aumentam o risco de lesões por quedas [39]. Os fatores intrínsecos aparentam ser os melhores preditores de quedas. Estudos utilizando as variáveis que influenciam nas atividades físicas (exemplo: dispositivos auxiliares, estado mental, uso de medicamentos, condições de saúde e de visão, entre outros preditores) mostram que, nas mulheres, as quedas foram mais associadas com os efeitos de medicação e a fraqueza muscular. Certos tipos de medicamentos têm implicado a ocorrência de quedas, em particular os psicotrópicos, sedativos e antidepressivos. Casos de hipotensão provocados pelo uso de diuréticos, vasodilatadores, anti-hipertensivos e outros medicamentos também têm sido investigados como contribuintes de quedas. A fraqueza muscular, como resultado da diminuição da massa muscular associada ao envelhecimento ou consequência de medicamentos, também associada a quedas, é considerada uma das principais causas. Nos homens, as quedas foram associadas mais com a diminuição da atividade física e mobilidade deficiente (oscilação corpórea e marcha) [39].

Assim como em pacientes idosos, há também os riscos não associados só a queda, mas também a outros fatores ligados à perda de estabilidade em pacientes com algum problema de equilíbrio, ou seja, pacientes que apresentam alguma desordem neurológica (por exemplo: esclerose múltipla; demências; Parkinson; distrofia muscular), deformidades físicas (nos ossos dos pés e/ou pernas; problemas no quadril; traumatismo na coluna

vertebral; osteomielite), artrites (séptica, que geralmente ocorre nos joelhos e quadril; reumatoide; juvenil) [32]. Tais riscos implicam a redução da qualidade de vida da pessoa associada a uma marcha excessivamente cautelosa, instabilidade, receio excessivo de cair, respostas posturais anormais. Esses riscos geram como consequência características secundárias, como sintomas depressivos, aumento de ansiedade, leves sintomas extrapiramidais (acinesia - incapacidade de iniciar um movimento; acatisia - incapacidade de se manter imóvel), declínio cognitivo leve [42, 32].

Problemas de equilíbrio podem afetar seres humanos de várias idades, com várias condições patológicas diferentes e de maneiras diferentes. A fim de gerar uma melhora na condição de vida dessas pessoas, está havendo um grande investimento em pesquisas na área [24, 16, 9], bem como em tratamentos relacionados a problemas de equilíbrio. Os custos financeiros relacionados a quedas são substanciais [76]. Nos Estados Unidos, em 2013, gastou-se 4,9 bilhões de dólares em tratamento de pacientes com problemas de equilíbrio (mais relacionados a neuropatias) [24]. Para pessoas com 65 anos ou mais, o custo médio de cada lesão por queda na Finlândia é de 3.611 dólares, enquanto na Austrália é de 1.049 dólares. No Canadá, há evidências sugerindo que a implementação de estratégias eficazes de prevenção reduzem em 20% a incidência de quedas entre crianças com menos de 10 anos, o que poderia reduzir os custos em mais de 120 milhões de dólares anuais [76].

Tendo em vista a necessidade de alertar sobre as possíveis quedas, o desenvolvimento de dispositivos para detecção, prevenção e tratamento de todos os tipos de quedas tornou-se um tema muito abordado [46]. Dentre as medidas já desenvolvidas encontram-se: (i) o uso de esteiras ergométricas para a reabilitação de pacientes com problemas de locomoção [29]; (ii) acupuntura/eletroacupuntura, com o objetivo de estimular pontos específicos no corpo do paciente [69]; (iii) uso de outras técnicas de fisioterapia associadas em conjunto. Tais soluções dependem basicamente da habilidade de observação dos profissionais de saúde, conhecimentos básicos e experiência, onde o efeito do tratamento pode ser limitado pela capacidade analítica desses profissionais. Porém, cabe citar outras soluções disponíveis fornecidas pela engenharia biomédica, tais como: (i) próteses robóticas que utilizam sinais eletromiográficos para melhor sincronizar o movimento das articulações, como *biofeedback* em tempo real [37]; (ii) sistemas interativos (robôs virtuais) que apresentam estímulos auditivos periódicos e determinam um sincronismo com os passos descompassados do paciente [58]; (iii) monitoramento de marcha através de sensores de pressão embutidos nos calçados [47, 6]. Dentre esses processos, há também a capacidade de monitoramento dos sistemas à distância com conexões *Wi-Fi*, *Bluetooth* [79].

Entretanto, muitos dos sistemas de reabilitação e monitoramento são limitados a

ambientes fechados (laboratórios, clínicas) [77, 9], com restrição de mobilidade devido ao excesso de fios - ou porque dependem de plataformas estáticas, por exemplo, a plataforma do *WiiFit* (onde pode-se medir o centro de pressão do indivíduo), ou porque exigem o auxílio de câmeras, no caso dos sistemas de monitoramento de residências (instalações residenciais) [18]. Há também outras soluções para monitoramento dinâmico, porém onerosas, como o sistema *Vicon*, utilizado em rastreamento robótico, realidade virtual e estudos ergonômicos [73, 77]. Outros projetos que se utilizam de acelerômetros (monitoram a variação de aceleração em três eixos ortogonais) e/ou giroscópios também foram desenvolvidos, porém tais projetos apenas indicam se houve queda e não detectam caso o paciente se desestabilize [46].

Diante dessas limitações nas soluções já disponíveis, este trabalho propõe o desenvolvimento e avaliação de sistema que detecte a variação de equilíbrio do usuário, onde este sistema tem como vantagem não só a detecção de quedas, mas também pequenas variações do equilíbrio do usuário. O sistema poderá ser utilizado tanto em ambientes de teste monitorados (internos) quanto em ambientes externos. Baseado em acelerômetros e utilizando-se de classificadores, o sistema poderá avaliar em níveis o desequilíbrio do usuário, indicando o quão grave está sua instabilidade tanto estática quanto dinâmica e fazendo com que o paciente consiga reeducar sua postura e seu andar sem auxílio de locomoção.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo desta pesquisa é desenvolver e avaliar um sistema proposto para análise de sinais de acelerômetros para classificação de níveis de equilíbrio (incluindo desequilíbrio e retomada de equilíbrio). Os resultados do sistema são comparados a dados fornecidos por sistemas de ambientes fechados já validados na literatura como a plataforma de força *AMTI* e o *software* *SWAY*.

1.2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Essa pesquisa propõe um sistema baseado em acelerômetros que é treinado para classificação de níveis de equilíbrio usando técnicas de aprendizagem de máquina, mais especificamente as máquinas de suporte vetorial (*SVM*, do inglês (*Support Vector Machine*)).

Inicialmente, serão feitos testes para estabilidade estática, onde também será utili-

zada uma plataforma de força fixa que mede as distribuições de pressão, além do uso de bonecos estáveis (João Bobo) e bonecos instáveis (manequim) que serão perturbados para avaliação de queda repentina e retomada de equilíbrio. A avaliação do sistema será feita através da comparação das saídas de classificações com as fornecidas por outros equipamentos como o *software* SWAY após o treinamento do sistema. Depois de confirmado o funcionamento, o sistema desenvolvido será comparado com outros sistemas já considerados válidos como métodos de avaliação do equilíbrio humano como a plataforma de força *AMTI*.

Tanto na comparação com o SWAY, quanto na plataforma de força e com os bonecos, serão avaliadas métricas de desempenho do sistema tendo em vista classificações corretas e incorretas, verdadeiros positivos e negativos, falsos positivos e negativos, acurácia, precisão, sensibilidade e especificidade. O sistema é avaliado ainda tendo em vista a precisão e a confiabilidade estatística na estimação de centros de pressão (*COP*, do inglês *Center of pressure*).

1.3 JUSTIFICATIVA

A detecção de variações de equilíbrio tem potenciais aplicações em um grande número de situações em engenharia biomédica, saúde, práticas desportivas, etc. Por exemplo, o uso diário de um sistema desse tipo por pessoas com problemas de saúde que causam mudanças de equilíbrio pode permitir a detecção precoce de variações, que quando não contornadas, podem levar a quedas. Pode permitir ainda, quando associado a dispositivos de comunicação móvel, alertar pacientes sobre essas variações.

Outra aplicação importante é no desenvolvimento de métodos que combinem o sistema proposto com outros sensores para determinar diferentes tipos de atividade que possam causar variações de equilíbrio (isso pode servir para instruir os pacientes a evitar algumas formas de conduzir atividades específicas ou ainda para alertar quando o paciente se põe em condições de risco). Outra utilização seria corrigir o andar e assim obter uma melhor qualidade de vida. Tal sistema, por ter a capacidade de alertar ao usuário da existência de desequilíbrio, pode indicar a existência de uma diferença entre o tamanho dos membros inferiores, fazendo com que o usuário procure ajuda médica necessária para sanar essa diferença e minimizando, assim, vários problemas consequentes da diferença das pernas.

Também é levantada a possibilidade de uso em pessoas que estão se adaptando ao uso de próteses nos membros inferiores, pois é comum a pessoa ainda não ter confiança na prótese e acabar deslocando seu equilíbrio causando problemas de adaptação, problemas

de coluna entre outros. A utilização seria conjunta ao *biofeedback* em tempo real, assim o usuário poderia corrigir sua postura e seu andar ao mesmo tempo que se adapta melhor à prótese. Há a possibilidade de uso em pessoas com crises epiléticas, onde a pessoa em questão utilizaria a camisa protótipo durante todo o dia e caso ela tivesse algum episódio, o sistema emitiria um alerta para que o socorro viesse o mais rápido possível, minimizando assim a chance da pessoa se machucar durante as crises.

Observa-se uma tendência para os esportes também, onde o atleta poderia monitorar suas variações de equilíbrio durante sua atividade física através do *biofeedback* em tempo real, evitando assim, as lesões físicas provenientes da atividade esportiva.

1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

O trabalho é constituído de cinco capítulos. O primeiro capítulo é dedicado à introdução, na qual se faz uma breve contextualização da área de monitoramento médico atual e mostra como estão os estudos atuais sobre o tema. Na segunda parte da introdução identifica-se uma lacuna sobre o tema proposto que pode ser explorada e que serviu de motivação inicial para o estudo e com isso a proposta detalhada do projeto. A terceira parte apresenta o objetivo geral que deseja-se alcançar ao final do processo e os objetivos específicos definidos para alcançar o objetivo geral do projeto. A quarta parte mostra as justificativas do projeto, na qual apresenta os prováveis impactos na sociedade que surgem do cumprimento dos objetivos propostos anteriormente.

No capítulo 2 é apresentado o estudo bibliográfico que foi feito para a implementação da proposta do projeto. Nele é descrito inicialmente a explicação teórica de como funciona o equilíbrio corporal, bem como os sistemas existentes para monitoração de equilíbrio. Uma breve descrição de aquisições de imagens dinâmicas e modelos de esqueletos, o conceito de classificadores, os sensores utilizados para monitoramento de equilíbrio, a plataforma de desenvolvimento Arduíno e seus componentes, o conceito de multiplexadores e breves explicações do aplicativo SWAY e da plataforma de força *AMTI*.

O capítulo 3 é reservado para detalhar a metodologia de desenvolvimento usada para a implementação do projeto como os esquemáticos dos circuitos, os diagramas montados e a montagem dos circuitos para testes. Nele também é explicado o funcionamento detalhado dos circuitos com as simulações realizadas. Nessa seção também é mostrada a metodologia experimental que diz como o protótipo será testado e comparado com sistemas já existentes. A última parte é a metodologia de análise que mostrará quais foram os métodos usados para analisar o desempenho do sistema e confirmar se os objetivos propostos foram alcançados.

No capítulo 4 são apresentados todos os resultados alcançados no projeto como as placas desenvolvidas, as aquisições dos sinais, suas avaliações e interpretações. Por fim, o capítulo 5 apresenta a conclusão do projeto com todos os resultados alcançados, limitações encontradas e propostas para a continuação do trabalho.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 CONCEITOS BÁSICOS DE EQUILÍBRIO

O ato de equilibrar o corpo humano, em ambientes estáticos e dinâmicos, advém da colaboração mútua entre os sistemas visual, vestibular e proprioceptivo. O sistema visual é um componente do sistema nervoso central que processa os dados visuais e cria uma sensação de percepção visual, além da formação de funções de fotorrespostas [32, 71]. Paralelamente, o sistema vestibular é um sistema sensorial que atua como principal contribuinte para a percepção de equilíbrio e orientação espacial do corpo. Esses fenômenos fisiológicos são resultantes do movimento de pequenos fluidos dentro do sistema vestibular do ouvido - movimento que ocorre nos canais semicirculares e permite detectar a direção e a velocidade de rotação da cabeça, bem como no utrículo e no sáculo que respondem a uma aceleração linear do corpo, como mostra a Figura 2.1 [15, 32]. A propriocepção pode ser descrita como a sensação de posição relativa de partes diferentes do corpo e do esforço necessário para realizar um movimento desejado [32, 71]. Essa sensação pode ser dividida em duas categorias principais: propriocepção consciente, que ocorre na região posterior do lemnisco medial, que é ligado ao cérebro, e propriocepção inconsciente, que ocorre no tracto dorsal espinocerebelar [32, 71, 15].

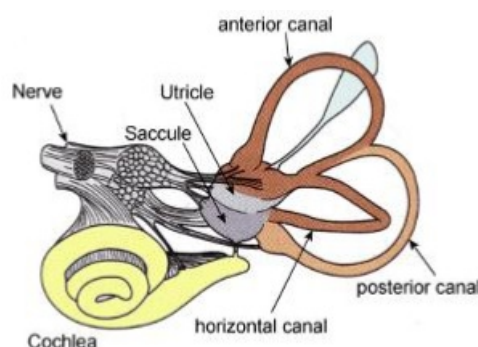


Figura 2.1. Os canais semicirculares (mostrados em marrom), utrículo e sáculo. Fonte: [15].

2.1.1 MECANISMOS DE CONTROLE POSTURAL

O controle postural é definido como o processo pelo qual o sistema nervoso central (SNC) produz padrões de atividade muscular necessários para a relação entre o centro de massa e a base de sustentação. Essa atividade é um processo complexo, que envolve os esforços coordenados de mecanismos aferentes (ou sistemas sensoriais) e mecanismos eferentes (ou sistemas motores). As respostas aferentes e eferentes são organizadas através de uma variedade de mecanismos centrais, ou funções do sistema nervoso central, que recebem e organizam as informações sensoriais e planejam respostas motoras apropriadas, ou seja, garantem a posição corporal desejada sempre que o movimento é realizado [14, 28]. O controle postural pode ser entendido como um comportamento que emerge de um contínuo e dinâmico relacionamento entre informação sensorial e atividade motora, incluindo os componentes sensório-motores e músculos esqueléticos envolvidos na busca de uma determinada posição corporal [7].

O corpo humano pode ser considerado como um “pêndulo invertido” com múltiplos elos. Para se obter equilíbrio postural, é necessário que o centro de massa desses elos esteja posicionado sobre a base de suporte, no entanto os elos são instáveis, devido à força da gravidade e outras forças desestabilizadoras que se fazem presentes, devido ao movimento do corpo e sua interação com o ambiente [28]. Quando o centro de massa passa da base de sustentação do corpo, gera-se uma situação de instabilidade. Quando esse fato é percebido pelo sistema sensorial, este envia informações para o sistema motor, iniciando o processo de respostas posturais organizadas para recuperar o equilíbrio, realinhando o centro de massa e a base de sustentação [28].

Essas respostas podem ser controladas até certo limite, desde que as características do evento desestabilizador sejam conhecidas antes. Quando a desestabilização é inesperada, é necessário que as informações sensoriais estejam sob orientação das mobilidades corporais. Essas informações sensoriais são utilizadas para perceber qualquer instabilidade e gerar respostas estabilizadoras, seja através de reações de proalimentação pré-programadas, seja por correções contínuas e atualizadas de retroalimentação [28, 38]. No controle por proalimentação, ocorre um padrão pré-programado que pode ser enviado antecipadamente ou simultaneamente a um movimento familiar; estes sinais são enviados por um estímulo muscular. Já no controle de retroalimentação, essas ativações musculares são sucessivas, utilizando as informações sensoriais sobre a organização do movimento do corpo [28].

Existem condições que favorecem a queda, podendo ser uma perturbação de equilíbrio ou falência do sistema de controle postural. Quando uma perturbação interna fisiológica ocorre, interrompe-se, momentaneamente, a operação desse sistema. Portanto, uma queda é consequência de uma inabilidade do sistema de controle postural ao compen-

sar uma perturbação externa [63]. Há duas formas de perturbação externa: i) mecânica: quando forças que interagem com o corpo deslocam o centro de massa além da base de sustentação ou quando a base de sustentação se alinha abaixo do centro de massa (induzidas pelo ambiente ou por movimentos descoordenados); ii) perturbações informacionais: modificam a natureza da informação de orientação do movimento, podendo haver conflitos entre as informações visuais, vestibulares ou proprioceptivas [28, 23].

O sistema postural realiza a integração de várias atividades que participam do controle da postura. Quando o centro de gravidade se afasta de sua posição média, ele retorna por meio de mecanismos que o impedem de sair de seus limites. O controle postural não é realizado apenas por atividade muscular em uma única fase, mas através de pequenos episódios de atividade dessa musculatura. Assim o sistema de controle de postura mantém os mínimos movimentos do corpo humano em posição ortostática [30]. Os sistemas visual, vestibular e proprioceptivo também estão envolvidos no envio de informações para o sistema de controle postural ou equilíbrio, formando o mecanismo aferente. A visão é o sistema mais importante de informações sensoriais e pode compensar a ausência ou não-confiabilidade dos outros estímulos sensoriais [28].

O sistema visual fornece informações sobre a localização e a distância de objetos no ambiente, o tipo de superfície onde se dará o movimento e a posição das partes corporais uma em relação à outra e ao ambiente. Os componentes desse sistema, considerados essenciais para o equilíbrio, incluem a visão periférica, a sensibilidade ao contraste, a acuidade dinâmica e estática e a percepção de profundidade. As três últimas componentes citadas estão relacionadas à idade, podendo haver também uma menor adaptação ao escuro e uma perda da habilidade em distinguir baixas frequências espaciais [28].

Os sistemas proprioceptivos, provenientes dos receptores tendinosos e musculares, mecanorreceptores articulares e barorreceptores profundos nos aspectos plantares dos pés, fornecem informações sensoriais para o controle postural. Esse conjunto de sistemas fornece ao corpo informações sobre o ambiente, permitindo a orientação necessária à medida que se movimenta ou fica estático em relação às próprias partes do corpo, seu apoio e superfície do solo. Quando as informações proprioceptivas sofrem uma diminuição, os indivíduos passam a depender exclusivamente do sistema visual para manter o equilíbrio, o que ocorre no caso dos idosos [30].

O sistema vestibular funciona em comum com os outros dois para manter o controle postural, e este é composto de três partes: um componente sensorial (localizado no ouvido interno), que está ligado ao processador central (localizado na ponte ou núcleo vestibular e cerebelo), o qual por sua vez, recebe e integra os sinais, combinando com informações proprioceptivas e visuais e envia para o terceiro componente, o controle motor que se

utiliza dos músculos oculares e da medula espinhal [12].

O controle motor realiza uma resposta através de dois reflexos que são responsáveis para manter o controle postural. O reflexo vestibulo-ocular, responsável pelo controle de estabilidade ocular e orientação da cabeça à medida que se movimenta, e o reflexo vestibulo-espinhal, que influencia os músculos esqueléticos do pescoço, tronco e membros, gerando um movimento compensatório do corpo mantendo o controle cefálico e postural [28, 12].

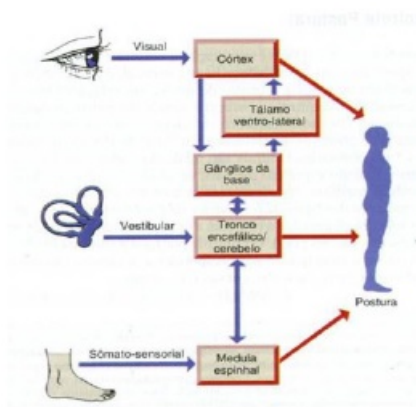


Figura 2.2. Sistemas vestibular, visual e proprioceptivo conjuntamente controlam o controle postural. Fonte: [28].

Com o envelhecimento, ocorrem perdas no sistema vestibular, nas células ciliares dos canais semicirculares, em torno de 40% depois dos 70 anos. Portanto, a diminuição da sensibilidade cutânea, da propriocepção, da acuidade visual e da sensibilidade de contraste favorece o risco de quedas devido às alterações nas funções sensoriais [28].

Para um melhor entendimento do equilíbrio, faz-se necessário definir os conceitos de centro de gravidade, inércia e base de sustentação (polígono de sustentação):

O sistema do equilíbrio ortostático tem a finalidade de manter o ser humano em pé, com mãos disponíveis e com a atenção livre em situações excepcionais. Nesse sistema, a estratégia é a manutenção da projeção do centro de gravidade dentro da base de sustentação, então o equilíbrio é alcançado quando a projeção do centro de massa se encontra nos limites da base de sustentação (esta corresponde à área delimitada pelos pontos de apoio, ou seja, o quadrângulo delimitado pelos calcanhares e os dedos dos pés) [30].

A inércia é definida como a tendência dos corpos da natureza de permanecerem no seu estado natural de equilíbrio. Assim, todo corpo que está em repouso tende a permanecer em repouso e todo corpo em movimento retilíneo e uniforme tende a permanecer em movimento retilíneo e uniforme [34].

O centro de gravidade é “o ponto ao redor do qual o peso de um corpo está balanceado igualmente em todas as direções” [33]. Esse centro de gravidade também pode ser definido (quando os corpos estão submetidos à força gravitacional) como centro de massa (*Center of Mass - COM*), que por sua vez, é um ponto único que está ligado com cada corpo em torno do qual a massa (substância da qual o corpo é constituído) se distingue em todas as direções [33], assim como o centro de pressão (*COP*) é definido como as forças de reação do solo em relação ao corpo da pessoa [8].

2.1.2 ASPECTOS FISIOLÓGICOS DE EQUILÍBRIO

Um corpo está em equilíbrio quando não apresenta aceleração, e este pode ser estático ou dinâmico. Equilíbrio estático: é o estado de equilíbrio do corpo quando sua aceleração e velocidade forem nulas e refere-se à orientação do corpo em relação ao chão (gravidade), sendo responsável pela percepção da aceleração linear. Equilíbrio Dinâmico: é o estado de equilíbrio do corpo quando sua aceleração for nula e sua velocidade for constante e não-nula, ou seja, o movimento for retilíneo e uniforme onde é responsável por manter a posição do corpo em resposta a movimentos de aceleração rotacional, angulares e radiais [33].

A estabilidade do corpo em equilíbrio “governada pelo momento de seu peso sobre o eixo de interesse, normalmente é o eixo sobre o qual há tendência à rotação” [33]. A estabilidade mecânica está conceituada como sendo uma resistência que rompe o equilíbrio. Tem como princípios: maior massa corporal; maior resistência entre o solo e o corpo; diâmetro mais elevado na base de apoio partindo de uma força externa do centro de gravidade, que deve estar com um nível baixo em relação ao posicionamento vertical; e com a borda da base de apoio sobre a força externa atuante para o posicionamento horizontal [33].

Esses princípios, quando aplicados ao corpo humano poderão ser válidos se outros fatores neuromusculares estiverem relacionados, pois um corpo pode ter grande estabilidade numa direção e ser quase instável na outra. A integridade neurológica não é o menos importante dentre os modificadores de equilíbrio, pois a sustentação do corpo contra a gravidade é função dos núcleos reticulares e vestibulares, sendo os núcleos reticulares divididos em dois grupos principais: os pontinos, que excitam os músculos antigravitacionais, e os bulbares, que os inibem, assim eles funcionam de modo antagônico um com o outro [33].

O aparelho vestibular detecta as sensações de equilíbrio estático e dinâmico. Ele é formado pelo labirinto ósseo, onde há no seu interior, a parte funcional, que são os

labirintos membranosos (componentes da cóclea); três canais semicirculares, responsáveis pela percepção das acelerações radiais e angulares; e duas câmaras, responsáveis pela percepção da aceleração linear, chamadas utrículo (orientação da cabeça quando a pessoa está em pé) e sáculo (orientação da cabeça quando a pessoa está deitada). Na superfície interna de cada uma dessas últimas áreas existe a mácula, que é o conjunto utilizado para detectar orientações da cabeça em relação à gravidade [33, 32]. Outros fatores que implicam o equilíbrio são os proprioceptores do pescoço, as informações proprioceptivas e exteroceptivas de outras partes do corpo e as informações visuais [32].

O controle da postura tem dois objetivos comportamentais. Um é a orientação postural, que se refere à posição dos segmentos corporais em relação aos demais segmentos e em relação ao ambiente em que seus aspectos se relacionam com a posição do corpo para as variáveis do ambiente (gravidade, alinhamento das várias partes do corpo em relação a outras, visando uma orientação específica), e o outro são as variáveis controladas, como a orientação do tronco, que é uma estrutura referência considerável na representação interna da geometria corporal [33].

Pode-se estudar o sistema de equilíbrio através da observação das atividades posturais sem perturbações ou com o sistema postural submetido a uma perturbação, analisando as respostas compensatórias resultantes. Havendo a perturbação no corpo humano, contrações musculares adequadas são realizadas antes e/ou após essa perturbação (respostas posturais). Entre essas respostas, estão os mecanismos de ajustes posturais e as estratégias comportamentais, que são utilizadas para minimizar os efeitos da perturbação restabelecendo assim o equilíbrio do corpo [33, 32].

O mecanismo central está ligado ao SNC e tem como finalidade avaliar e integrar as informações sensoriais provenientes dos estímulos visuais, proprioceptivos e vestibulares, indicando se há uma instabilidade e, conseqüentemente, selecionando a estratégia adequada de acordo com a situação [33]. Nos idosos esse controle postural irá exigir maiores recursos do sistema nervoso central, como o sistema atencional. Essa é uma tentativa de compensar os distúrbios e perdas sensoriais relacionadas com o envelhecimento [28].

Quando o equilíbrio se altera, dependendo das modificações e diante das perturbações, o indivíduo poderá adotar inicialmente dois mecanismos (*feedback* e *feedforward*) e três tipos de estratégias (tornozelo, quadril e da passada) no sentido de restabelecer o equilíbrio. Estas atuam combinadas, ou seja, nenhum mecanismo ou estratégia está presente em sua forma pura, mas sim em complexas interações entre os mecanismos de *feedback* e *feedforward* e as estratégias de tornozelo, quadril e passada [1].

O mecanismo a ser utilizado para o restabelecimento depende da origem da per-

turbação, que pode ser, inicialmente, de duas formas: i) perturbações externas: o mecanismo utilizado é o compensatório ou *feedback*, que surge em decorrência de distúrbios do equilíbrio causados por forças externas e inesperadas, utilizando o padrão espaço-temporal e o nível de ativação muscular a partir da combinação de processos centrais e periféricos; ii) perturbações internas: utiliza o mecanismo antecipatório ou *feedforward*; ocorre antes da perturbação da postura e do equilíbrio. Tem a função de ajustar o que precede, acompanhando o movimento focal e contrapondo-se aos efeitos mecânicos da perturbação, mantendo o equilíbrio [28, 33, 32]. Então, o mecanismo *feedforward* está sempre interligado aos movimentos focais, sugerindo que ambos estão integrados no nível do planejamento do movimento e que, através de aprendizagem ou adaptação, o sistema nervoso antecipa os efeitos mecânicos do movimento focal e ajusta a amplitude e tempo do componente postural de modo a minimizar os efeitos que a perturbação provoca no equilíbrio. Assim, ao contrário do mecanismo *feedback*, que é causado por sinais sensoriais, o mecanismo de *feedforward* é iniciado pelo sistema nervoso [28].

Além dos mecanismos citados anteriormente, também são utilizadas estratégias que auxiliam na manutenção do equilíbrio e estão assim divididas:

i) Estratégia do tornozelo ou do calcanhar: tem a característica de ativação sequencial dos músculos do tornozelo, joelho e quadril, que fazem com que o corpo gire sobre a articulação do tornozelo, onde esse movimento no quadril e joelho são relativamente pequenos [28]. Quando o corpo oscila para frente e para trás em resposta a uma perturbação, o indivíduo produz um torque sobre a articulação do tornozelo que deslocará o seu centro de massa e o centro de pressão. Essa força reverte à direção do movimento e dirige o centro de massa a posição inicial, reduzindo dessa forma a oscilação. Essa estratégia reposiciona o centro de massa através do movimento do corpo todo como um pêndulo invertido de segmento único através de torque produzido ao redor da articulação do tornozelo [40].

ii) Estratégia do quadril: o corpo é movimentado como um pêndulo invertido de segmento duplo através do movimento do tornozelo e do quadril. Há flexão do quadril ao mesmo tempo em que as articulações do pescoço e do tornozelo giram em sentido contrário pela ativação sequencial dos músculos do pescoço, abdominais e quadríceps. A estratégia de quadril caracteriza-se pela ativação dos músculos anteriores do tronco e perna, associados a um relativo aumento da força de reação do solo na superfície de suporte e uma pequena ativação dos músculos do tornozelo. A análise cinemática indica flexão do tronco associada com extensão do tornozelo [40].

iii) Estratégia da passada ou sobrepasso: tem o objetivo de manter o tronco na posição vertical ou em casos de perturbações muito grandes. A estratégia consiste em realizar

uma passada como meio para restabelecer o equilíbrio, através da movimentação da base de suporte sob o centro de gravidade. Essa estratégia pode ser solicitada também, quando ocorrem pequenas perturbações que o indivíduo não tenha vivenciado antes, ou quando os sujeitos são instruídos para manter os pés no mesmo local [40, 28].

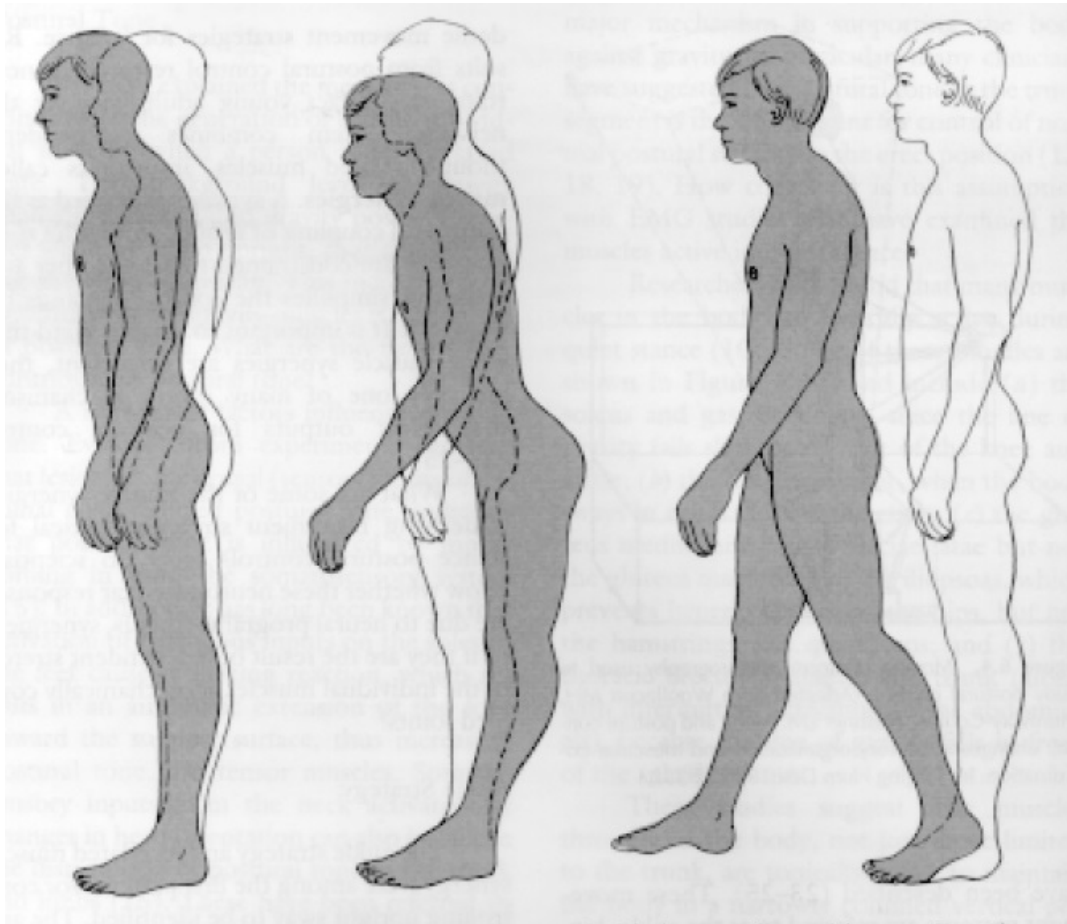


Figura 2.3. Três estratégias posturais usadas normalmente pelos seres humanos no controle da postura, da esquerda para a direita: estratégia do tornozelo, do quadril e do passo. Fonte: [28].

Estudos mostram que a redução da força muscular associada à diminuição no tamanho de números de fibras musculares e da quantidade de motoneurônios, ocorrida no envelhecimento, pode estar indiretamente relacionada às perturbações no equilíbrio, mas não são fatores determinantes, como a lentidão da contração muscular e a rigidez em todo sistema motor [1, 39].

Existe uma série de alterações no mecanismo de controle postural. Dentre elas estão: as comportamentais, onde encontramos as modificações que estão relacionadas à locomoção, pois os idosos apresentam uma amplitude de passada reduzida e movem-se lentamente, permitindo um maior tempo para adaptar-se às mudanças do meio ambiente [28]; a posição estática, pois os indivíduos apresentam maior extensão, amplitude e frequência de oscilação [28, 32]; o centro de massa e o centro de pressão que também

sofrem modificações, havendo também uma menor área de estabilidade sobre a base de suporte quando comparamos idosos e adultos jovens [1, 28].

Como já mencionado, o sistema postural recebe informações sensoriais provenientes dos sistemas visual, vestibular e somatosensorial. Esses sistemas podem perder sua integridade e, com isso, favorecer a redução da qualidade e talvez da quantidade de informação sensorial, em decorrência de uma menor eficiência na captação de estímulos, ocorrendo a diminuição da informação sensorial e, conseqüentemente, havendo alterações no comportamento [40]. Como o avanço da idade, também há a perda da massa muscular, resultando em prejuízos que podem diminuir a independência funcional, podendo-se considerar os relatos em torno das alterações motoras e do sistema músculo esquelético [1, 44].

Dentro das considerações em relação às alterações motoras, o sistema músculo esquelético é considerado crítico em respostas posturais, pois os músculos são responsáveis por vários tipos de movimento, entre eles o movimento de extensão, que é executado pela musculatura extensora (músculos antigravitacionais), ou de flexão, realizado a partir da ação dos músculos flexores que produzem a retirada do membro. Esses músculos são formados por fusos musculares intrafusais, que possuem terminações axônicas sensoriais e motoras, e os extrafusais, que têm axônios provenientes dos neurônios motores alfa, os quais desencadeiam a contração do impulso motriz do músculo [32]. As ações desses fusos são tanto ajustáveis (esta facilidade de ajustamento resume a função do cérebro no controle de movimento) como sensíveis perceptores da mudança na dimensão dos músculos, podendo elevar a frequência de desfechos quando a ação é de estiramento, mas essa ação pode ser desencadeada mesmo se a intensidade dos disparos for diminuída. Então, os axônios aferentes do fuso auxiliam na manutenção do membro e o eferente capacita esses detectores da dimensão do músculo a ajudarem nas mudanças de posição [32].

Quanto ao córtex motor primário, este tem a função de organizar o corpo do indivíduo em relação ao ambiente, sendo a área motora suplementar e o córtex pré-motor responsáveis pelo planejamento, execução e controle dos movimentos. Essas áreas acionam e se relacionam com:

- 1) as configurações sensoriais dos lobos temporal e parietal, remetendo axônios eferentes para o córtex motor, sendo este último lobo responsável pela percepção visual e espacial do ambiente, guiado também pelo sistema somatosensorial (que envia sinais exclusivos para movimentar o músculo de uma parte do corpo específica) e auditivo (quando se comunica com o lobo frontal, controla a locomoção e a movimentação das mãos e dos braços); bem como

- 2) através dos grupos de tratos descendentes: lateral que tem a finalidade de movimen-

tar os dedos e as mãos quando estão exigindo uma tarefa que requer movimentos distintos, e ventromedial, responsável por movimentos automáticos dos músculos do tronco e a ordenação do tronco e membros durante o controle da postura e locomoção [32, 28, 66, 30].

Com relação ao equilíbrio postural, nos idosos existe a redução das fibras musculares, que leva à perda da massa muscular, diminuindo a força, principalmente de membros inferiores, e que está ligada à execução de movimentos [1, 44]. Outra questão é que os idosos apresentam maior torque e maior reação da superfície do solo na direção antero-posterior em relação aos adultos jovens, levando-os a sugerir que as dificuldades em relação à postura não são decorrentes exclusivas da deficiência na força muscular [40]. Não apenas nos idosos, mas também em pessoas mais jovens com diferentes tipos de patologias que afetam o equilíbrio corporal, há necessidade de se observar suas diferentes características. Pessoas que possuem algum distúrbio em um dos seus sistemas sensoriais tendem a compensar a deficiência de um dos sistemas, “sobrecarregando” outro(s). Assim, não havendo sincronismo entre os sistemas, o corpo tende a perder a agilidade de tomada de decisão para restabelecer o equilíbrio original [32, 28]. Pode-se também perceber as questões relacionadas às pessoas com deformidades ou problemas neuromusculares (transmissão de impulsos nervosos para a movimentação dos músculos), onde uma ou mais de suas estratégias para manter o corpo equilibrado está “danificada”. Nesse caso, percebe-se uma maior possibilidade de queda, pois há um maior torque, devido ao corpo da pessoa não ser simétrico (em caso de deformidades) ou não estar funcionando devidamente (no caso de problemas neuromusculares) [24, 52].

2.2 SISTEMAS EXISTENTES DE MONITORAÇÃO DE EQUILÍBRIO

Tendo em vista o escopo da situação e a problemática que consiste na falta de um bom equilíbrio, foram desenvolvidos muitos sistemas que permitem monitoração em tempo real do equilíbrio estático e/ou dinâmico do corpo humano [52], de modo que houvesse um melhor entendimento de como se dão os episódios de desequilíbrio. Entre os sistemas desenvolvidos, existem os de avaliação estática (equilíbrio estático) e os de avaliação dinâmica (equilíbrio dinâmico).

2.2.1 MONITORAMENTO ESTÁTICO

A quantificação da estabilidade postural normalmente envolve processos e análises dos sinais de *COP* e *COM*. Abordagens mais antigas em segmentar o corpo e observar o seu efeito no cálculo e estimação do *COP* foram largamente utilizadas. Tais pesquisas

foram executadas utilizando-se diferentes métodos: através de cadáveres, onde se media a massa e o centro de massa de cada pedaço do corpo; novamente com cadáveres, pesavam-se os segmentos, imergia-se em água - onde se obtia o volume e por consequência, a densidade - e, dos segmentos de massa e volume, podiam-se estimar os centros de massa dos segmentos e assim de todo o corpo; os segmentos eram modelados como sólidos geométricos caracterizando a forma geral de algum segmento do corpo e através dos sólidos ficava mais fácil determinar seus centros de massa e momentos de inércia [48].

Atualmente, sabe-se que o *COP* é a medida indireta do balanço postural e que é mais comumente usada, ao invés do *COM*, por simplicidade de instrumentação [52]. A estimação do *COM* requer análise dinâmica inversa de um modelo computadorizado multi-juntas dirigido por medidas cinemáticas, usando-se um sistema integrado de análise de movimento [52]. O *COP* provou ser uma medida métrica realizável e significativa em ambos os planos anterior-posterior (AP) e medial-lateral (ML). Anteriormente usou-se muito apenas uma única plataforma de força para registro do *COP* [8, 56] e análise de balanço corporal, porém, recentemente, já pode-se observar estudos onde se usam duas plataformas com o intuito de investigar melhor as diferentes estratégias de controle de equilíbrio [52]. Não apenas plataformas foram utilizadas, mas também utilizou-se aquisições de sinais musculares (eletromiografia) para procurar sua correlação com o *COP* indicando os músculos de controle postural e o local de movimento do *COP* [57], assim como levou-se em consideração a assimetria do corpo humano [56].

Sistemas mais recentes já mostram como avaliar e prever quando ocorrerão episódio de desequilíbrio. Inicialmente sua ideia era de que o ser humano acaba dando passos para se manter equilibrado. Através de regiões pré-determinadas do *COP* e das medidas do atual *COP*, são definidas áreas diferentes de *COP* onde o indivíduo é obrigado a dar um passo. Sabendo-se disso, utilizou-se a abordagem da velocidade do *COP* (obtida através de uma plataforma de força e tirando a diferença em pequenos intervalos da variação do *COP*), onde a velocidade era medida e assim podia-se prever o passo antes dele ser dado, observando quando os picos de velocidade do *COP* ocorriam [70]. O sistema de análise estabilográfica mostrou-se muito eficaz, porém com medidas muito demoradas. Estudos compararam os resultados da função autocorrelação da velocidade do *COP* com os resultados do sistema estabilográfico e assim puderam concluir que a utilização da velocidade do *COP* mostrou-se mais rápida, porém não perfeitamente igual aos resultados da estabilografia [36]. Visando baratear os custos dos sistemas mais atuais, fizeram-se também comparações utilizando-se o *Kinect* para *XBOX 360* (*Microsoft, Redmond, WA, USA*) e sistemas de câmeras mais caros, como o *Vicon* e o *Optotrack Certus* (sistema laboratorial de captura de movimentação em grades 3D). Após experimentos, pôde-se concluir que o *Kinect* é um excelente sistema para avaliação de equilíbrio estático sem

marcadores e com boa correlação aos sistemas mais conceituados [77].

2.2.2 MONITORAMENTO DINÂMICO

O corpo humano não só mantém seu equilíbrio quando está parado, mas também o mantém quando está em movimento. Para o equilíbrio dinâmico, também foram desenvolvidos muitos outros sistemas de monitoração.

Alguns sistemas modelam as inclinações do torso, cabeça e braços, levando em consideração os pequenos atrasos neurais que o sistema nervoso central normalmente tem para monitorar o corpo enquanto ele se movimenta em três velocidades distintas (devagar, normal e rápida). Utilizam-se do sistema *Optotrack* para reconhecimento de movimento e plataformas de força para adquirir os valores das forças de reação do solo, além do uso de controle de *feedback* de estado ótimo linear e controle determinístico de lógica *Fuzzy* [49].

A ideia de monitoramento dinâmico pode ser estendida não só a sistemas de câmeras, mas também a sistemas que podem “andar” com o paciente. Dentre eles, sistemas com acelerômetros se mostraram práticos, não onerosos, não obstrutivos e com medidas precisas do controle postural durante a movimentação, indicando com precisão casos de tremores, problemas de equilíbrio e desabilidades na passada [19]. Visando não limitar a movimentação do paciente, a qual reduziria a precisão das medidas obtidas, e tendo em mente que medir a pressão no pé (dado que ela continha as informações necessárias para a análise de marcha) é útil para avaliar movimentos, resultando em um padrão repetitivo, foram desenvolvidos sistemas com detectores de pressão embutidos em calçados (*Smart Shoes*). Assim os padrões de pressão plantar podem refletir marchas anormais, indicando possíveis problemas de caminhada [6, 47].

Na tentativa de auxiliar a melhora, além do monitorar o paciente, foram desenvolvidos sistemas com robôs virtuais que passam instruções ao paciente ao mesmo tempo que ele caminha. Esses sistemas são focados principalmente na assimetria do passo e não só no ritmo da marcha, mas também em características fractais dos padrões de aceleração conectados aos complexos padrões de movimento de marcha. O tempo rítmico do robô virtual (*Walk-Mate*) é controlado pelo modelo *Dual-Dynamics*, ilustrado na Figura 2.4. Esse modelo consiste em um modelo de corporal, capaz de perceber fases estáveis pelo ritmo dos osciladores não lineares dos passos, e um modelo interno, para perceber a variação da marcha pelo controle de *feedback* na frequência característica dos osciladores do modelo corporal. O modelo *Dual-Dynamics* é independente para cada perna do usuário, pois os ritmos das pernas são distintos. O robô tem como objetivo reduzir essa diferença nos ritmos das pernas, dando ao paciente estímulos auditivos rítmicos (via fone de ouvido

wireless) [58]. Outro sistema é o de monitoramento de marcha à base de *RFID* (*Radio-frequency identification*) para detecção de tropeços e quedas sem qualquer restrição de tempo ou lugar. O sistema de monitoramento de passo consiste em um par de chinelos com módulo *dual-band RFID* incluído, vários leitores e um sistema de computação que fornece *feedback* gráfico e quantitativo para monitoramento e avaliação contínua da marcha [18].

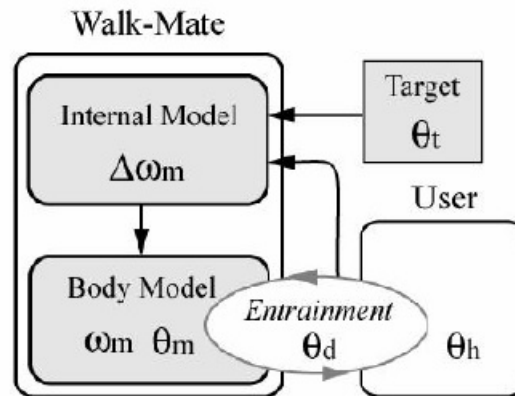


Figura 2.4. Modelo *Dual-Dynamics* do *Walk-Mate*. Fonte: [58].

Com auxílio da química e do eletromagnetismo, foram desenvolvidos sistemas com base em materiais piezo-elétricos, polímeros eletroativos, fibra ótica (imunes a interferências eletromagnéticas, flexibilidade e baixo peso) e fibras óticas plásticas (fácil manuseio não qualificado, robustez, baixo custo). O princípio do sensor é a relação de atenuação da potência do sinal transmitido e o ângulo de curvatura a que a fibra é sujeita. O modelo é baseado na geometria ótica e utiliza o conceito raio, refração e reflexão interna total (Figura 2.5). Os raios, ao serem refratados, representam prejuízos. Quando a secção é dobrada, os raios refratados aumentam e assim a intensidade da luz que chega ao receptor. Através da geométrica da fibra, pode-se observar as atenuações no sinal óptico e como ele é fortemente afetado com o aumento da curvatura, melhorando a sensibilidade. Tendo como base estes conceitos, pode-se adquirir os sinais dos membros inferiores e monitorar a passada do usuário [9].

Também existem sistemas baseados em acelerômetros. Um dos mais recentes baseia sua técnica no princípio de detectar mudanças no movimento e posições do corpo do indivíduo, usando um sensor e monitorando mudanças de aceleração em três direções ortogonais diferentes. Os dados são analisados através de algoritmos de forma contínua para determinar se o corpo da pessoa está ou não caindo. Se o usuário cai, o dispositivo pode utilizar o *GPS* (*Global Positioning System*) e o transmissor *wireless* para determinar a localização e emitir um alerta a fim de conseguir ajuda. O elemento central de detecção de queda é um algoritmo de detecção eficaz e confiável que julga a existência de uma situação de emergência devido à queda [46].

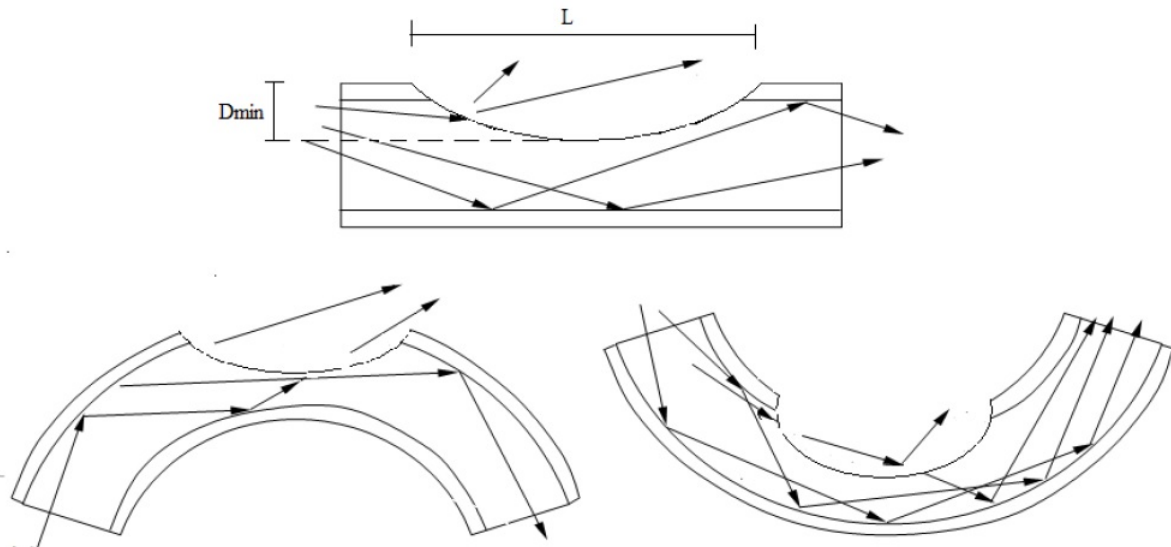


Figura 2.5. Corte de fibra polida em posição reta e na dobra convexa e côncava. L é o comprimento e D_{min} é o mínimo diâmetro da fibra. Fonte: [9].

2.3 AQUISIÇÃO DE IMAGENS DINÂMICAS E MODELOS DE ESQUELETOS, UMA BREVE DESCRIÇÃO

Aquisição de imagens dinâmicas

Para a tecnologia, o campo de reconhecimento de objetos baseado em vídeo, o uso de recursos de objetos significativos e o estabelecimento de um modelo efetivo de movimento pelo computador atuando como sistema de monitoramento para identificação, rastreamento e análise de comportamento, são tópicos muito interessantes e temas de pesquisa bastante desafiadores [41]. Em particular, a estimação do comportamento humano é um grande desafio que pode trazer todos os aspectos de aplicações úteis, tais como a reação humana em jogos virtuais ou no mundo real [41].

A habilidade de sistemas autônomos de compreender e/ou se deslocar em ambientes incertos depende fortemente de sensores de detecção de obstáculos tanto em movimento quanto estáticos. Sobre os sensores disponíveis, encontram-se: sonares, de custo relativamente baixo, porém com baixa resolução angular e suscetíveis a falsos ecos e reflexões; infravermelho e localizadores a *laser*, novamente de baixo custo, mas normalmente só fornecem medidas de um único ponto da cena; *LIDAR* (tecnologia de detecção remota que mede a distância do item iluminando o alvo com *laser* e analisando a luz refletida) e radares, que fornecem medidas precisas de distância com boa resolução angular através do plano, mas são consideravelmente mais caros e tipicamente requerem maior consumo de energia [25].

Para capturar movimentos cinemáticos, os resultados mais confiáveis foram obtidos por sistemas de *Motion Capture* que exploram as câmeras de alta velocidade para capturar movimentos em 3D realizados por um sujeito. Vários sistemas se utilizam - mais comumente o usuário - de marcadores passivos ou ativos. Os marcadores passivos são normalmente cobertos com material refletor de infravermelho e então presos ao usuário em fronteiras anatômicas pré-definidas, assim a estimação de movimentos humanos em 3D foram recentemente consideradas usando uma ou várias câmeras de vídeo. Os dados coletados são usados para animar um modelo reproduzindo as características antropométricas de um sujeito. O “resolvedor” (*solver*) cinemático é formulado como um problema de quadrados mínimos ponderados *frame a frame* que minimiza as diferenças entre os locais marcados e medidos e os locais dos marcadores do modelo virtual (Figura 2.6). Com a introdução do movimento das articulações, obtiveram-se resultados dinâmicos a partir dos vários movimentos do corpo com a ajuda de um modelo dinâmico mais avançado. Estas tecnologias foram projetadas para serem utilizadas em condições controladas de laboratório (com ambiente específico ou roupas instrumentais usadas pela pessoa) e não podem ser utilizadas para avaliação de atividades em ambientes na vida real [31].

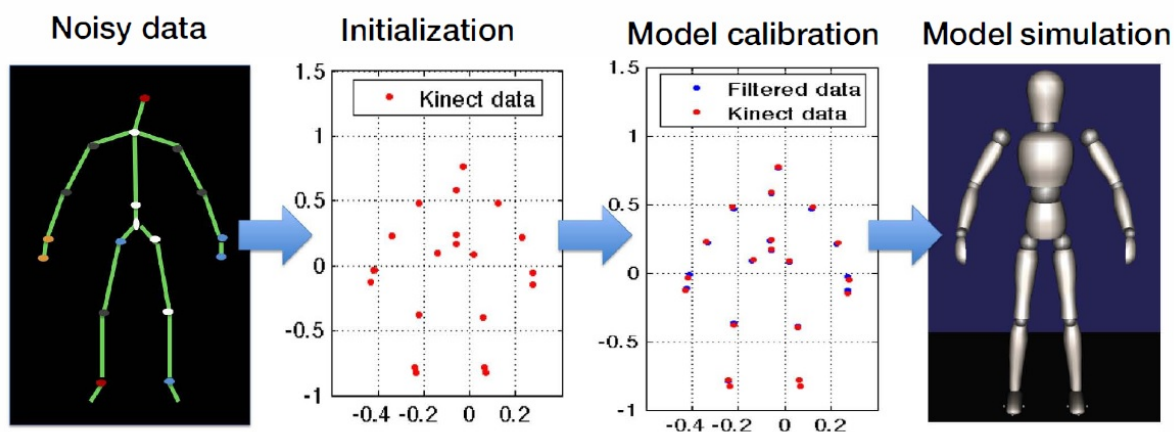


Figura 2.6. Exemplo de correção de pose de uma pessoa em posição ereta a partir dos dados ruidosos do *Kinect* para a animação de um manequim dinâmico. Fonte: [31].

Dos sistemas de aquisição de imagens, tem-se: o *template* de abordagem de correspondência em partes hierárquicas baseado na forma e simultânea detecção humana com segmentação combinada baseada em partes locais e esquemas baseados em *templates* de formas; sistema para detectar e analisar automaticamente ações complexas de jogadores ao se moverem em seqüências de vídeo de esportes, com o objetivo de fornecer medidas cinemáticas e assistência técnica para melhora de performance; abordagem de vídeo monocular para estimação de poses com menos marcadores de um corpo humano coberto com iniciação manual; modelo cartesiano de controle, baseado em modelo cinemático e modelo de malha padrão de um humano, para estimar poses humanas através de pontos-chave

característicos (*key-points*) usando imagens de profundidade obtidas de um dispositivo de imageamento de *Time-of-Flight*; método de estimação de pose de corpo inteiro a partir de imagens de câmera de *Time-of-Flight*, que consiste na detecção rudimentar de fronteiras anatômicas em dados 3D e na montagem de um modelo de esqueleto usando técnicas de cinemática inversa [41].

O aparecimento de câmeras digitais de baixo custo renovou o interesse em sistemas baseados em visão para veículos autônomos, mas a desvantagem dessa abordagem é a distância a ser inferida tanto em câmeras estereoscópicas como a partir do movimento de objetos dentro da imagem (exemplo: fluxo ótico, servovisão - técnica que se utiliza do *feedback* extraído do sensor de visão para controlar a movimentação do robô, ou localização e mapeamento simultâneos) [25, 50]. O lançamento do *Microsoft Kinect* aborda essa questão ao fornecer ambos, uma imagem de câmera e uma imagem de profundidade, dentro de um pacote de baixo custo. Embora destinado principalmente ao mercado de entretenimento, o *Kinect* aumentou consideravelmente o interesse da comunidade de sensores e robótica por suas poderosas capacidades. Esse aumento é evidente devido ao grande número de aplicações iniciais em uma ampla gama de áreas, tais como interação homem/robô, construção de ambientes virtuais em 3D, sensoriamento, medicina, controle e rastreamento robótico remoto [25].

Já existem pesquisas utilizando-se do *Kinect*, tendo em vista seu custo mais baixo e maior acessibilidade [50]. Tem-se alguns exemplos das pesquisas existentes na área de monitoramento como as aplicações na área de reabilitação (para pacientes com derrames e problemas motores), onde a utilização da tecnologia de *video games* comerciais fornece o controle de corpo inteiro de personagens animados virtuais a partir de sensores de rastreamento no corpo do usuário e da câmera de profundidade do *Kinect*, permitindo ao paciente observar o personagem virtual em um monitor e também seus movimentos que correspondem às suas poses no mundo real. A partir do jogo baseado em ferramentas de reabilitação, o usuário ou o profissional clínico podem adaptar as metas individuais de terapia [50]. Na área da robótica, um robô com o *Kinect* acoplado consegue perceber a presença de seres humanos e rastreá-los enquanto se movem, assim capturando a movimentação multi-segmental humana em tempo real, onde o sistema foi desenvolvido para analisar a atividade humana usando marcadores não invasivos (*marker-less*). Conjuntamente foram desenvolvidos um método para determinar os parâmetros anatômico individuais e algoritmos para o modelo de animação digital baseado nas medidas de um certo número de pontos característicos obtidos pelo *Kinect*. O sistema proposto avalia o caminhar do sujeito seguido pelo robô, que mostrou forte sensibilidade a alguns distúrbios apresentados manipulando artificialmente as articulações do membros inferiores [31]. Na interação com outros *softwares* matemáticos, como o *MatLab*, a interface necessária foi

inicialmente desenvolvida para permitir que o *Kinect* fosse incorporado em projetos de alto nível do *Simulink*, como qualquer outro bloco do *Simulink*, assim permitindo que outros usuários tivessem acesso às capacidades de detecção do *Kinect*. Esse bloco foi desenvolvido com a intenção de ser utilizado pelo sistema operacional *Linux*, já que a maioria dos dispositivos robóticos móveis autônomos utilizam-se de tal sistema. A interface projetada transmite paralelamente as imagens de câmera e de profundidade do *Kinect* para o usuário do modelo do *Simulink*, onde as imagens podem ser manipuladas e combinadas, se desejado, com a finalidade de produzir uma imagem mais rica do ambiente registrado anteriormente. Através dessas elaborações, foram feitas calibrações no sensor de profundidade do *Kinect*, nas câmeras de registro de cor e profundidade e, posteriormente, a interação do programa com o *Kinect* em aplicações de rastreamento de objetos 3D [25]. Na detecção do esqueleto humano, levando em consideração as oclusões feitas normalmente pelo corpo, o sistema utiliza-se, além do *Kinect*, o *OpenNI* (*Open Natural Interaction*), um dispositivo de interação natural que extrai a informação do esqueleto humano. Em seguida o mapa de profundidade é fornecido pela gravação em tempo real do *Kinect*, e as amostras da gravação podem ser capturadas pelo mapa de profundidade via *OpenNI*. Após detectada, identificada, rastreada e corrigida pelo algoritmo - o qual reconhece ações humanas, corrige e repara erros no modelo devido à movimentação humana - tem-se o modelo do esqueleto humano [41].

Modelos de esqueletos

Devido às dificuldades para a demonstração de peças anatômicas naturais, bem como a dificuldade de acesso às peças para estudo, e devido ao fato de os materiais encontrados em livros apresentarem figuras desenhadas em planos 2D, motivou-se o interesse pelo desenvolvimento de modelos computacionais do esqueleto humano [5].

A construção de objetos sintetizados faz uso de computação gráfica, cujo objetivo é simular produtos reais de forma virtual, fazendo com que sejam fisicamente parecidos em forma, cor e textura com os produtos reais. Para isso, são utilizadas ferramentas *CAD* (*Computer-Aided Design*) para a construção de ambientes ou objetos que trarão realismo e/ou auxiliarão no entendimento de abstrações ou de teorias de maior complexidade [5, 74].

Ferramentas de software utilizadas para a construção de objetos 3D (por exemplo o *Blender 3D*) permitem construir, com características curvas, as superfícies necessárias às estruturas que são criadas através de técnicas de modelagem computacionais. As formas geométricas tornam-se próximas das naturais quando são utilizadas curvas paramétricas de terceira ordem ou realizando-se o tratamento de tais superfícies com técnicas de su-

avização (curvas de Bézier, Spline, B-Spline, etc). Tais técnicas ainda são capazes de suavizar os polígonos e definir sólidos com uma aparência mais homogênea em cada objeto desenhado, aproximando cada vez mais sua feição computacional da real [5, 74, 22].

Para a criação do esqueleto humano, várias técnicas são utilizadas, porém uma das mais viáveis é a modelagem de reconstrução por múltiplas vistas. Nesse tipo de reconstrução, tem-se figuras do objeto com as vistas dianteira, traseira, lateral direita, lateral esquerda, superior e inferior. Partindo das vistas nos eixos X , Y , Z , desenha-se o objeto localizando o seu ponto central e modelando o objeto de acordo com as vistas. As imagens para base de construção são confrontadas com as figuras de livros de anatomia ou sites especializados. Procura-se modelar sempre a partir de desenhos, o que pode prejudicar o realismo do objeto. Entretanto, como o nível de detalhes em cada objeto é grande e os traços são bem definidos, minimiza-se a possibilidade de erros devido à presença de sombras e luzes e otimiza-se a definição dos limites das várias partes de uma mesma peça anatômica [5].

A primeira etapa de desenvolvimento consiste em definir as formas gerais dos ossos, utilizando-se de paralelepípedos, prismas e cilindros, e a segunda etapa, em refiná-las com um número maior de vértices, aproximando-as, a partir das figuras de referência, cada vez mais das formas do objeto real. Os passos seguintes são definir um número maior de detalhes, como fissuras e texturas, até obter-se um modelo em um nível de detalhamento ideal para o estudo e compreensão (Figura: 2.7) [74, 22].

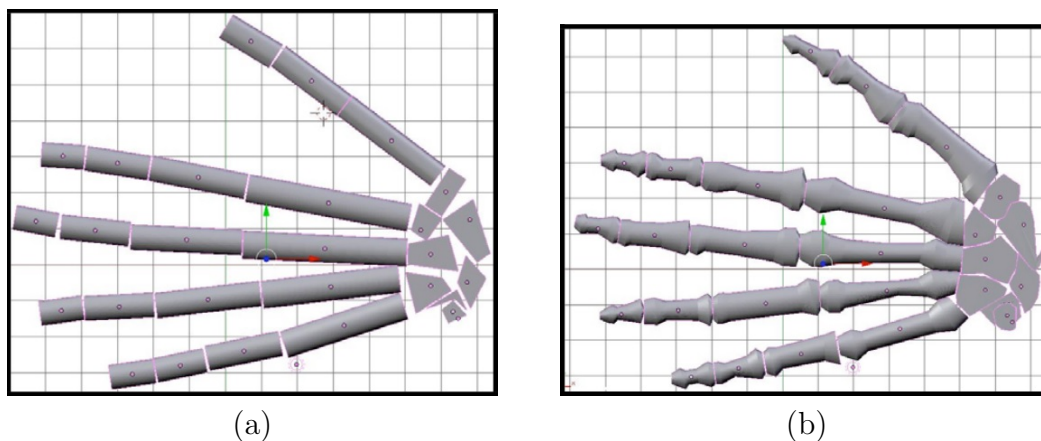


Figura 2.7. Estágios de modelagem: (a) estágio inicial da modelagem; (b) estágio avançado da modelagem. Fonte: [22].

Finalizada a etapa de modelagem, é realizada a simulação de movimentos e a indicação e especificação de cada uma das peças anatômicas representadas através de linguagem de programação, permitindo a integração direta do *software* de modelagem com o *software* de animação, como, por exemplo, o *Phyton* [74, 22].

2.4 CLASSIFICADORES

2.4.1 CONCEITO GERAL

Em aprendizagem de máquina e estatísticas, classificação é o problema que consiste em identificar a que conjunto de categorias (sub-população) uma nova observação pertence, com base em um conjunto de treinamento de dados contendo observações (ou instâncias), cuja categoria de associação é conhecida. Um exemplo seria a atribuição a um determinado *e-mail* dentro de uma das classes “*Spam*” ou “*não-Spam*” ou a atribuição de um diagnóstico para um determinado paciente, como descrito por características observadas no paciente (sexo, pressão arterial, presença ou ausência de certos sintomas, etc) [65].

Na terminologia de aprendizado de máquina, a classificação é considerada como uma instância de aprendizagem supervisionada, ou seja, uma aprendizagem onde um conjunto de treinamento de observações corretamente identificadas está disponível. Este procedimento de supervisão é conhecido como *clustering* (agrupamento), e envolve agrupamento de dados em categorias baseadas em alguma medida de similaridade inerente ou distância [17]. Muitas vezes, as observações individuais são analisadas em um conjunto de propriedades quantificáveis, sendo conhecidas também variáveis explicativas, recursos, etc. Estas propriedades podem ser de diversas categorias (por exemplo, “A”, “B”, “AB” ou “O”, para tipo sanguíneo), ordinal (“grande”, “médio” ou “pequeno”), de valores inteiros (por exemplo, o número de ocorrências de uma palavra em uma parte de um *e-mail*) ou de valor real (por exemplo, pressão arterial). Outros classificadores funcionam comparando observações às observações anteriores, por meio de uma função de similaridade ou distância [65].

Um algoritmo que implementa classificação, especialmente numa aplicação concreta, é conhecido como classificador. O termo “classificador” também se refere a à função matemática, implementada por um algoritmo de classificação, que mapeia dados de entrada para a categoria [59].

A terminologia em todos os campos é bastante variada. Em estatística, onde a classificação é muitas vezes feita com regressão logística ou um procedimento semelhante, as propriedades de observação são denominadas variáveis explicativas (ou variáveis independentes, regressores, etc) e as categorias a serem preditas são conhecidas como resultados, que são considerados como possíveis valores da variável dependente [65]. Em aprendizagem de máquina, as observações são muitas vezes conhecidas como casos, as variáveis explicativas são características denominadas (agrupadas em um vetor de características) e as possíveis categorias a serem preditas são as classes. Há também alguma discussão

sobre se os métodos de classificação que não envolvem um modelo estatístico podem ser considerados “estatísticos”. Outros campos podem utilizar a terminologia de modo diferente: em comunidades ecológicas, o termo “classificação” normalmente se refere à análise de agrupamento, ou seja, um tipo de aprendizagem não supervisionada [17].

Classificação e agrupamento são exemplos de problemas de reconhecimento de padrão mais gerais, onde é atribuída uma espécie de valor de saída para um dado valor de entrada. Outros exemplos são a regressão, que atribui a uma saída um valor real para cada entrada. Uma subclasse comum de classificação é a classificação probabilística. Algoritmos dessa natureza utilizam inferência estatística para encontrar a melhor classe para um determinada instância. Ao contrário de outros algoritmos, que simplesmente têm como saída a “melhor” classe, algoritmos probabilísticos têm como saída a probabilidade da instância ser membro de cada uma das classes. A melhor classe normalmente é seguida como sendo a que tem a mais alta probabilidade. No entanto, esse algoritmo tem inúmeras vantagens sobre classificadores não-probabilísticos: i) ele pode produzir um valor de confiança associado à sua escolha (em geral, um classificador que pode fazer isso é conhecido como classificador ponderado de confiança); ii) correspondentemente, pode abster-se quando a confiança de escolher qualquer saída particular é muito baixa; iii) como as probabilidades são geradas, classificadores probabilísticos podem ser incorporados de modo eficaz em tarefas de aprendizagem de máquinas maiores, de forma que parcialmente ou completamente evita o problema de propagação de erros [17, 65].

Procedimentos frequentistas

Os primeiros trabalhos sobre classificação estatística foram realizados por Fisher, no contexto de problemas de dois grupos, levando a função discriminante linear de Fisher como a regra de atribuição de um grupo para uma nova observação. Esse trabalho inicial assumiu que os valores de dados dentro de cada um dos dois grupos tinham uma atribuição normal multivariada. A extensão nesse mesmo contexto de mais de dois grupos também foi considerada como uma restrição imposta, assim como a regra de classificação deve ser linear. Um trabalho posterior para a distribuição normal multivariada permitiu ao classificador ser não-linear: várias regras de classificação podem ser obtidas com base em ligeiros ajustes diferentes da distância Mahalanobis, com uma nova observação que está sendo atribuído ao grupo cujo centro tem a menor distância ajustada a partir da observação [17].

Procedimentos bayesianos

Ao contrário de procedimentos frequentistas, procedimentos de classificação bayesiana fornecem uma maneira natural de se levar em conta todas as informações disponíveis sobre os tamanhos relativos das sub-populações associados com os diferentes grupos da população em geral. Procedimentos bayesianos tendem a ser computacionalmente caros, e em dias anteriores o método computacional Markov foi desenvolvido; assim, aproximações para as regras de agrupamento bayesianos foram concebidas. Alguns procedimentos bayesianos envolvem o cálculo de probabilidades de membros de grupo: estes podem ser vistos como fornecedores de um resultado mais informativo de uma análise de dados mais do que uma simples atribuição de um único rótulo para cada grupo nova observação [17].

Classificação binária e multiclasse

A classificação pode ser pensada como dois problemas distintos - classificação binária e classificação multiclasse. Na classificação binária, uma tarefa mais bem compreendida, apenas duas classes estão envolvidas, ao passo que a classificação multiclasse envolve atribuir um objeto a uma das várias classes. Uma vez que muitos métodos de classificação foram desenvolvidos especificamente para a classificação binária, classificação multiclasse muitas vezes requer o uso combinado de vários classificadores binários [65].

Vetores de características

A maioria dos algoritmos descreve uma instância individual cuja categoria é para ser predita usando um vetor de características das propriedades individuais, mensuráveis da instância. Cada propriedade é denominada a um recurso, também conhecido na estatística como variável explicativa (variável independente ou, ainda, que em traços gerais pode ou não ser estatisticamente independente). Os recursos podem ser de vários tipos: binários, categóricos, ordinais, de valores inteiros ou de valor real. Se a instância é uma imagem, os valores de recursos podem corresponder aos *pixels* da imagem. Alguns algoritmos funcionam apenas em termos de dados discretos e exigem que os dados de valor real, ou de valores inteiros, sejam discretizados em grupos (por exemplo, inferior a 5, entre 5 e 10, ou maior do que 10). O espaço vetorial associado a esses vetores é muitas vezes chamado o espaço de características. A fim de reduzir a dimensão do espaço de características, um número de técnicas de redução da dimensão do pode ser utilizado [17, 65].

Classificadores lineares

Um grande número de algoritmos de classificação pode ser formulado em termos de uma função linear que atribui uma pontuação para cada categoria k possível, combinando o vetor de características de uma instância com um vetor de pesos, usando um produto de ponto. A categoria predita é aquela com maior pontuação. Esse tipo de função de pontuação é conhecido como uma função predição linear e tem a forma geral seguinte:

$$score(X_i, k) = \beta_k * X_i$$

onde X_i é o vetor de características da instância i , β_k é o vetor de pesos correspondentes à categoria k , e $score(X_i, k)$ é a pontuação associada a atribuição da instância i à categoria k . Na teoria de escolha discreta, onde instâncias representam pessoas e categorias representam escolhas, o resultado é considerado o utilitário associado como se a pessoa i escolhesse a categoria k . Algoritmos com essa configuração básica são conhecidos como classificadores lineares. O que os diferencia é o processo de determinação (treinamento), os pesos ideais/coeficientes e a maneira como a pontuação é interpretada. Exemplos de tais algoritmos são: regressão lógica e lógica multinomial; regressão proibitiva; o algoritmo *perceptron*; *SVM*; análise discriminante linear [17, 59].

2.4.2 MÁQUINAS DE VETORES DE SUPORTE (*SVMs*)

Máquinas de vetores de suporte (*SVMs*, do inglês *Support Vector Machines*) são modelos de aprendizado supervisionado associados a algoritmos de aprendizagem que analisam dados, reconhecem padrões e são usados para classificação e regressões analíticas. Dado um conjunto de exemplos de treinamento, sendo cada exemplo marcado como pertencente a uma das duas categorias, o algoritmo de treinamento do *SVM* constrói um modelo que atribui novos exemplos a uma categoria ou outra, tornando-se um classificador linear binário não-probabilístico. Um modelo de *SVM* é uma representação dos exemplos como pontos no espaço, de modo que os exemplos mapeados das categorias separadas são divididos por um intervalo claro que é tão largo quanto possível. Novos exemplos (entradas) são então mapeados dentro do mesmo espaço e é previsto que pertençam a uma das categorias de base no lado do hiato ao qual o novo exemplo pertence.

Classificação de dados é uma tarefa básica em aprendizado de máquinas. Suponha alguns pontos dados onde cada um pertence a uma das duas classes e o objetivo é decidir em qual classe um novo ponto de dados será inserido. No caso do *SVM*, os dados são vistos como um vetor de dimensão p (uma lista de p números) e quer-se saber se é possível separar esses pontos com um hiperplano de dimensão $p - 1$ (classificador linear).

Um hiperplano é um plano com uma dimensão a menos que o espaço, ou seja, é um subespaço com uma dimensão a menos que o espaço ambiente (espaço de configuração de ambiente). Existem muitos hiperplanos que podem classificar esses dados, conforme ilustrado na Figura 2.8.

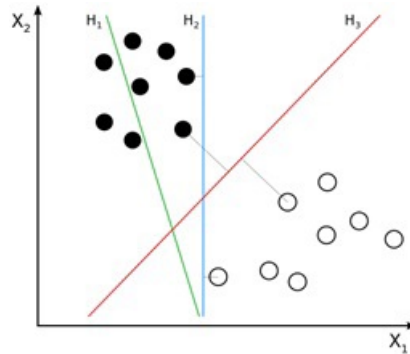


Figura 2.8. Separação de classes. H_1 não separa as classes; H_2 separa as classes, porém com uma pequena margem; H_3 separa as classes com uma margem máxima. Fonte: [20].

Uma escolha razoável é que o melhor hiperplano é o que representa a separação mais distante, ou margem, entre as duas classes. Assim, opta-se pelo hiperplano no qual a distância entre os dados mais próximos é maximizada. Se tal hiperplano existe, ele é conhecido como hiperplano de máxima margem, e o classificador linear que o define é conhecido como classificador de margem máxima. Para um melhor entendimento do processo de maximização da distância entre os dados mais próximos, seguem algumas explicações sobre maximização e minimização de funções.

Inicialmente, propõe-se o seguinte problema: como usualmente se faz para minimizar uma função $f(x)$? A resposta é bem simples: Utiliza-se o teste da derivada primeira, $f'(x)$, onde assim acham-se os pontos críticos da função solicitada. Posteriormente, usa-se o teste da segunda derivada, $f''(x)$, e assim pode-se saber se os pontos críticos encontrados anteriormente são pontos de máximo ou pontos de mínimo. Agora, se houver a seguinte questão: achar os pontos de mínimo da função $f(x)$ em relação à função $g(x)$, como deve-se proceder?

Para uma melhor visualização do processo, segue um exemplo de duas funções quaisquer na Figura 2.9:

Pela imagem acima, observa-se que o ponto de mínimo da função $f(x)$ é o ponto A. Porém, se for imposta a condição da função $g_i(x) = 0$, pode-se notar que o ponto de mínimo da função $f(x)$ com relação à função $g(x) = 0$ é o ponto B. Com esse simples exemplo, observa-se que a solução seria o ponto B. Mas e se fossem impostas outras condições à função $f(x)$, ou seja, minimizar a função $f(x)$ dadas as condições $g_i(x)$?

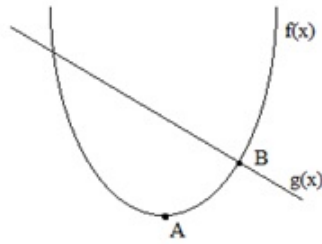


Figura 2.9. Ilustração de duas funções quaisquer onde A é o ponto de mínimo da função $f(x)$ e B é o ponto de mínimo da função $f(x)$ com relação à função $g(x)$.

Para tal feito, utiliza-se da teoria dos multiplicadores de Lagrange. Como solução do problema, segue a seguinte equação:

$$L(x, \lambda) = f(x) + \lambda g_i(x),$$

onde $L(x, \lambda)$ é a função que permite definir o problema *dual* [59], [10], que permite a resolução do problema primário (*primal*), $f(x)$ é a função a qual quer-se minimizar, λ são os multiplicadores de Lagrange ($\lambda \geq 0$) e $g_i(x)$ são as i condições impostas à função $f(x)$. Na matemática as condições de Karush-Kuhn-Tucker (também conhecidas por Kuhn-Tucker ou condições KKT) são condições necessárias para que uma solução em problemas de programação não-linear seja ótima, dado que ela satisfaz determinadas funções de regularidade. Tais condições são uma generalização do método dos multiplicadores de Lagrange.

Em *SVM*, o problema inicial é como separar em classes determinados padrões existentes no sistema aos quais serão comparadas as entradas oferecidas pelo usuário (novos dados). Observando a Figura 2.10, pode-se entender melhor essa questão.

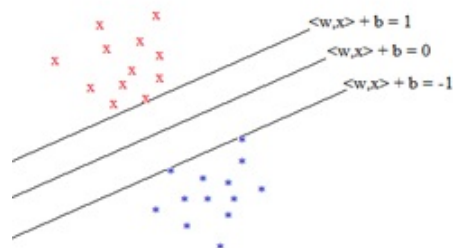


Figura 2.10. Ilustração da distribuição dos dados de duas classes perfeitamente distintas.

Na figura acima, pode-se observar dois padrões, os 'x' e os '*'. O *SVM* é capaz de identificar o que ele chama de vetores de suporte (*support vectors*), que são as linhas mais próximas das informações contidas no treinamento do sistema. Esses vetores de suporte tangenciam as informações mais próximas da classe assim como é ilustrado na

Figura 2.10. Definindo equações para quaisquer retas que satisfaçam a condição acima citada, segue:

$$\langle w, x \rangle + b = 1$$

$$\langle w, x \rangle + b = 0$$

$$\langle w, x \rangle + b = -1$$

onde $\langle w, x \rangle$ é o produto interno de quaisquer dois vetores (dado que não necessariamente x e w têm apenas uma variável, generaliza-se o problema supondo que w e x são vetores de n dimensões) e b é o coeficiente linear (precisa-se de equações do tipo $ax + b$, que são o padrão de equações que definem uma reta). Considerou-se que a função é igualada a 1 sendo mais próxima aos 'x' e igualada a -1 quando mais próxima dos '*'. Igualando a função a 0, seria o mesmo que afirmar que essa reta (hiperplano) seria a que separa as duas classes igualmente em distância, de modo que os dados mais próximos estejam mais afastados.

Supondo agora, para facilitar os cálculos, que y_i seria a classe de cada conjunto, as equações acima podem ser reescritas da seguinte forma:

$$(\langle w, x_i \rangle + b) y_i \geq 1, \forall i$$

Assim:

$$\langle w, x_i \rangle + b > 0, \text{ se } y_i = 1$$

$$\langle w, x_i \rangle + b < 0, \text{ se } y_i = -1$$

A distância entre os dois hiperplanos mais afastados é dada por:

$$2/\|w\| = 2/\sqrt{w^T w}$$

Maximizar essa distância equivale a minimizar o inverso da relação à direita, portanto:

$$\max 2/\|w\| = \min w^T w/2$$

Retomando o processo de minimizar funções, existe a minimização da norma 2 da função, já que minimizar a norma ao quadrado é o mesmo que minimizar a própria função, dadas

as seguintes restrições impostas pelo sistema (condições KKT):

$$\frac{w^T w}{2} = \frac{1}{2} \|w\|_2^2$$

$$\min_{w,b} \frac{1}{2} \|w\|_2^2$$

$$s.t. (\langle w, x_i \rangle + b) y_i \geq 1, \forall i \in \{1, 2, \dots, L\}$$

Relembrando que a norma 2 segue a seguinte ideia:

$$l_2 : \|v\|_2 = \sqrt{v_1^2 + v_2^2 + \dots + v_n^2}$$

Todas essas ideias foram válidas para dados bem distribuídos e separados. Supondo agora que os dados não estivessem tão bem definidos e alguns pontos pudessem estar próximos da outra classe como sugere a Figura 2.11, o hiperplano que divide as duas classes não poderia se desviar muito; então, para tal, deve-se utilizar os parâmetros de penalidade.

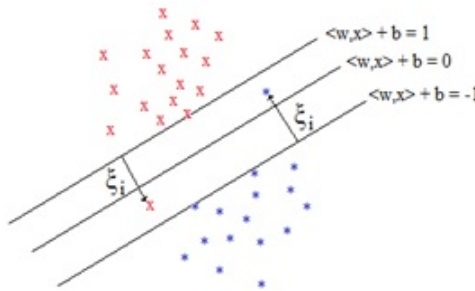


Figura 2.11. Ilustração de dados distribuídos e não bem definidos dentro das classes.

Retomando as equações de minimização:

$$\min_{w,b} = \frac{1}{2} \|w\|_2^2 + C \sum_i \xi_i$$

$$s.t. (\langle w, x_i \rangle + b) y_i \geq 1 - \xi_i, \xi_i \geq 0$$

Para um melhor entendimento, C é o parâmetro de penalidade maior e ξ_i são as distâncias entre os pontos fora da classe e o vetor de suporte (a maioria dos ξ_i são zeros). Ao minimizar a função norma 2, inclui-se também os parâmetros de penalidade para que haja uma compensação por todos os pontos que não estão tão próximos da classe.

Supondo que não só os pontos estejam distantes das suas classes, mas também com al-

guns de seus valores misturados aos valores da outra classe (Figura 2.12), como proceder?

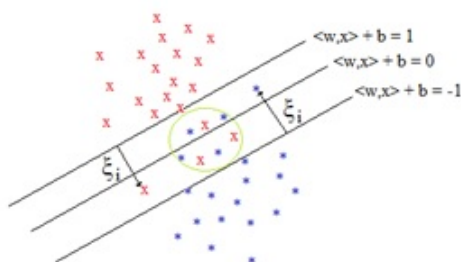


Figura 2.12. Dados misturados entre os vetores de suporte, não havendo, assim, uma boa distinção entre as classes.

Para tal questão, o uso de parâmetros de penalidade não funciona totalmente para todos os casos nesse determinado ponto do problema. A ideia para resolver esse passo é que os valores estariam mapeados em planos diferentes (Figura 2.13), e o que está representado na Figura 2.12 seria apenas uma projeção dos pontos que estão em planos diferentes. Assim, o vetor de separação não se desfiguraria muito e não deixaria de ser uma reta.

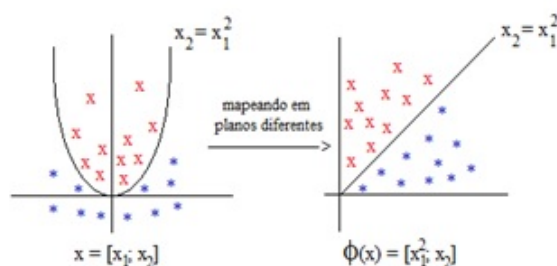


Figura 2.13. Mapeamento do espaço de medidas original para o espaço de separação pelos hiperplanos das máquinas de suporte vetorial. Nas máquinas de vetores de suporte, em geral se utiliza uma transformação $\varphi(\mathbf{x}) = k(\mathbf{x})k^T(\mathbf{x})$ para um espaço de dimensão maior do que a de x , aumentando a possibilidade de separação linear no novo espaço.

Para melhor separar as classes, deve-se estender a ideia para infinitos planos. Assim tem-se redefinidas as seguintes equações:

$$\min_{w,b} = \frac{1}{2} \|w\|_2^2 + C \sum_i \xi_i$$

$$s.t. (\langle w, \phi(x_i) \rangle + b) y_i \geq 1 - \xi_i, \xi_i \geq 0$$

Onde $\phi(x_i)$ são infinitos números de variáveis.

Após essa ideia de solução, seguem as perguntas: é possível criar um mapeamento universal? E se for possível mapear com infinitas dimensões? Todo problema é separável e apresenta o seu *dual*, ou seja, resolvendo-se o *dual*, resolve-se o problema primário.

Considere agora a ideia do *Kernel Radial Basis Function (RBF)*, mais adotado por abranger melhor todos os tipos de vetores separadores de classes. Partindo-se da expansão por série de Taylor, segue-se:

$$\phi(x) = e^{-\gamma x^2} \left[1, \sqrt{\frac{2\gamma}{1!}}x, \sqrt{\frac{(2\gamma)^2}{2!}}x^2, \sqrt{\frac{(2\gamma)^3}{3!}}x^3, \dots \right]^T$$

Fazendo-se o produto interno do *RBF* com o próprio *RBF*, segue-se a definição do Kernel(x,y):

$$\phi(x)^T \phi(y) = e^{-\gamma \|x_i - y_i\|^2} = K(x, y)$$

Como w também é um número infinito de variáveis, tem-se o sistema dual de equações:

$$\text{Primal : } \min_{w,b} \frac{1}{2} \|w\|_2^2 + C \sum_i \xi_i$$

$$\text{s.t. } (\langle w, \phi(x_i) \rangle + b) \geq 1 - \xi_i, \xi_i \geq 0$$

$$\text{Dual : } \min_{\alpha} \frac{1}{2} \alpha^T Q \alpha - \sum \alpha$$

$$\text{Onde : } Q_{i,j} = y_i y_j \phi(x_i)^T \phi(x_j)$$

$$\text{s.t. } \sum \alpha_i y_i = 0, 0 \leq \alpha_i \leq C$$

Aparentemente, a ideia de usar infinitos planos com infinitas variáveis iria gerar infinitas operações, mas, ao analisar as variáveis Q_{ij} , pode-se perceber que se tratam de operações finitas:

$$\phi(x_i)^T \phi(x_j) = e^{\gamma |x_i - y_i|}$$

Utilizando-se da definição do Kernel *RBF*, agora podem-se calcular os possíveis valores de w a partir da classe y_i e do valor do coeficiente linear b , como mostram as equações a seguir:

$$w = \sum_{i=1}^L \alpha_i y_i \langle \phi(x_i), \phi(x_j) \rangle$$

$$w = \sum_{i=1}^L \alpha_i y_i K(x_i, x_j)$$

2.5 SENSORES DE VARIÁVEIS RELACIONADAS AO EQUILÍBRIO

2.5.1 SENSORES DE *tilt*

Por centenas de anos, os níveis de água foram o suporte principal nas caixas de ferramenta. O dispositivo foi desenvolvido de modo a indicar quando a superfície estava nivelada horizontalmente ou verticalmente. Recentemente, os avanços nas tecnologias de detecção e a acessibilidade da micro-eletrônica abriram o caminho para a substituição desses dispositivos por substitutos eletrônicos mais precisos [54].

Os níveis de água operam com o princípio de que a água procura seu próprio nível (orientação planar), devido aos efeitos da gravidade. No uso prático, o dispositivo simultaneamente mostra o nível e a orientação do objeto em respeito à orientação da gravidade, definindo o plano horizontal. Esse método tradicional de medida, ainda usado em grande escala, tem numerosas deficiências. A mais notável é a incerteza da indicação do ângulo, um erro variável relativo à linha de visão do observador. Além disso, necessita de intervenção humana, eliminando assim qualquer instalação embargada e aplicações de monitoramento remoto [54].

Para criar um dispositivo eletrônico com maior precisão equivalente ao nível de água, é necessário um método de conversão da reação dos líquidos e posição relativa da gravidade para estímulos elétricos. O líquido deve possuir também atributos elétricos mensuráveis que devem estar prontamente disponíveis. Todos esses elementos podem ser encontrados em líquidos eletrolíticos, que são componente químicos que dissociam os íons na presença de um campo elétrico. Ao submergir dois eletrodos planares com polarização positiva no líquido, pode-se obter a medida angular. Os eletrodos conduzem uma corrente elétrica, cuja amplitude varia dependendo da voltagem, bem como o número e a valência dos íons. O fenômeno é descrito como condutibilidade eletrolítica (condutibilidade = 1/resistência elétrica) e é expressa pela unidade de medida Siemens ($S = \Omega^{-1}$) [54].

O princípio de operação básica de um “nível de água eletrônico”, portanto, conecta a condutibilidade elétrica do líquido (quantidade local de íons) à orientação do recipiente com respeito a um eixo de inclinação. Um inclinômetro baseado nessa metodologia contém dois pares de eletrodos montados na base de um recipiente contendo o eletrólito, paralela ao eixo de inclinação. A fim de eliminar os efeitos de polarização nas superfícies dos eletrodos, uma tensão alternada é aplicada, gerando um campo de dispersão em ambos

os lados (Figura 2.14). A redução da altura do eletrólito diminui o número de íons acima do eletrodo, assim como a conductibilidade, e a própria altura determina o ângulo de inclinação. Isso significa que a mudança do ângulo de inclinação (a inclinação com respeito ao plano horizontal) dá origem a uma alteração na condutância elétrica. Este é princípio básico do método de medição condutométrica [54].

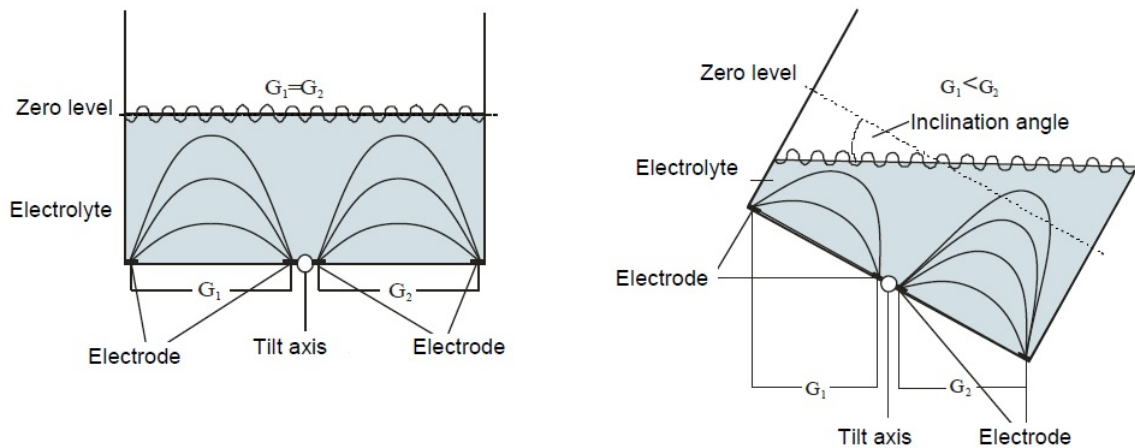


Figura 2.14. Medindo o ângulo de inclinação através da condutância elétrica. [54].

Afim de determinar a direção da inclinação ($G_1 < G_2$ ou $G_2 < G_1$), uma tensão alternada é aplicada na anti-fase. Um quinto eletrodo é fornecido (eletrodo de medição), detectando a superposição dos campos elétricos. Quando indicando nulo, isto é, no nível, ambos os campos são iguais, exceto pela fase, e o sinal de saída resultado é igual a zero (compensação de interferência), uma vez que os campos se compensam mutuamente. Quando inclinado ao redor do eixo central, o fluido irá fluir mais para um lado do recipiente, ao mesmo tempo que estabiliza o nível (Figura 2.14). O par de eletrodos submersos em maior quantidade de fluido irá produzir um sinal de saída maior e vice-versa. Essa diferença de equilíbrio será detectada pelo eletrodo de medição. Ao inclinar o sistema na direção oposta o sinal consequentemente muda de sinal [54].

Essa é a construção básica de um inclinômetro de eixo único desenvolvido para medir ângulos positivos e negativos. Um inclinômetro de dois eixos contém um conjunto duplicado de eletrodos alinhados com os eixos ortogonais e é capaz de medir simultaneamente os ângulos de inclinação em ambos os planos XY . Esse método patenteado foi combinado com sofisticados produtos eletrônicos de condicionamento de sinal, permitindo o desenvolvimento de inclinômetros eletrônicos de alta precisão [54].

Dentre as muitas aplicações dos sensores de *tilt* de dois eixos tem-se: sistemas de pesagem (pesagem de cargas móveis); motores de construção (guindastes móveis ou estações, outros dispositivos para a construção de estradas e canais); proteção em carros

de passeio; supervisão de carga (supervisão de chassis, evacuação de silos de inclinação); supervisão na construção de pontes (dinâmicas gerais, proteção contra terremotos, supervisão de deformação); nivelamento de plataformas (bancadas de trabalho e medida, aplicações médicas, plataformas móveis, instalações de perfuração, veículos florestais e carros de bombeiro); relação da pressão do freio (veículos pesadamente carregados); controle de inclinação (naves e aviões); posicionamento (instalações fotovoltaicas, estações de observação, por exemplo, telescópios, radares, sistemas de *laser*, sistemas óticos de medida) [54].

2.5.2 ACELERÔMETROS

O acelerômetro é um dispositivo usado para medir a aceleração própria em um ou mais eixos. A aceleração própria difere da aceleração no sentido convencional de taxa de mudança de velocidade, pois está atrelada à sensação de medida em um dado referencial. Um acelerômetro é incapaz de medir a aceleração de um objeto em queda livre, por exemplo. A sensação de um acelerômetro em queda livre no sol ou na lua é nula embora a aceleração seja bastante diferente nesses dois casos [27].

Há inúmeros tipos de acelerômetros que usam diferentes tipos de efeitos para medir a aceleração. Os principais são: piezoelétricos (faz uso do efeito piezoelétrico, onde, normalmente, há uma massa presa a um cristal piezoelétrico, quando há uma aceleração no sistema a massa presa ao cristal gera nele uma deformação, e esse deslocamento gera um sinal elétrico); piezorresistivo (faz uso da variação de resistência de um cristal quando esticado); capacitivo (funciona de modo que a aceleração do dispositivo desloca uma placa móvel de um capacitor em relação a placas fixas no dispositivo, assim, alterando-se a capacitância de cada capacitor); de Efeito Hall (a aceleração move uma fita, que está conduzindo corrente elétrica por um campo magnético não uniforme; assim, quanto maior o deslocamento, maior será o campo magnético, portanto, maior será a diferença de potencial transversal à corrente, devido ao efeito Hall); magnetorresistivo (a aceleração causa um deslocamento em uma massa de material magnético, e na parte fixa do dispositivo tem materiais que alteram sua resistência com a presença do campo magnético); transferência de calor (uma fonte de calor como uma massa de prova próxima a termorresistores em posições opostas; assim, uma aceleração altera a posição da fonte de calor e conseqüentemente muda-se a resistência de cada termorresistor); redes de Bragg em fibras ópticas (usam as redes de Bragg para medir a aceleração; essas redes são fibras ópticas com regiões de variação periódicas do índice de refração e têm a propriedade de transmitir diversos comprimentos de onda e refletir em um comprimento de onda bem determinado; portanto, elas funcionam como filtros de comprimento de onda; ao sofrer

uma deformação, a densidade da fibra óptica é alterada, consequentemente, alterando o índice de refração e o comprimento de onda filtrado) [27].

O funcionamento dos acelerômetros é baseado em um sistema massa-mola que segue a lei de Hooke - a qual afirma que o deslocamento da mola é proporcional à força aplicada - e a segunda lei de Newton - que afirma que a aceleração de um corpo é proporcional à força aplicada. A relação entre essas duas leis pode ser visualizada na Figura 2.15.

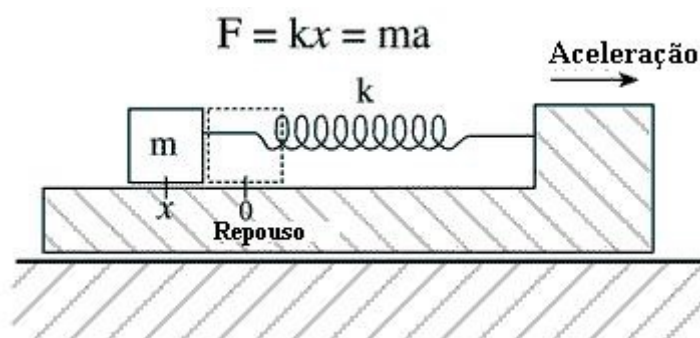


Figura 2.15. A figura mostra o princípio básico de um acelerômetro, o qual é baseado em um sistema massa-mola, igualando as equações da Lei de Hooke e a segunda lei de Newton. [11].

A aceleração é medida quando ocorre pressão, tensão ou compressão de um segmento ou local onde o sensor foi fixado. Assim, a inércia que há contra esses movimentos é detectada e transformada em sinais elétricos. Esses sinais são medidos por meio de instrumentos ou circuitos que medem os impulsos elétricos; em seguida, os impulsos são processados por circuitos externos. Os acelerômetros podem medir, além de acelerações dinâmicas, rotações, inclinações, colisões, vibrações e gravidade (acelerações estáticas). Em geral, um dispositivo que mede a aceleração, tendo uma mudança do sinal baseado em algum dos princípios físicos, deve fazer uma conversão do sinal alterado para o sinal que será enviado ao resto do circuito. Por exemplo: um circuito lógico digital que tem um acelerômetro capacitivo deve transformar a variação de capacitância em um sinal de tensão para ser interpretado pelo resto do circuito. Por isso, é usual a presença de algum conversor de sinal. O sinal convertido do acelerômetro muitas vezes não é suficiente para ser passado ao resto do circuito e, portanto, deve passar por um amplificador. Outro elemento comum nesses dispositivos são os filtros de frequência. Muitas vezes é necessário filtrar o sinal do dispositivo para uma determinada frequência de interesse, ou a frequência em que se sabe a resposta do acelerômetro. Além desses elementos, em dispositivos digitais é possível alterar a faixa de frequência em que ele opera, trocando de filtro. São comuns, nesses dispositivos, memórias, geradores de *clock* e circuitos de roteamento de *clock* [27].

Devido às suas características, os acelerômetros são de grande importância e aplicação

para diversas áreas distintas, dentre elas a eletrônica, indústria de petróleo (onde dutos de extração são muitos expostos a vibrações devido a ondas e marés; assim, percebe-se a necessidade de um monitoramento à distância das cargas a que os dutos são submetidos - tal monitoramento é feito utilizando-se de acelerômetros), indústria automotiva (sistemas de acionamento de *airbag*, sensor de inclinação do veículo, na fase de montagem para análise da vibração interna do veículo, verificação de funcionamento de peças), robótica (identificação da inclinação de determinada peça ou medição da movimentação de uma peça) e medicina (para medir alterações no batimento cardíaco e pressão sanguínea, determinar diferenças na posição dos pacientes, inclinações e rotações do corpo, discriminação de padrões de movimento) [27].

Quando o acelerômetro é usado com intuito de adquirir sinais relacionados ao movimento do corpo este é influenciado por algumas grandezas, como a aceleração resultante do movimento (que depende da atividade realizada), a direção do movimento, a aceleração da gravidade e vibrações. Quando os sinais são influenciados por vibrações é necessário minimizá-las de forma a torná-las menos atuantes sobre o acelerômetro [27].

Alguns acelerômetros utilizados para a medição de ângulos são os ADXL, destacando-se os modelos ADXL345 e ADXL335. Esses acelerômetros de três eixos (X , Y e Z) são pequenos e de baixo custo e consumo de energia, com sinais de saída analógicas. Eles possuem uma taxa de medição de 3g. Além disso, esses sensores podem medir acelerações resultantes de movimento, choques e vibrações [3].

2.5.3 MÓDULO ACELERÔMETRO ADXL335

Escolheu-se utilizar o acelerômetro ADXL335 para a aquisição dos dados sobre os ângulos de inclinação devido ao fato de ele já possuir módulos prontos de acelerômetro (Figura 2.16). Sua grande vantagem é a sua saída analógica, que facilita a aquisição e a transmissão dos dados obtidos em tempo real.

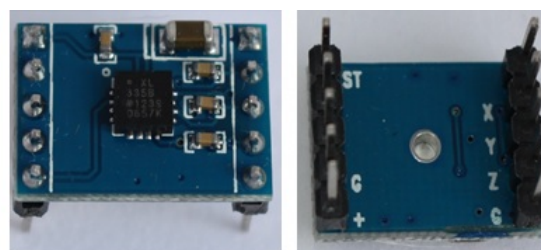


Figura 2.16. Imagem de frente (esq) e verso (dir) do módulo do acelerômetro ADXL335 para Arduíno usado no projeto. [3].

De acordo com o diagrama de blocos (Figura 2.17), pode-se perceber o funcionamento

do circuito interno do acelerômetro desde a aquisição da variação da angulação até o tratamento do sinal para a saída analógica dos três eixos X , Y e Z . Sua saída é chamada de radiométrica, ou seja, ela varia de 0V para a posição do acelerômetro em $-3G$ até 3.3V para a saída de $+3G$. [3].

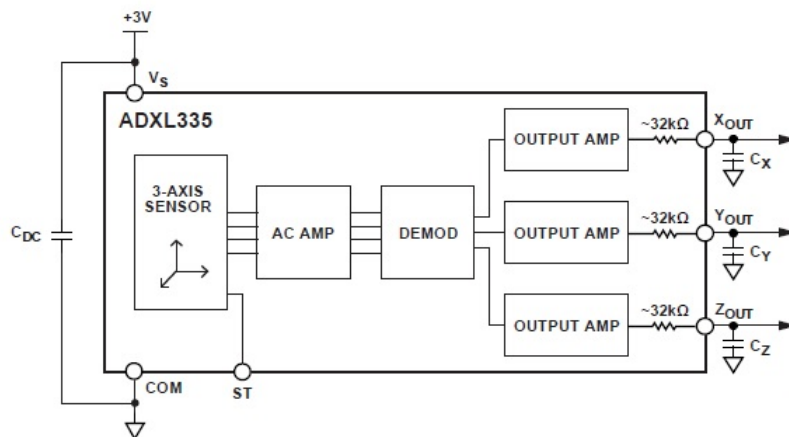


Figura 2.17. Diagrama de blocos funcional do acelerômetro ADXL335, mostrando o sensor e o tratamento de sinal até as saídas dos três eixos X , Y e Z . [3].

Seu princípio de funcionamento está baseado interiormente em molas de polisilício que, ao suspender a estrutura sobre a superfície do sensor, proporcionam uma resistência contra as forças de aceleração. A deflexão da estrutura é mensurada usando um condensador diferencial que consiste em placas fixas independentes ligadas à massa em movimento. A aceleração desvia a massa em movimento e desequilibra o condensador diferencial, resultando numa saída do sensor cuja amplitude é proporcional à aceleração. Algumas técnicas de desmodulação sensível à fase são então usadas para determinar a magnitude e a direção da aceleração. A saída do desmodulador é amplificada e o sinal é levado para fora do *chip* através de uma resistência de $32k\Omega$ (Figura 2.17) [3]. A variação de ângulos nos três eixos de saída (X , Y e Z) que o acelerômetro sofre quando movimentado está mostrado no sistemas de coordenadas da Figura 2.18 a seguir:

A partir do sistema de coordenadas pré-definido, relaciona-se a referência que o acelerômetro sofre à orientação da gravidade (Figura 2.19).

2.6 PLATAFORMA DE DESENVOLVIMENTO DO TIPO ARDUÍNO

Um microcontrolador é um computador-num-*chip*, contendo um processador, memória e periféricos de entrada/saída. É um microprocessador que pode ser programado para funções específicas, em contraste com outros microprocessadores de propósito geral (como

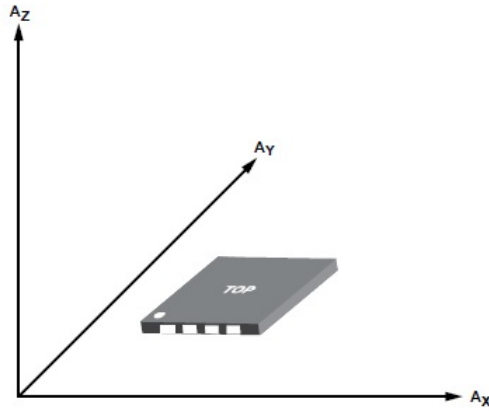


Figura 2.18. Sistemas de coordenadas dos três eixos que o acelerômetro é sensível quando movido. TOP é a referência da parte superior do sensor. [3].

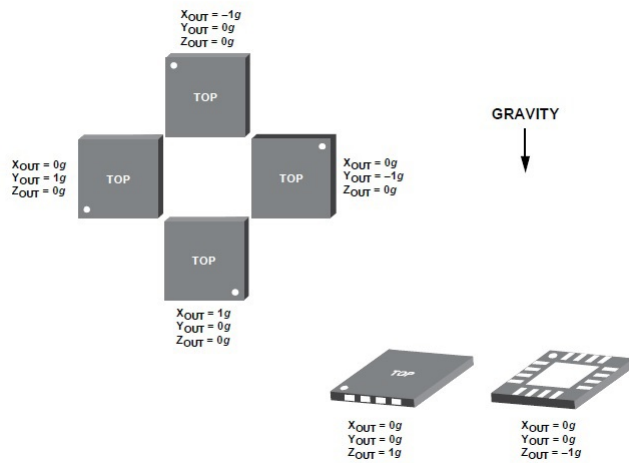


Figura 2.19. Relação das saídas analógicas X , Y e Z com a orientação da gravidade. TOP é a referência da parte superior do sensor. [3].

os utilizados nos computadores pessoais). Eles são embarcados no interior de algum outro dispositivo (geralmente um produto comercializado) para que possam controlar as funções ou ações do produto. Um outro nome para o microcontrolador, portanto, é controlador embutido. Os microcontroladores são computadores de propósito específico que possuem tamanho reduzido, baixo custo, baixo consumo de energia e, além disso, possuem internamente todos os componentes necessários para seu funcionamento autônomo. Atualmente há diversos segmentos que os utilizam, como, por exemplo, a indústria automobilística, de telecomunicações, de brinquedos, de eletrodomésticos, de eletroeletrônicos, bélica, etc [21].

A sua autonomia deve-se ao fato dos microcontroladores possuírem o mesmo encapsulamento de alguns dispositivos importantes. O microprocessador tem a finalidade de interpretar as instruções de programa e processar dados. Os microcontroladores se diferenciam dos processadores, pois além dos componentes lógicos e aritméticos usuais

de um microprocessador de uso geral, o microcontrolador integra elementos adicionais em sua estrutura interna, como memória de leitura e escrita para armazenamento de dados, memória somente de leitura para armazenamento de programas, *EEPROM* (*Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory*) para armazenamento permanente de dados, dispositivos periféricos como conversores analógico/digitais (*ADC*), conversores digitais/analógicos (*DAC*) em alguns casos e interfaces de entrada e saída de dados. Com frequências de *clock* de poucos MHz (Megahertz) ou talvez menos, os microcontroladores operam a uma frequência muito baixa se comparados com os microprocessadores atuais, no entanto são adequados para a maioria das aplicações usuais como, por exemplo, controlar uma máquina de lavar roupas ou uma esteira de chão de fábrica. O seu consumo em geral é relativamente pequeno, normalmente na casa dos miliwatts, e possuem geralmente habilidade para entrar em modo de espera (*Sleep* ou *Wait*), aguardando por uma interrupção ou evento externo como, por exemplo, o acionamento de uma tecla ou um sinal que chega via uma interface de dados. O consumo desses microcontroladores em modo de espera pode chegar na casa dos nanowatts, tornando-os ideais para aplicações onde a exigência de baixo consumo de energia é um fator decisivo para o sucesso do projeto [53, 21].

Atualmente há diversos modelos de microcontroladores, e o que os diferencia são: a velocidade do processamento, a quantidade de memória de programa, a quantidade de memória de dados, a quantidade de pinos de entrada e saída; a forma de alimentação, os tipos e as quantidades de periféricos disponíveis e a arquitetura.

O Arduíno é uma plataforma de prototipagem eletrônica de *hardware* livre e de placa única, projetada com um microcontrolador Atmel AVR com suporte de entrada/saída embutido, um software para programação chamado de *Integrated Development Environment* (*IDE*) e uma linguagem de programação padrão a qual tem origem em *Wiring* e é essencialmente C/C++. O objetivo do projeto é criar ferramentas que são acessíveis, com baixo custo, flexíveis e fáceis de se usar por amadores, principalmente aqueles que não teriam alcance aos controladores mais sofisticados e de ferramentas mais complicadas. Por ser livre, há uma grande comunidade de desenvolvedores do mundo inteiro que publicam bibliotecas já com as funções específicas e prontas. Pode ser usado para o desenvolvimento de objetos interativos independentes ou, ainda, para ser conectado a um computador hospedeiro. Uma típica placa de Arduíno é composta por um controlador e algumas linhas de E/S digital e analógica, além de uma interface serial ou *USB* (*Universal Serial Bus*) para interligar-se ao hospedeiro, que é usado para programá-la e interagir com ela em tempo real. Ela em si não possui qualquer recurso de rede, porém é comum combinar um ou mais Arduínos desse modo, usando extensões apropriadas chamadas *shields* (placas de circuito impresso normalmente fixadas no topo do aparelho através de

uma conexão alimentada por pinos-conectores). O Arduino possui a grande vantagem de possuir placas ou módulos programáveis de componentes eletrônicos importantes e muito úteis e essa foi uma das justificativas de ter sido escolhida essa plataforma [67].

Há diversos modelos de Arduínos para diferentes aplicações. Por exemplo, o Arduino Uno, que pode ser usado em projetos e necessita de uma placa de tamanho reduzido e de não muitas portas. Ele possui o Microcontrolador ATmega328 com 14 pinos digitais e 6 pinos analógicos, uma memória flash de 32kB, uma SRAM de 2kB, uma *EEPROM* de 1kb e velocidade de *Clock* de 16MHz. Outro modelo-placa é o Arduino Mega que é utilizado para projetos maiores com maior necessidade de portas e processamento, possuindo o microcontrolador ATmega2560. O Arduino Leonardo difere de todas as placas porque possui como microcontrolador o ATmega32u4, que tem comunicação *USB* embarcada, eliminando a necessidade de um segundo processador. Isto permite ao Leonardo aparecer em um computador conectado como um mouse ou um teclado além de uma porta COM virtual (CDC) serial. Por fim, o Arduino LilyPad, outra placa que é desenvolvida para vestimentas e tecidos inteligentes, pois a placa permite que ela seja costurada diretamente sobre o tecido e de modo similar ser conectado com fontes de alimentação e sensores (Figura 2.20) [67].

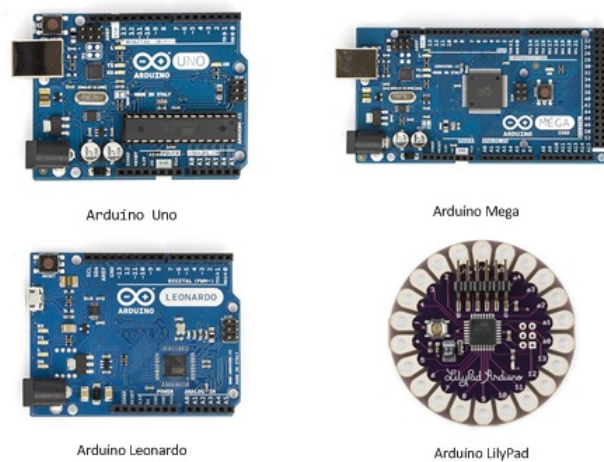


Figura 2.20. Imagens dos Arduínos Uno, Mega, Leonardo e LilyPad. [67].

2.6.1 MÓDULO TRANSMISSOR E RECEPTOR RÁDIO FREQUÊNCIA

A radiação eletromagnética é uma oscilação em fase dos campos elétricos e magnéticos que, autossustentando-se, encontram-se desacoplados das cargas elétricas que lhe deram origem. As oscilações dos campos magnéticos e elétricos são perpendiculares entre si e podem ser entendidas como a propagação de uma onda transversal, cujas oscilações são perpendiculares à direção do movimento da onda (como as ondas da superfície de uma lâmina de água), que pode se deslocar através do vácuo. Dentro do ponto de vista

da Mecânica Quântica, podem ser entendidas, ainda, como o deslocamento de pequenas partículas, os fótons [35].

O espectro visível, ou simplesmente luz visível, é apenas uma pequena parte de todo o espectro da radiação eletromagnética possível, que vai desde as ondas de rádio aos raios gama. A radiação eletromagnética encontra aplicações como a radiotransmissão, seu emprego no aquecimento de alimentos (fornos de microondas), em lasers para corte de materiais ou mesmo na simples lâmpada incandescente [35].

A transmissão e o recebimento de dados sem fio podem ser feitos por meio de ondas de rádio conhecidas como radio frequência. Essas ondas são campos eletromagnéticos que levam energia de um ponto ao outro através de uma antena. A antena converte o sinal adquirido em um sinal *wireless*, sem fio, e vice-versa. Os sinais irradiados no ar livre, em forma de ondas eletromagnéticas, propagam-se em linha reta e em todas as direções. A onda é uma perturbação ou variação que transfere energia progressivamente de um ponto ao outro.

As ondas eletromagnéticas são criadas pelo movimento de elétrons oscilando seu campo elétrico e magnético (Figura 2.21). Diferentemente das ondas mecânicas, que necessitam de um meio material para se propagar (sólido, líquido ou gasoso), as ondas eletromagnéticas não precisam de um meio para que a informação seja transmitida. As ondas eletromagnéticas se propagam pela sucessão alternada de campos elétricos e magnéticos mutuamente perpendiculares e estão sujeitas a interferências como, por exemplo, mau tempo (como neve ou chuva, que afetam ondas de altas frequências), outras fontes de ondas de rádio (celulares, rádios etc), descargas eletrostáticas e outros [35].

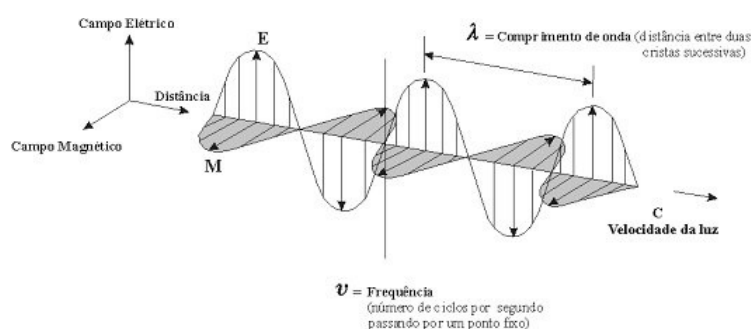


Figura 2.21. Propagação de onda eletromagnética ocorre pela sucessão alternada de campos elétricos e magnéticos perpendiculares. Adaptado de [35].

As ondas eletromagnéticas são classificadas de acordo com sua frequência(Hz), que é o número de oscilações (ou ciclos) por unidade de tempo. A distância λ entre dois pontos consecutivos (máximos ou mínimos) é designada como comprimento de onda. O valor do módulo do campo E_0 é a sua amplitude. O tempo que a onda demora a percorrer um

comprimento de onda é designado como período T . O inverso do período é a frequência $f = 1/T$, que indica o número de períodos de onda que passam por um ponto por unidade de tempo dado em hertz (Hz). A relação entre a frequência e o seu comprimento de onda resulta na velocidade de propagação, como mostra a equação seguinte [35]:

$$c = \lambda/T = \lambda * f$$

As ondas de rádio frequência são ondas eletromagnéticas cujas frequências utilizadas variam entre 30 KHz a 5,8 GHz [4]. O Arduíno possui o módulo de transmissão e recepção de informações por rádio frequência, permitindo a transmissão sem-fio de dados analógicos. A sua frequência de operação é de 433,92MHz permite transmitir até uma distância de 100 metros se não possuir barreiras (Figura 2.22).

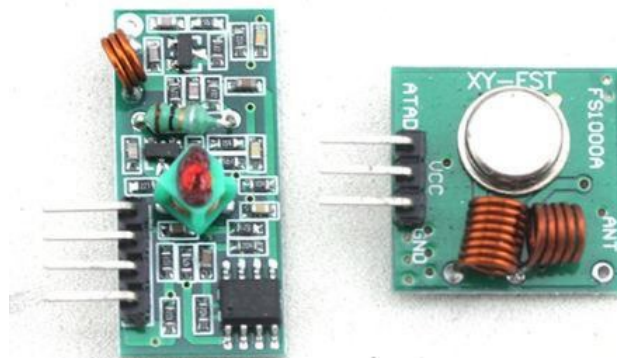


Figura 2.22. Módulo de transmissão em rádio frequência com frequência de 433,92MHz e transmite com uma distância de até cem metros. Placa receptora (esquerda) e placa transmissora (direita) [55].

2.6.2 MÓDULO RELÓGIO *RTC*

O módulo de relógio de tempo real (*Real Time Clock(RTC)*) é um circuito que mantém o controle do tempo presente. Esse módulo é usado integrado com o módulo de cartão *SD (Secure Digital)*, pois ele permitirá escrever a data e hora para os dados adquiridos e gravados nos arquivos gerados no cartão. Ele segue também o protocolo de comunicação *Inter-Integrated Circuit (I2C)*, com endereço padrão definido como 0x68. Possui o circuito integrado 1307 (CI1307), que fornece o relógio e calendário como informações de segundos, minutos, horas (formato 12h e 24h), dia da semana, dia do mês, mês e ano. Além disso, possui um suporte para bateria de lítio de 3V para que a contagem continue mesmo após o desligamento da alimentação externa. Esse módulo será importante para o projeto para que o sistema se torne portátil e o acompanhamento dos dados seja preciso (Figura 2.23).

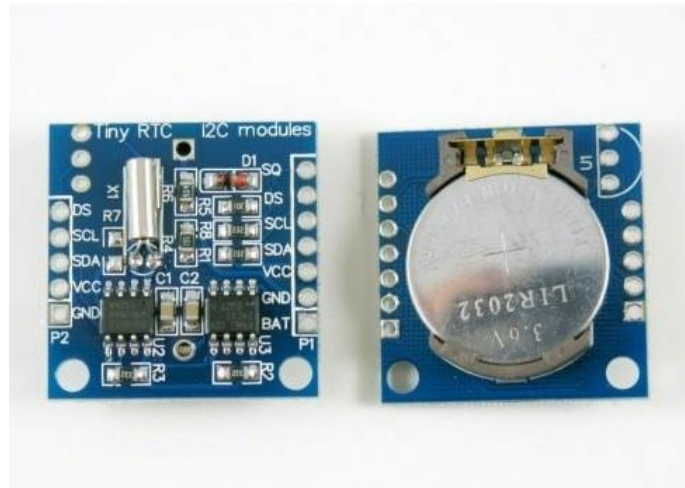


Figura 2.23. Módulo para contagem de tempo e calendário com CI1307 e bateria de lítio de 3V para Arduino. [55].

2.6.3 MÓDULO CARTÃO *SD*

O último módulo utilizado no projeto foi o módulo de leitura e gravação em cartão *SD* (Figura 2.24). O endereço e as informações são transferidos via comunicação serial baseada no protocolo *I2C* e *Serial Peripheral Interface (SPI)*, e em sua placa há um circuito que detecta falhas de energia, acionando, assim, automaticamente a bateria para evitar perda de dados. O protocolo *I2C*, que foi criado no anos 80 pela *Phillips Semiconductors*, permite a interconexão de diversos componentes no mesmo barramento à um microcontrolador, pois o protocolo permite que o microcontrolador selecione com qual circuito se deseja estabelecer comunicação (Figura 2.25). A transmissão de informações para o microcontrolador é feita de forma síncrona por dois fios chamados de *Serial Data (DAS)*, para enviar e receber dados, e *Serial Clock (SCL)*, usado para o *clock* que sincroniza a comunicação [64].

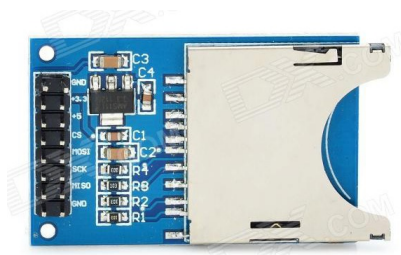


Figura 2.24. Módulo de leitura e gravação de dados em cartão *SD*, o qual permitirá o armazenamento de dados localmente [55].

O protocolo *SPI*, desenvolvido pela Motorola, tem o seu barramento formado por três linhas de transmissão de 8 bits. Diferentemente do Protocolo *I2C*, cada linha contém a informação entre os dispositivos conectados ao barramento e cada linha é responsável por

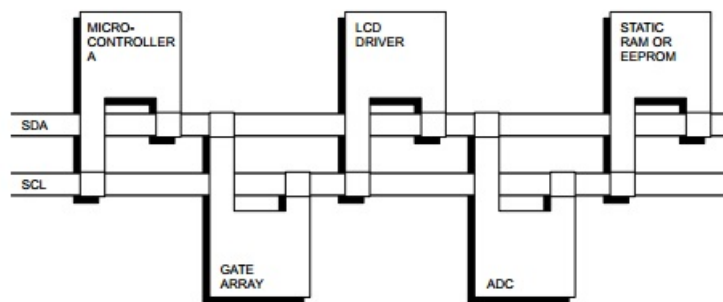


Figura 2.25. Conceito básico do Protocolo *I2C* para a comunicação serial entre um microcontrolador conectado à vários componentes [64].

enviar ou receber dados, porém é permitido enviar e receber dados ao mesmo tempo. Há um mestre, que inicia a transferência de informação e gera sinais de *clock* e de controle, e escravos, que são os dispositivos controlados e ativados pelo mestre com o qual estão conectados, que no caso dos acelerômetros, é o microcontrolador. Cada linha é ativada por outra linha chamada de *Select Slave (SS)* (Figura 2.26) [64].

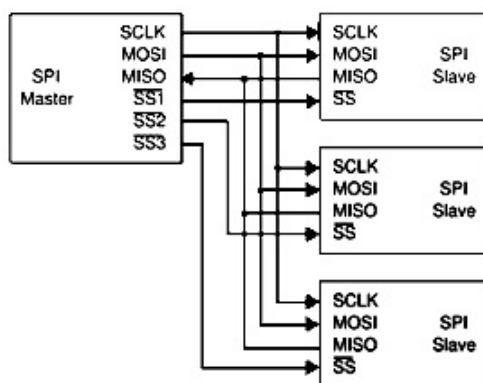


Figura 2.26. Diagrama para o uso de comunicação com o Protocolo *SPI* para diversos dispositivos conectados ao dispositivo central, responsável por iniciar a transferência da informação, gera sinais de *clock* e controle [78].

A gravação de dados em arquivo no cartão *SD* acontece pela ligação de quatro principais pinos. Como o dispositivo pode transmitir dados usando a mesma linha de transmissão, há o pino de *Chip Select (CS)*, que recebe dados de todos os lados, mas somente atua nos dados quando é selecionado; quando está em zero qualquer dado é ignorado. Outro pino importante é o *Master Out Slave In (MOSI)*, que configura o microcontrolador como mestre e o módulo como escravo. O pino *Master In Slave Out (MISO)* é justamente o contrário do *MOSI*, pois nele é configurada a entrada como mestre e a saída como escravo. Por fim, o *Serial Clock (SCK)*, que é a saída do que for considerado o mestre e que sincroniza os dados. Além disso, ele permite ser alimentado tanto de 5V quanto de 3.3V.

2.7 MULTIPLEXADORES

O multiplexador ou seletor de dados é um circuito que permite, através de chaves de controle, que a saída copie uma das entradas. O roteamento do sinal de entrada desejado para a saída é controlado pelas entradas de seleção chamadas de endereço (Figura 2.27) [78].

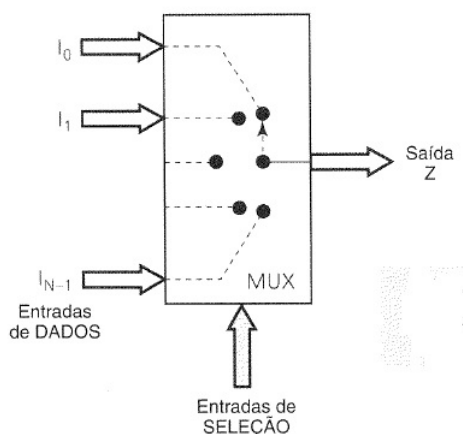


Figura 2.27. Diagrama de um multiplexador digital. O código de seleção determina qual entrada é transmitida para a saída Z [78].

A multiplexação atua como uma chave digital controlada por várias posições, na qual o código digital aplicado nas entradas de seleção controla qual entrada de dados será chaveada para a saída. Por exemplo, a saída Z será igual à entrada de dados I_0 para um determinado código de seleção, e Z será igual a I_1 para outro código de seleção; e assim sucessivamente [78]. A multiplexação nesse projeto foi necessária para chavear as saídas X , Y e Z dos seis acelerômetros. Por isso, o escolhido foi o multiplexador/desmultiplexador 4051, pois ele permite chavear até 8 entradas e, portanto, possui três entradas digitais de seleção (A , B e C) (Figura 2.28).

2.8 APLICATIVO SWAY

O conceito de sistemas de acelerômetro sem fio para quantificar os atributos de marcha e equilíbrio foram ilustrados através de nós de acelerômetros sem fio da *G-Link* e *iPod* e *iPhone* da Apple. Esses dispositivos têm a capacidade de armazenar amostras de dados que podem ser enviados via *wireless* a uma localização remota para processamento posterior. Vários autores indicaram que o *iPhone* e o *iPod* têm a capacidade de adquirir com precisão parâmetros de equilíbrio com nível suficiente de coerência [62].

O *SWAY Balance* (*SWAY Medical*, Tulsa, OK) é um aplicativo de dispositivos móveis

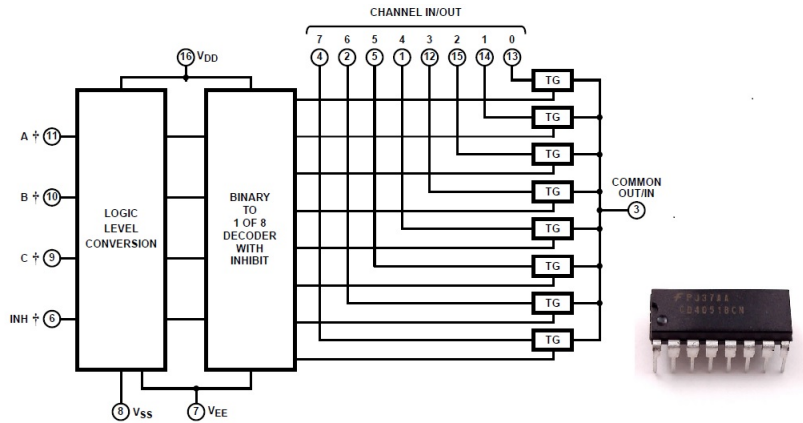


Figura 2.28. Diagrama de blocos funcional do circuito integrado 4051 utilizado para multiplexação no projeto e o seu encapsulamento. Como visto ele possui oito entradas digitais ou analógicas e três entradas digitais de seleção (A, B e C) [68].

(para sistema operacional iOS) que utiliza saídas de acelerômetros triaxiais para quantificar oscilações posturais durante a execução de uma série de tarefas. Os testes do *SWAY Balance* são feitos em quatro condições de posição: os dois pés paralelos e unidos; os dois pés paralelos, sendo um mais à frente do outro; os dois pés paralelos e alinhados um na frente do outro; apenas um dos pés fora do chão (Figura 2.29). Cada teste é executado por 5 segundos sobre uma superfície firme e fixa, de olhos abertos e segurando o dispositivo móvel contra o osso esterno. As saídas geradas pelos acelerômetros triaxiais são utilizadas para determinar uma pontuação de equilíbrio (estabilidade). As unidades que representam a pontuação de equilíbrio são interpretações da aceleração do desvio dentro dos acelerômetros, e também são determinadas por cálculos não divulgados da *SWAY Medical* [61, 62]. Segundo os desenvolvedores, pontuações abaixo de 60 indicam grande risco de queda, onde o profissional de saúde pode escolher examinar melhor as possíveis causas.

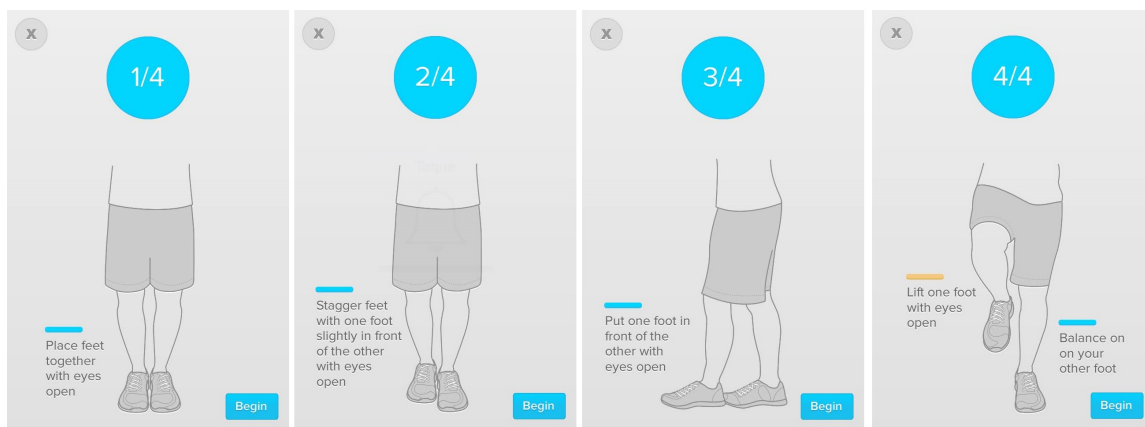


Figura 2.29. Testes utilizados pelo aplicativo SWAY: os dois pés paralelos e unidos; os dois pés paralelos sendo uma mais a frente do outro; os dois pés paralelos e alinhados um na frente do outro; apenas um dos pés fora do chão.

Medidas de equilíbrio, apesar de ter-se usado uma pequena quantidade de amostras, foram consistentes com as medidas que utilizam sistemas previamente validados (*BESS - Balance Error Score System; Biodex Balance System, Biodex Medical Systems, Shirley, NY, USA*), demonstrando validade concorrente da medição usando o aplicativos SWAY em um dispositivos móvel. Conseqüentemente, tal aplicativo tem o potencial para ser usado para análises biomédicas de equilíbrio postural e movimento [61, 62].

2.9 PLATAFORMA DE FORÇA *AMTI*

Uma plataforma de força é projetada para medir forças e momentos aplicados à sua superfície enquanto o sujeito analisado se mantém em pé, pisa ou pula nela. Plataformas de força são comumente usadas em pesquisas e estudos clínicos que observam o equilíbrio, marcha e desempenho esportivo. A Figura 2.30 ilustra as três forças e as três componentes de momento que são medidos enquanto o indivíduo está em contato com a plataforma [2].

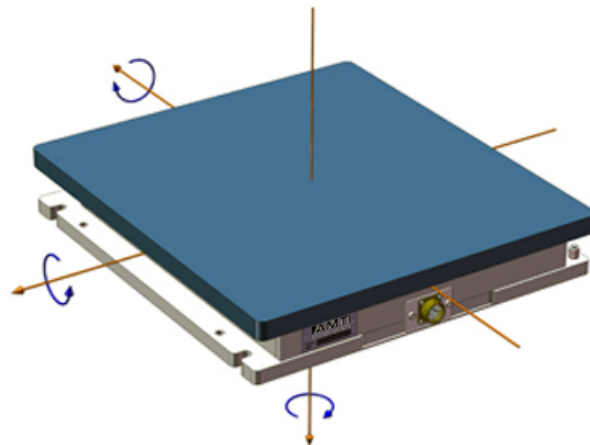


Figura 2.30. Diagrama da plataforma de força *AMTI* ilustrando as três forças e três componentes de momento.

F_x , F_y e F_z são as componentes de força que atuam ao longo dos eixos em um sistema de coordenadas ortogonais X , Y , Z . Na Figura 2.30 as setas indicam a direção das forças positivas ao longo de cada um dos eixos seguindo a regra da mão direita. F_x e F_y são as componentes de forças horizontais ou de cisalhamento, e F_z é a componente de força vertical. M_x , M_y e M_z são as três componentes de momento. Momentos são rotações ao redor dos eixos correspondentes X , Y e Z . Momentos positivos são determinados de acordo com a regra da mão direita. Ao olhar um eixo para baixo (em sua direção positiva), momentos positivos têm rotação em sentido horário [2].

As plataformas de força podem ser usadas individualmente ou organizadas em formato

de passarela para coletar múltiplas passadas. Um sistema completo típico padrão consiste em uma plataforma de força Optima HPS, BP ou OR6 series, um amplificador, um computador ou sistema de aquisição de dados, equipamento de montagem e cabos de conexão. Um sistema completo portátil consiste em plataforma de força portátil, um computador ou sistema de aquisição de dados e cabos de conexão (Figura 2.31) [2].

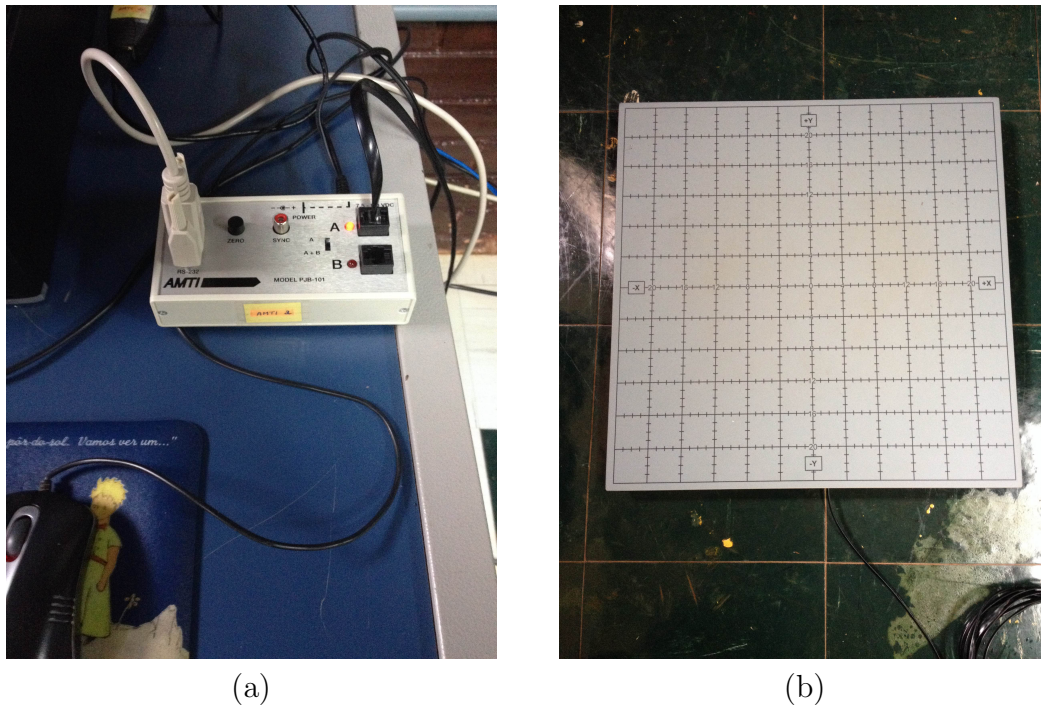


Figura 2.31. Sistema *AMTI*: (a) controle ligando a plataforma ao computador; (b) plataforma de força.

A maioria das aplicações de equilíbrio vão exigir a área de superfície da plataforma para acomodar a posição desejada. Aplicações de equilíbrio estático são únicas e normalmente geram forças muito pequenas e envolvem muito pouco movimento visível. As cargas verticais raramente excedem o peso do corpo e as forças horizontais são muito pequenas. A fim de se obter a maior resolução do *COP*, escolhe-se a plataforma de força com a menor capacidade (consequentemente, a de sensibilidade mais alta) [2].

Estudos recentes mostram o uso da plataforma de força *AMTI* para pesquisas e projetos envolvendo equilíbrio estático devido a sua alta confiabilidade. Dentre esses estudos destacam-se os efeitos da vibração muscular na postura de pacientes com Parkinson [45]; validação e calibragem de outros equipamentos a partir de sua confiabilidade [51]; análises para determinadas atividades esportivas [75]; indicações de rigidez postural através de experimentos de sensibilização da coluna cervical [43].

3 METODOLOGIA

Essa pesquisa aborda o desenvolvimento e avaliação de um sistema para aquisição de sinais associados a equilíbrio humano visando classificação dos níveis de equilíbrio dos usuários para futuramente gerar alertas de perda de equilíbrio, contribuir para sistema de melhoria de equilíbrio e com isso minimizar riscos de quedas. O sistema é composto de uma camisa do tipo segunda pele, módulos de acelerômetro, multiplexadores, módulo RF, módulo *RTC*, módulo de gravação *SD* e uma placa microcontrolada para aquisição, controle de gravação e transmissão dos dados e processamento dos sinais.

O sistema adquire os dados a partir dos acelerômetros e, por meio de classificadores, é capaz de definir níveis de equilíbrio e desequilíbrio. Para treinamento e validação do classificador, utilizou-se o *software* SWAY, já validado na literatura, que retorna notas correspondentes aos níveis de equilíbrio, ou seja, para determinado sinal adquirido pelo protótipo, o *software* retorna uma nota correspondente. Posteriormente, foi feita uma análise comparativa dos sinais obtidos pelo sistema desenvolvido com os sinais retornados pela plataforma de força *AMTI*, padrão-ouro para experimentos do tipo estático. Foram, também, utilizados bonecos do tipo manequim e João Bobo para simulações de queda repentina e retomada de equilíbrio, para avaliação de equilíbrio estático perturbado.

Este capítulo descreve o desenvolvimento do sistema, sua simulação computacional, montagem do circuito, a implementação do protótipo (*hardware* e *software*), o desenvolvimento do algoritmo de treinamento do sistema e classificação de níveis de equilíbrio e regiões de *COP*. Também são elucidados os procedimentos experimentais para validação do sistema, para os casos estáticos perturbados e para a comparação com a plataforma de força *AMTI*. Ao final, é descrita como foi feita a análise estatística para os experimentos.

3.1 DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DOS SINAIS RELACIONADOS A EQUILÍBRIO

Para o projeto, propôs-se a ideia de implementar um sistema que detecte os vários níveis de equilíbrio e desequilíbrio. Para tal, faz-se a necessidade de desenvolver um circuito para aquisição e processamento de sinais relacionados a equilíbrio. Quanto a aquisição, foram feitas pesquisas sobre os sensores comerciais que podem ser utilizados e o sensor escolhido foi o acelerômetro de três eixos (ADXL 335), por alcançar o objetivo de medir a angulação corporal em três eixos e possuir saída analógica. Também foram pesquisados microcontroladores e o selecionado foi o Arduíno Uno, no qual estará todo o código para aquisição, transmissão e armazenamento dos sinais adquiridos pelos acelerômetros. Conjuntamente estão o sistema multiplexadores, a emissão de sinais RF (Rádio frequência) e o gravador de cartão *SD* para armazenamento local.

A implementação inicial do circuito foi feita por meio de simulação em um esquemático utilizando-se o *software* Proteus®, que permite o desenho e a simulação dos circuitos eletrônicos em ambientes ISIS. A escolha do *software* se deu principalmente pela sua capacidade de simular a programação de microcontroladores, inclusive o próprio Arduíno.

Na etapa seguinte, foram feitos testes em uma *protoboard* do circuito já simulado. Nos testes iniciais, verificou-se as aquisições dos acelerômetros que foram ligados aos multiplexadores, bem como seu código de programação do Arduíno. Confirmado o funcionamento, nas etapas seguintes foram inclusos o módulo de envio RF, o módulo de cartão *SD* e o módulo de contagem de relógio e calendário, todos com suas programações anexadas ao código de programação inicial. O código desenvolvido permite quatro tipos de modos de operação: gravar no cartão e enviar todos os eixos de todos os acelerômetros; somente gravar todos os eixos de todos os acelerômetros; somente enviar todos os eixos de todos os acelerômetros e somente enviar os eixos *X* e *Y* de um acelerômetro escolhido. Por fim, foram feitos testes onde observou-se também a leitura e a plotagem da leitura dos ângulos obtidos pelos eixos *X* e *Y* por meio de um *software* desenvolvido no *MatLab*. Nessa plotagem verificou-se a variação da angulação dos sensores, que é muito importante no desenvolvimento do classificador.

Após realizados e verificados todos os testes, foi feita então a implementação das placas propriamente ditas e colocadas nos bolsos costurados em uma camisa do tipo segunda pele. Essa camisa foi escolhida por se ajustar ao corpo de forma a ser apropriada para adquirir as variações reais de angulação do corpo. As posições das seis placas implementadas foram colocadas nas costas por serem aquelas que podem dar a melhor

resposta da inclinação corporal sem atrapalhar a mobilidade do usuário. Nos bolsos espalhados pelas costas estão contidos os seis acelerômetros, a bateria e a placa central, que conta com o microcontrolador Arduíno, o transmissor do módulo RF, o módulo de cartão *SD*, os multiplexadores e o módulo *RTC*. O módulo receptor foi conectado a um outro Arduíno, o Leonardo, ligado a um computador para receber os dados em tempo real (Figura 3.1).

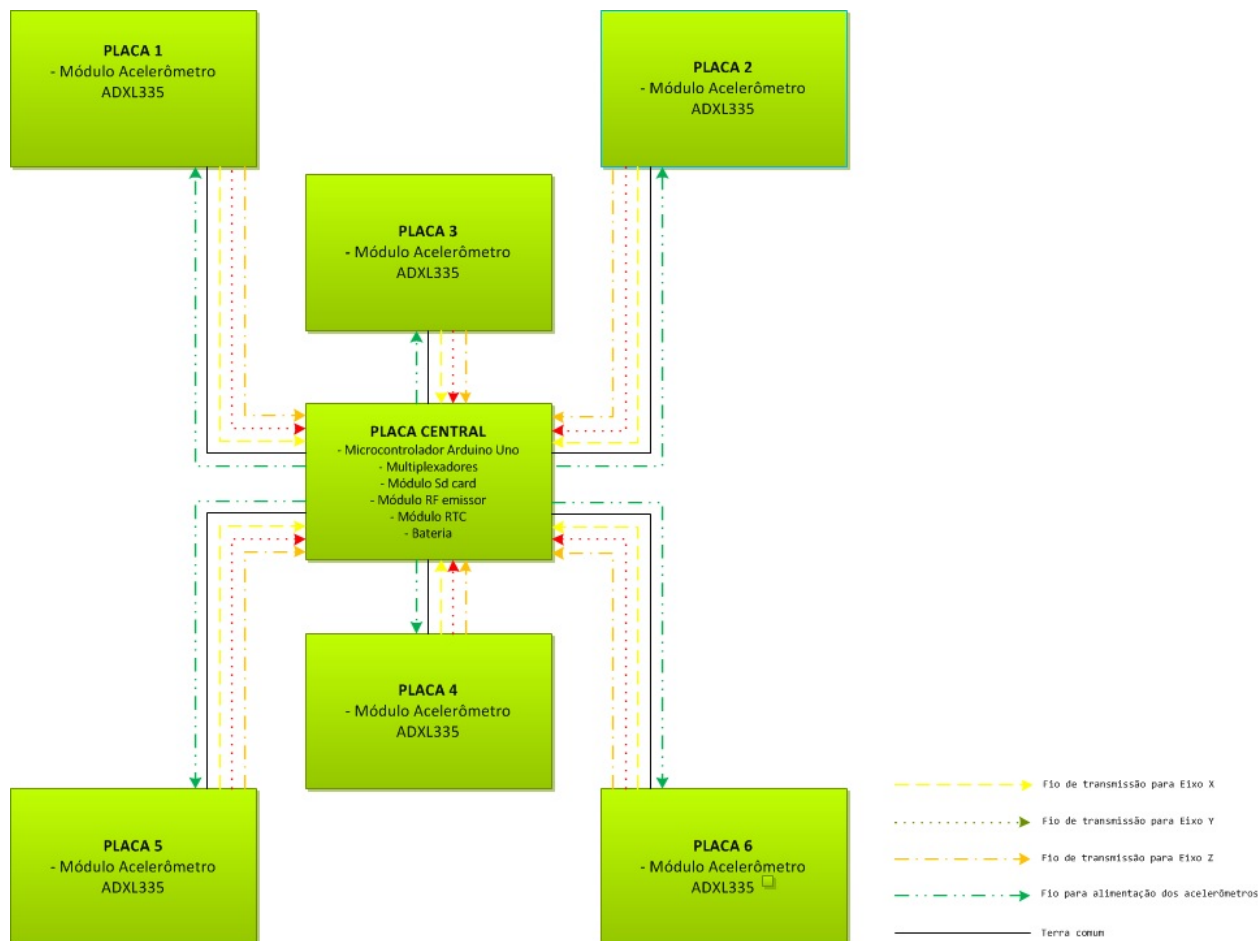


Figura 3.1. O sistema proposto, composto por seis placas com um acelerômetro em cada e uma placa central. As placas serão ligadas por cinco fios. Preto é o terra comum, verde, a alimentação, amarelo, o eixo *X*, vermelho, o eixo *Y* e laranja, o eixo *Z* [55].

3.1.1 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DO CIRCUITO DE AQUISIÇÃO

O circuito foi inicialmente simulado no *software* Proteus® no seu ambiente ISIS. O *software* não apresenta inclinômetros como dispositivos disponíveis para simulação, então a ideia consiste em substituir e utilizar um circuito composto por um divisor de tensão e um potenciômetro para simular a variação do ângulo em um dos eixos do acelerômetro, ou seja, a variação da resistência corresponde à variação angular (Figura 3.2).

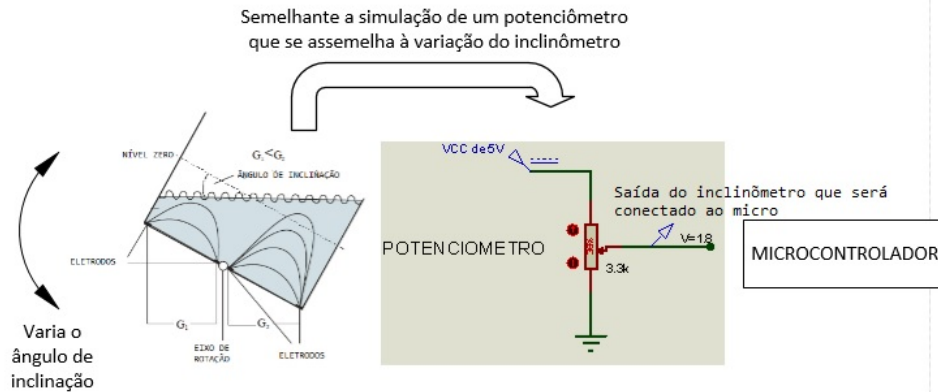


Figura 3.2. Ilustração da comparação feita entre a variação na inclinação com a saída de um potenciômetro. As saídas dos potenciômetros, que no sistema são os inclinômetros, são ligadas ao microcontrolador [55].

Concluído o problema da ausência de inclinômetro para simulação, nesse programa pôde-se simular também a multiplexação dos eixos X , Y e Z por meio do circuito integrado 4051 (disponível na biblioteca do *software*). Para tanto, foram utilizados três multiplexadores, um para todas as saídas dos eixos X , um para todas as saídas dos eixos Y e outro para todas as saídas dos eixo Z . Assim, foram utilizadas 6 das 8 entradas que o multiplexador oferece. Os seletores foram codificados de 0 a 5 de forma binária, nos quais cada número seleciona simultaneamente os dados dos eixos X , Y e Z de um único acelerômetro. Por exemplo, 000 significa leitura dos três eixos do primeiro acelerômetro, 001 a leitura dos três eixos do segundo acelerômetro, e assim por diante.

Assim como os inclinômetros não estavam disponíveis na biblioteca do Proteus®, o Arduíno também não estava. Para solucionar tal questão, utilizou-se o processador do próprio Arduíno (ATMEGA328), presente na biblioteca do simulador. Feitas as devidas conexões com cristal, terra e capacitores, pôde-se simular o funcionamento do Arduíno. Nem todo o sistema pôde ser simulado, mas a aquisição e o envio das saídas analógicas foram simulados nessa etapa. O código foi feito no editor IDE do Arduíno e exportado para o Proteus®. Pôde-se simular a variação dos potenciômetros, a multiplexação e a saída por meio de *LEDs* (*Light-emitting diode*). As saídas representadas por *LEDs* foram programadas para acender ou apagar dependendo do valor de resistência apresentado pelos potenciômetros. Nessa fase, pôde-se simular também a velocidade de aquisição dos dados e a independência dos acelerômetros, pois também pôde-se programar somente a alteração em um único acelerômetro para que suas interações sejam mostradas pelos *LEDs* (Figura 3.3).

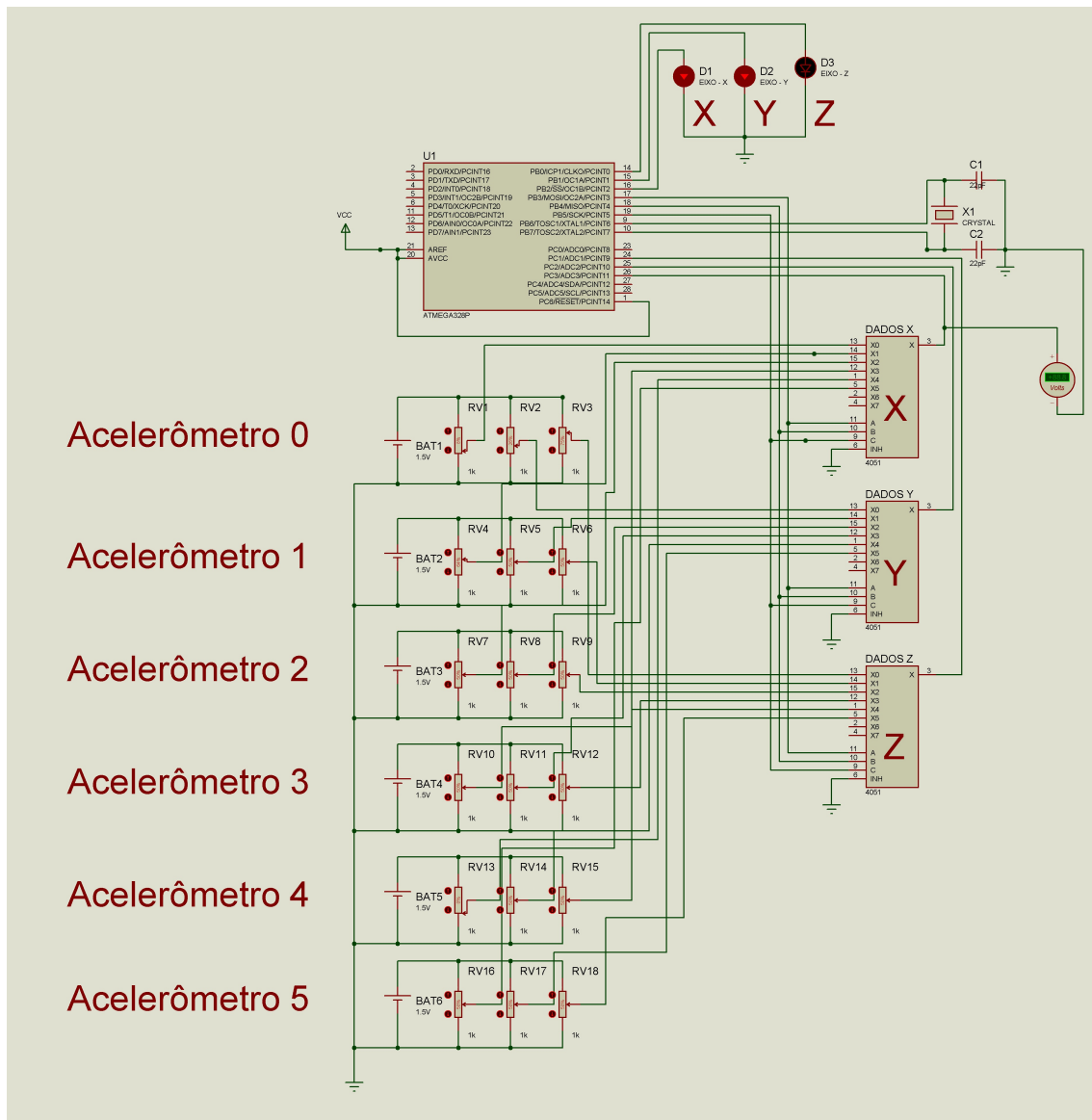


Figura 3.3. Esquemático utilizado no Proteus® para simular a parte do circuito de variação da angulação nos três eixos e o envio das saídas analógicas para o Arduino. O código feito no IDE também foi simulado nesse esquemático [55].

3.1.2 MONTAGEM DO CIRCUITO PARA TESTES

Inicialmente, a montagem do circuito foi efetuada em uma *protoboard* para a realização de alguns testes iniciais, para confirmação do que foi simulado e desenvolvimento do sistema de análise dos dados obtidos. Na *protoboard* foram feitas as conexões dos seis módulos do acelerômetro ADXL335 com os três multiplexadores 4051. Assim como feito na simulação, e respeitando a pinagem (Figura 3.4), todos os seis eixos *X* foram ligados nas entradas com pinos numerados em 13, 14, 15, 12, 1 e 5 correspondendo às entradas do eixo *X* para os acelerômetros numerados de 0 a 5, respectivamente. A mesma lógica foi feita para os eixos *Y* e *Z*.

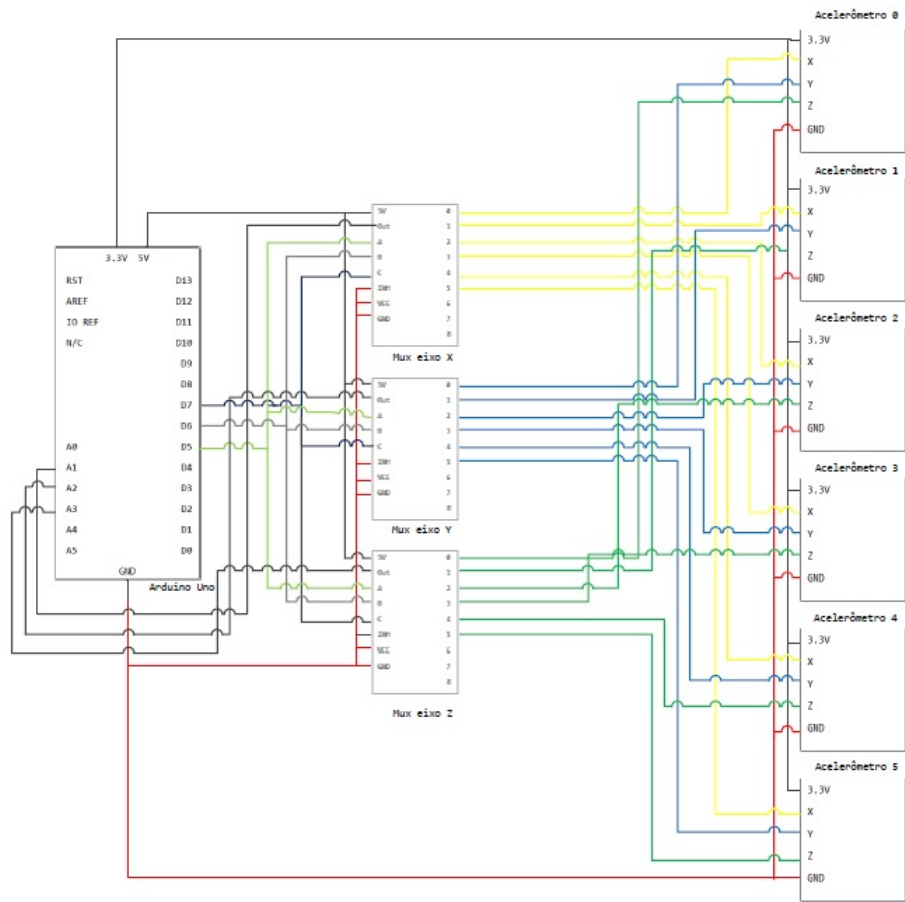


Figura 3.5. Ligações efetuadas entre os módulos dos acelerômetros ADXL335 com os multiplexadores e as ligações entre os multiplexadores e o Arduino Uno [55].

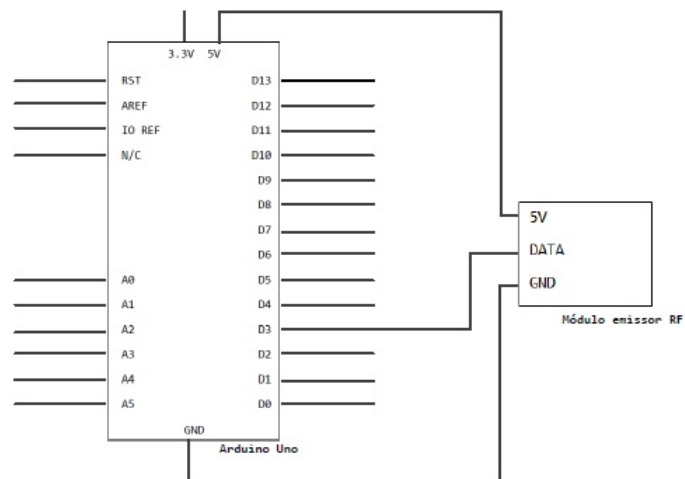


Figura 3.6. Ligação efetuada entre o módulo de emissor de rádio frequência e o Arduino Uno [55].

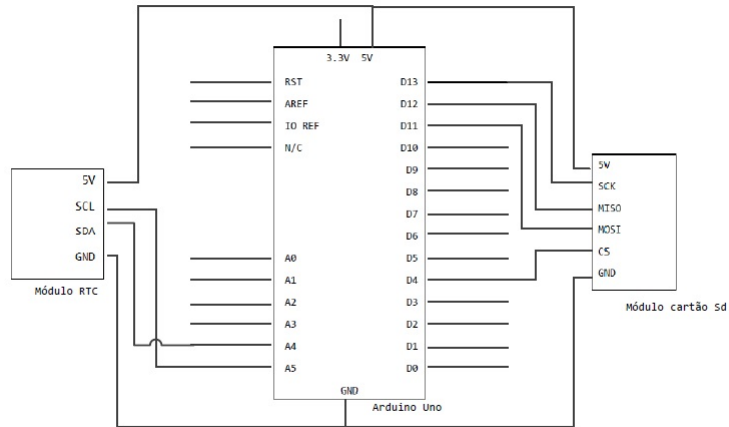


Figura 3.7. Ligação efetuada entre o módulo de cartão *SD* e *RTC* no Arduino Uno [55].

monitoramento em tempo real.

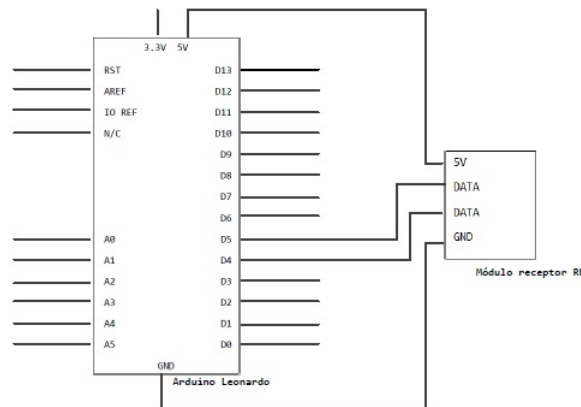


Figura 3.8. Ligação efetuada entre o módulo receptor de sinal via rádio frequência com o Arduino Leonardo [55].

3.1.3 IMPLEMENTAÇÃO DO PROTÓTIPO

Hardware - camisa

O protótipo feito com o circuito simulado, testado e montado foi implementado nas costas de uma camisa do tipo segunda pele da marca Lupo (*T-shirt* Térmica), composta de 93% de poliamida e 7% de elastano, de modo que a camisa se adequa e se molda ao corpo do usuário sem limitar sua movimentação, além de manter os sensores no mesmo lugar durante os experimentos. O uso da camisa evitou a utilização de elásticos e outros componentes que poderiam causar algum desconforto ao usuário, visto que o protótipo é

vestível. As seis placas, contendo os módulos do acelerômetro ADXL335, foram dispostas conforme a Figura 3.9 - o bolso central corresponde à localização do circuito (módulos de transmissão RF, de gravação *SD*, de temporização *RTC* e o Arduíno Uno), e o bolso menor à bateria. Tem-se um sensor próximo à divisa entre a coluna cervical e a torácica, um sensor em cima de cada omoplata, um sensor próximo à divisa entre da coluna torácica e a lombar e um sensor em cada junção da espinha ilíaca posterior inferior. Esses pontos foram considerados pela equipe de pesquisa como os mais significantes na aquisição de sinais para validar o equilíbrio do usuário. A numeração dos acelerômetros foi definida desta forma por conta da pinagem dos multiplexadores, e foi assim estabelecida de forma que os fios ficassem melhor organizados.

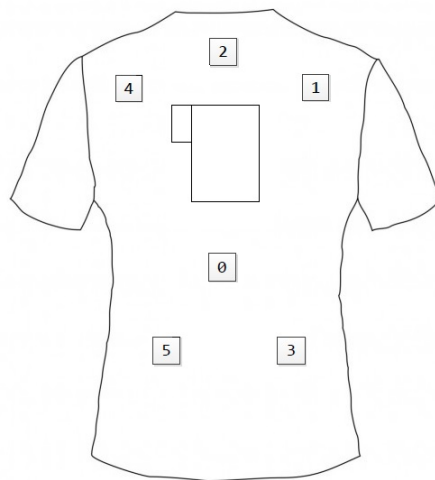


Figura 3.9. Disposição dos sensores nas costas da camisa do protótipo.

Para a implementação do protótipo, todos os componentes foram soldados e ligados entre si e o Arduíno Uno conforme os esquemáticos das Figuras 3.5, 3.6 e 3.7. As soldas feitas foram testadas várias vezes para se ter certeza de que estariam conectadas corretamente e bem firmes; porém, como se trata de um protótipo, não se pode descartar que, com a sua frequente utilização, as soldas venham a apresentar algum problema. Como pode ser visto na Figura 3.10 os cinco fios que ligam cada acelerômetro à placa central ficaram envolvidos por um envoltivo isolante para proteger o circuito e deixar o protótipo melhor organizado e aparente. Também pode-se observar na figura o resultado final do protótipo feito, observando-se que teve-se o cuidado de colocar esponjas dentro dos bolsos que suportam o calor do sistema para que as soldas feitas não incomodassem ou machucassem o usuário quando vestisse a camisa.

A Figura 3.11 mostra o protótipo final vestido em uma pessoa. Pode-se observar que a camisa é bem justa ao corpo dando validade aos sinais de mudança na angulação corporal. O usuário relatou que a camisa ficou confortável e que não sentiu incômodo algum por causa das placas ou qualquer aquecimento durante o período das simulações

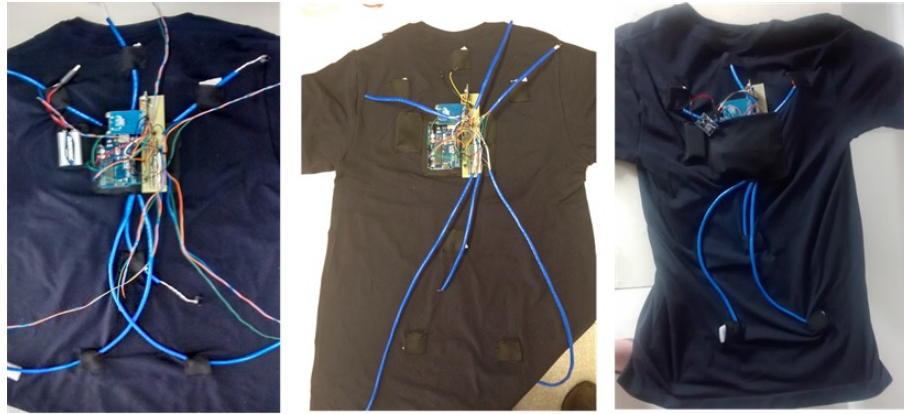


Figura 3.10. Fotos do processo de produção do protótipo [55].

realizadas.

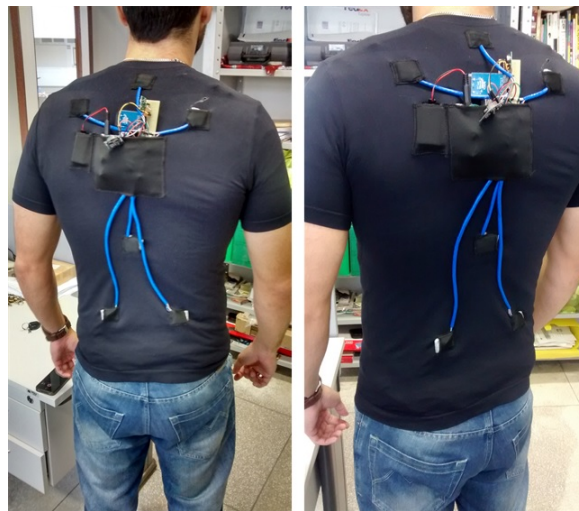


Figura 3.11. Foto do protótipo final vestido [55].

***Software* - caracterização dos códigos implementados nos Arduínos**

O código implementado no Arduino Uno, que se encontra na camisa, controla a aquisição e a variação dos acelerômetros, a gravação no cartão *SD* e o envio dos sinais para o módulo receptor. O módulo receptor foi programado em um Arduino Leonardo, que está conectado a um computador, para monitoração em tempo real da angulação do corpo. No código principal foram implementados quatro modos de operação que podem ser escolhidos facilmente como entradas do sistema a fim de acrescentar funcionalidades e opções ao usuário.

O primeiro modo de operação grava no cartão *SD* e transmite para o receptor conectado ao Arduino Leonardo as aquisições dos três eixos de todos os acelerômetros.

Na Figura 3.12 pode-se observar na imagem da esquerda a transmissão e na da direita a gravação dos dados obtidos. A velocidade de gravação e transmissão foi satisfatória, podendo ser alterada na implementação do código.

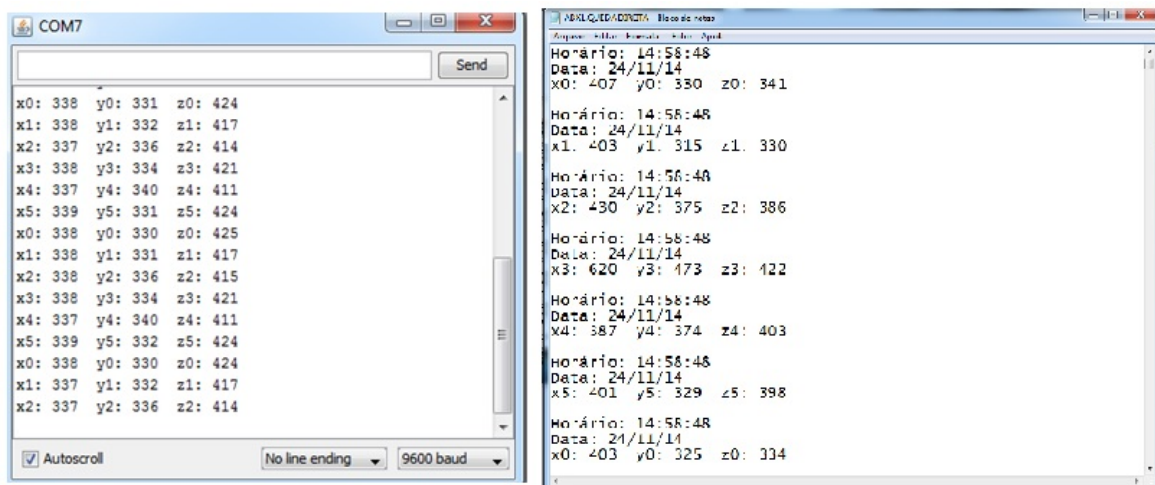


Figura 3.12. Resultado do modo de operação 1 do código no Arduino Uno. O modo transmite (esq.) e grava (dir.) os sinais dos três eixos de todos os acelerômetros [55].

O segundo modo implementado faz as aquisições de todos os acelerômetros como no modo 1, porém somente transmite para o receptor os sinais dos três eixos de todos os acelerômetros e não grava as informações no cartão *SD*. Esse modo foi implementado para que a transmissão de dados fosse mais rápida, pois o modo 1 leva um tempo maior para transmitir pelo fato de levar um tempo para gravar ao mesmo tempo que transmite. Na Figura 3.13 pode-se observar o resultado deste modo de operação, que é muito útil na análise de equilíbrio em tempo real, devido ao fato de se ter as respostas dos seis acelerômetros ao mesmo tempo.

O terceiro modo de operação somente grava no cartão *SD*, e não transmite as informações de todos eixos e de todos os acelerômetros. Esse modo foi criado para o caso em que se deseja fazer somente o acompanhamento local sem necessariamente ser em tempo real. Nesse caso, a taxa de gravação no cartão *SD* é mais rápida e eficiente do que nos dois modos anteriores. Esse tempo de gravação pode ser mudado facilmente no código gravado no Arduino Uno. A Figura 3.14 mostra o resultado deste modo.

Por fim, no quarto modo de operação, o sistema somente transmite as informações adquiridas pelos eixos *X* e *Y* de um acelerômetro a ser escolhido pelo usuário. Esse modo foi desenvolvido para melhor plotagem em tempo real, pois a leitura para a plotagem dos outros modos não se mostrou satisfatória pelo fato da transmissão não ser rápida como nesse caso (Figura 3.15)

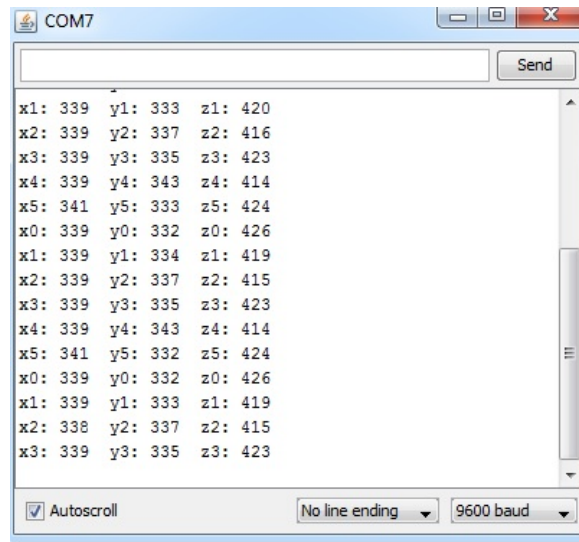


Figura 3.13. Resultado do modo de operação 2 do código no Arduino Uno. O modo somente transmite os sinais dos três eixos de todos os acelerômetros [55].

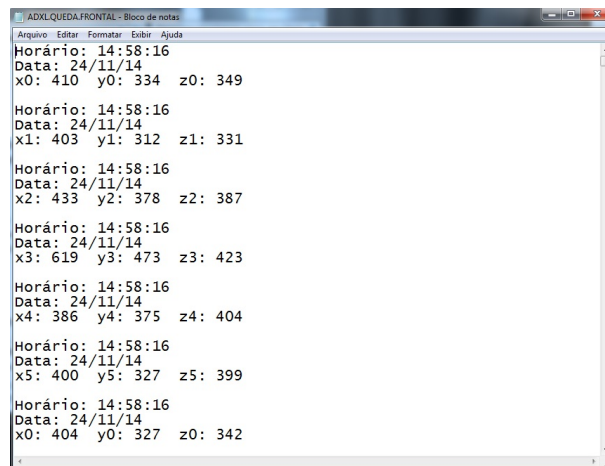


Figura 3.14. Resultado do modo de operação 3 do código no Arduino Uno. O modo somente grava no cartão *SD* os sinais dos três eixos de todos os acelerômetros [55].

Software - aquisição em tempo real

Nesta etapa fez-se a aquisição e validação dos sinais adquiridos utilizando-se o *software* desenvolvido no *MatLab*. Nele foi implementado um código para leitura da porta serial (*USB*) que está recebendo os valores transmitidos e plotando em tempo real os dados recebidos. Com isto, é possível perceber com nitidez a variação de ângulo lido pelo acelerômetro, que é um dos objetivos principais do projeto. Para a transmissão dos eixos *X* e *Y* em um acelerômetro, percebeu-se empiricamente que não houve atraso na leitura quando os sensores sofreram movimentos bruscos. Há um atraso em torno de 2 a 3 segundos, que é uma limitação do sistema, para a transmissão e leitura de todos os eixos de todos os acelerômetros.

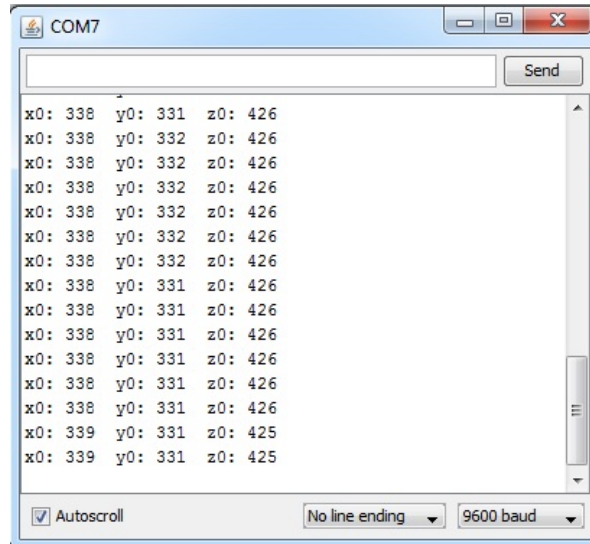


Figura 3.15. Resultado do modo de operação 4 do código no Arduino Uno. O modo somente transmite os sinais dos eixos X e Y de um acelerômetro escolhido pelo usuário [55].

Com o treinamento desses dados lidos, foi feito um classificador para o equilíbrio corporal estático e dinâmico. Este código apresenta um resultado melhor quando o sistema está no modo de operação 4, que lê todos os sensores, porém somente transmite os eixos X e Y de um acelerômetro. A seguir estão imagens que ilustram algumas variações detectadas na plotagem dos sinais adquiridos; a linha azul é o eixo X , e a vermelha, o eixo Y do acelerômetro. O eixo X do gráfico é a contagem de tempo em segundos desde o início da amostragem.

A primeira imagem (Figura 3.16) ilustra o resultado de quando o sensor encontra-se parado, ou seja, uma ideia de como o sistema se comporta quando não há nenhum movimento do usuário, o que não ocorre nos testes estático e dinâmico. No gráfico é possível ver que não há alteração em nenhum momento em nenhum dos dois eixos.

A segunda e terceira imagem ilustram as situações onde somente houve movimento em um dos eixos, e o outro permaneceu inalterado. Na Figura 3.17 houve alteração somente no eixo X , e na Figura 3.18 somente no eixo Y . Esses casos mostram a independência de aquisição entre os eixos. Esta conclusão é dada na implementação do classificador com a obtenção de várias amostras.

Quando o movimento é de forma aleatória, o resultado da movimentação no eixos X e Y é ilustrado na Figura 3.19. O monitoramento em tempo real nesse caso é satisfatório, não apresentando atraso aparente quando alguma mudança de posição do sensor acontece. Para um melhor resultado, nesse caso seria necessária a mudança de transmissão por rádio frequência para um rede sem fio (*wireless*).

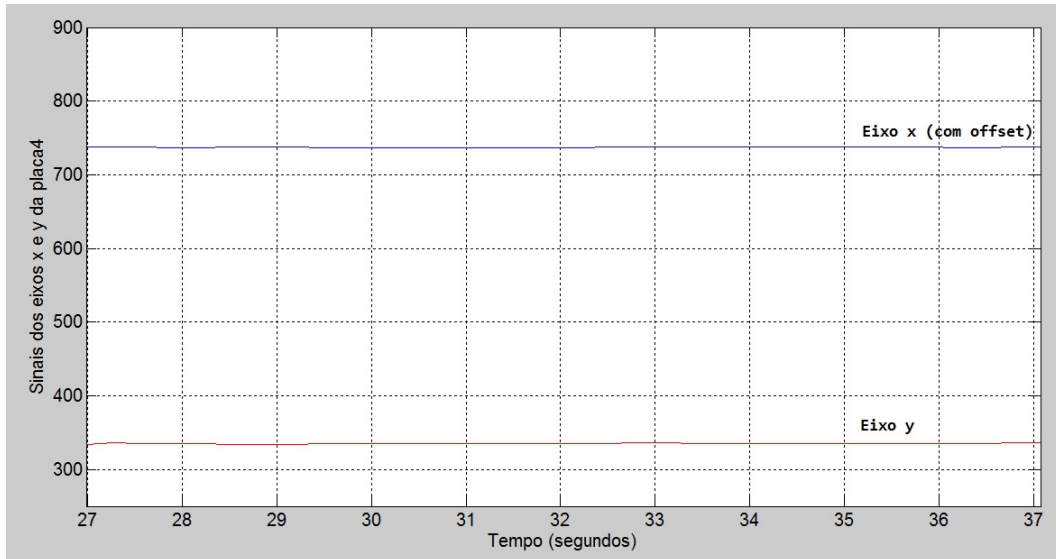


Figura 3.16. Resposta gráfica resultante da aquisição dos eixos X e Y para um acelerômetro em que o sensor não detecta movimento [55].

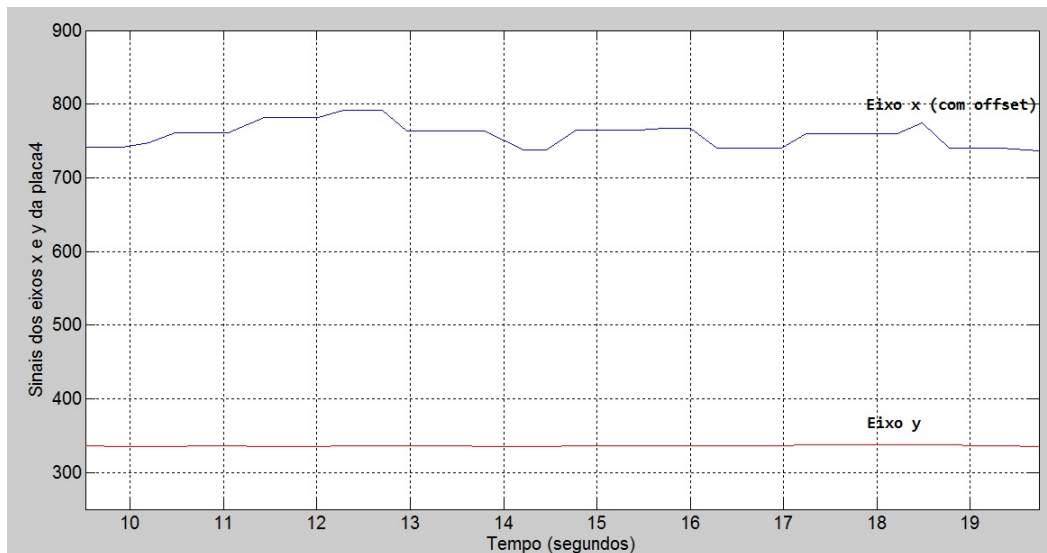


Figura 3.17. Resposta gráfica resultante da aquisição dos eixos X e Y para um acelerômetro em que o sensor detecta somente movimento no eixo X [55].

Desenvolvimento dos algoritmos de treinamento do classificador para o caso estático

A fim de conseguir dados para iniciar o processo de treinamento, foi desenvolvida uma rotina para aquisição de dados. Essa rotina consiste do voluntário utilizando a camisa protótipo, do aplicativo SWAY e do usuário deslocando-se para uma determinada direção ao mesmo modo que o aplicativo retornava uma nota. O usuário, conforme as instruções do SWAY, pressionava o dispositivo móvel contra o osso esterno e, assim que recebia o sinal sonoro, deslocava-se ao máximo que conseguia na direção pré-determinada, ten-

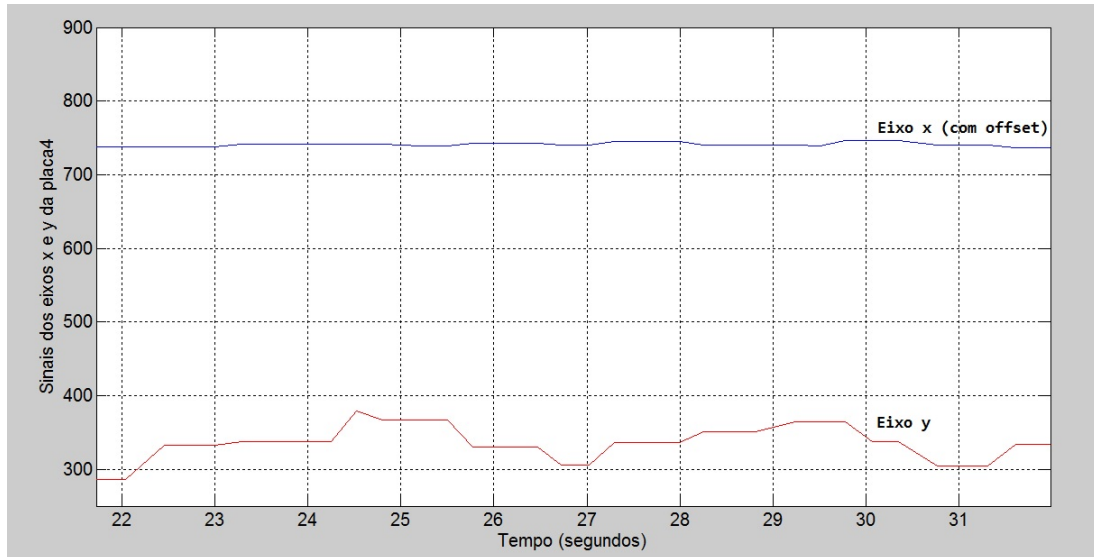


Figura 3.18. Resposta gráfica resultante da aquisição dos eixos X e Y para um acelerômetro em que o sensor detecta somente movimento no eixo Y [55].

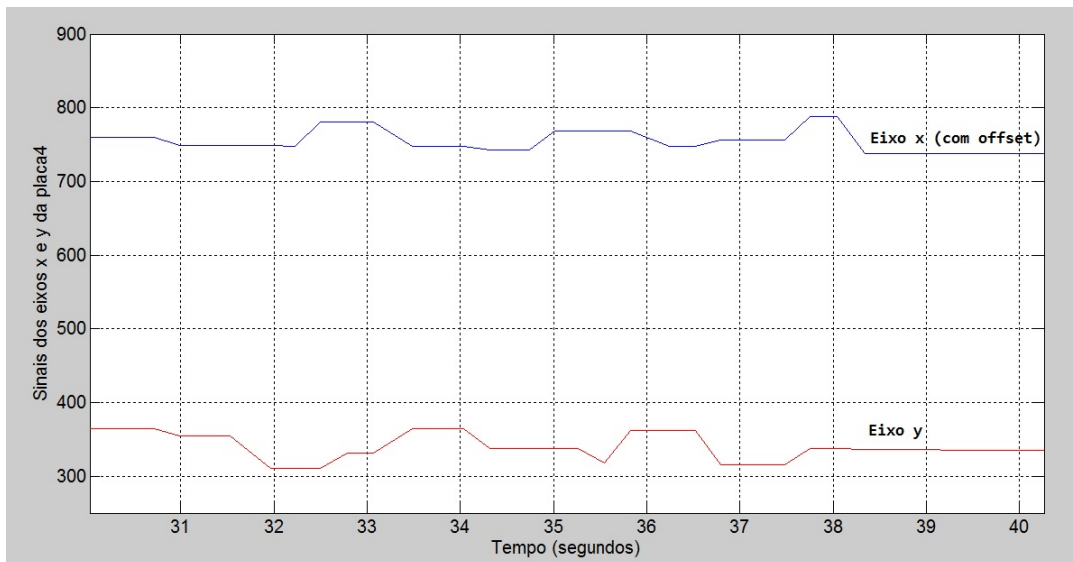


Figura 3.19. Resposta gráfica resultante da aquisição dos eixos X e Y para um acelerômetro em que o sensor detecta nos eixos X e Y [55].

tando manter o seu equilíbrio postural até que recebesse o segundo sinal sonoro para retornar à sua posição inicial. Foram executadas 30 aquisições para cada um dos cinco modos distintos: frente, trás, esquerda, direita e parado, assim gerando gráficos e notas correspondentes para cada execução.

Após as aquisições dos dados através das rotinas, desenvolveu-se um programa no *MatLab* que plotava os 18 gráficos correspondentes aos 3 eixos dos 6 acelerômetros de todas as 150 rotinas executadas. Pode-se perceber na Figura 3.20 que em todos os gráficos dessa aquisição teve-se um certo padrão, onde, a partir de um certo momento

(aproximadamente 0.5 segundos), o sinal ficou bem deslocado e, após determinado tempo (aproximadamente 6 segundos), o sinal voltou a ficar próximo do seu ponto de partida.

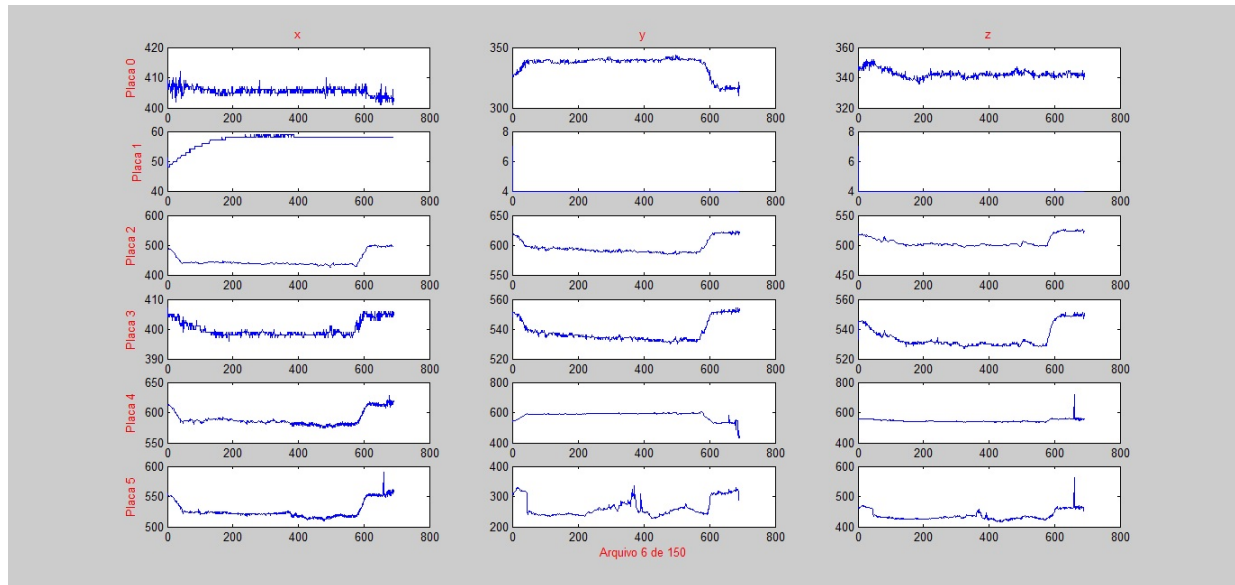


Figura 3.20. Exemplo de uma aquisição inicial do protótipo utilizada para treinamento do classificador. Foram plotados os 18 gráficos dos 3 eixos das 6 placas contendo os acelerômetros.

Visando obter a porção do sinal que corresponde somente ao momento de maior instabilidade para os casos inclinados (frente, trás, esquerda e direita), ou maior estabilidade para o caso ereto, fez-se um programa que segmentava os dados iniciais. Assim, pôde-se retirar os momentos em que o cartão *SD* é inserido e retirado do módulo (onde pode-se observar grande trepidação do sinal), bem como os momentos de deslocamento da posição inicial para a posição de instabilidade e de deslocamento da posição de instabilidade para a posição inicial. Dessa forma, pode-se observar que o o sinal deixou de estar numa faixa maior e ficou concentrado numa faixa mais estreita, correspondendo melhor aos momentos de instabilidade ou estabilidade dependendo da rotina executada (Figura 3.21).

Tendo agora as informações dos momentos que interessam para a classificação, atribuiu-se aos dados suas respectivas categorias e notas. Para as 150 informações, atribuiu-se suas respectivas categorias na seguinte ordem: 30 à categoria direita, 30 à esquerda, depois 30 à frente, 30 atrás e 30 parado. Feito isso, gerou-se 150 matrizes 6 x 3 (6 placas e 3 eixos) com vetores de informações contendo os sinais, suas categorias e notas.

Levando em conta que os gráficos apresentados na Figura 3.20 representam uma tentativa de equilíbrio que varia durante o tempo, pôde-se constatar que as informações ilustradas nos gráficos são sinais estáticos que representam sinais que variam no tempo. O grupo de estudo, na intenção de determinar em quantos segundos uma pessoa poderia observar outra e definir se ela estava ou não equilibrada, definiu que aproximadamente

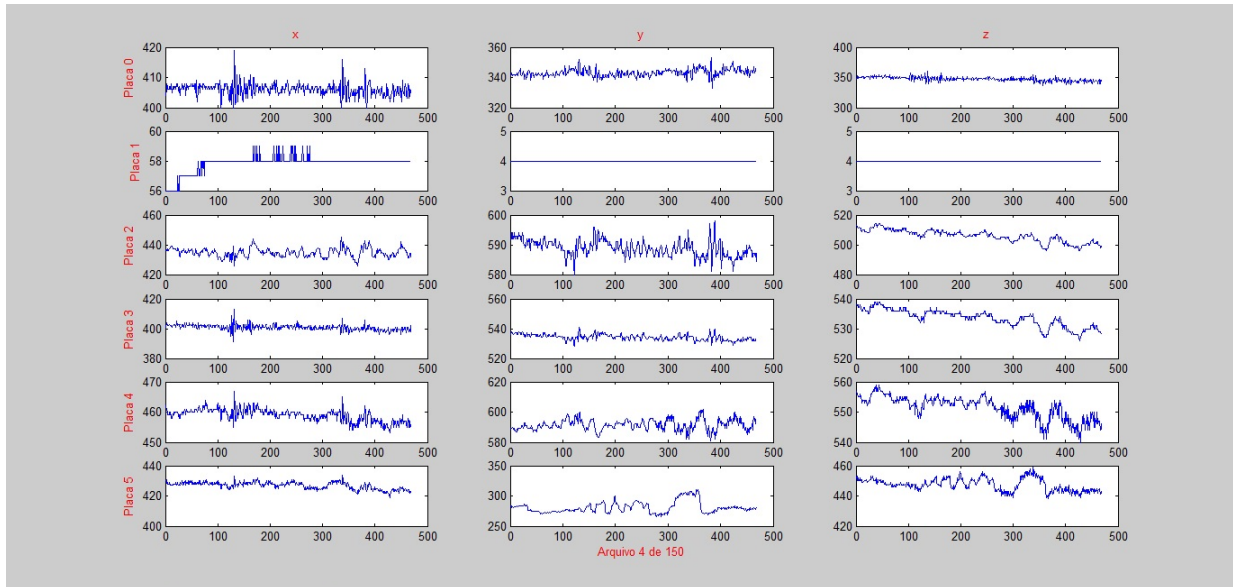


Figura 3.21. Exemplo de uma aquisição segmentada do protótipo utilizada para treinamento do classificador. Desta forma o sinal fica reduzido a uma faixa mais estreita, onde pode-se perceber melhor o momentos de instabilidade (casos inclinados) e estabilidade (caso ereto).

2 segundos seriam suficientes para executar tal tarefa. Assim, ficou determinado que o tempo de janelamento seria de 2 segundos, ou seja, através de um janelamento do sinal com intervalo de 2 segundos, o classificador também poderia avaliar se o usuário estava ou não desequilibrado, o que pareceu bem razoável pois, através deste janelamento, o classificador pode inferir se houve ou não muitas variações no sinal. O grupo também definiu que os deslocamentos entre janelas consecutivas seriam de 1 segundo, evitando assim perder alguma parte das informações, e também que utilizaria a janela do tipo *Hamming*, pois, além de apresentar bom comportamento espectral, evita o aparecimento de espúrios, componentes de altas frequências devido a variações bruscas por conta do janelamento.

Após a definição desse janelamento, adicionou-se também aos vetores de informações as frequências de variação dos sinais e os valores *RMS* (*Root Mean Square*) correspondentes a cada janela definida. Tendo as frequências e o valor *RMS*, agora o classificador pode constatar, caso haja grande variação de frequência, ou se algum valor *RMS* de algum sensor for maior que o dos outros e assim inferir se o usuário está desequilibrado ou não. Posteriormente à análise dos sinais, optou-se por retirar as informações da placa 1 (localizada, próximo ao ombro direito), pois esta não apresentava valores tão bons quanto os das outras placas. A utilização da placa 1 no projeto poderia gerar alguma discrepância no treinamento do classificador. Dessa forma, gerou-se 1731 informações devido ao tamanho dos janelamentos, pois foi o máximo de informações que o programa conseguiu extrair dos dados fornecidos pelos usuários.

Executada essa etapa, partiu-se para a fase de treinamento do classificador e de avaliação de desempenho do sistema treinado. Para o treinamento foram apresentados exemplos dos sinais com diferentes níveis de equilíbrio pré-conhecidos (a partir das saídas do SWAY), e esta informação é usada para ajustar os parâmetros da *SVM* segundo o algoritmo descrito na seção 2.4.2. Quanto à avaliação de desempenho, são calculadas as taxas de acerto e erro obtidas após o treinamento. Especificamente, são determinados os parâmetros denominados características de operação do receptor (*ROC*, do inglês *Receiver Operating Characteristics*) [26, 60]: acurácia (*Ac*), precisão (*Pr*), sensibilidade (*Se*) e especificidade (*Es*), calculadas a partir do número de verdadeiros positivos (*true positives* - *TP*), verdadeiros negativos (*true negatives* - *TN*), falsos positivos (*false positives* - *FP*), falsos negativos (*false negatives* - *FN*). Sendo *P* e *N* o número total de positivos (casos de desequilíbrio) e o número total de negativos (casos de equilíbrio), ou seja, para

$$P = TP + FN$$

e

$$N = TN + FP,$$

tem-se [26]

$$Ac = (TP + TN)/(P + N),$$

$$Pr = TP/(TP + FP),$$

$$Se = TP/P$$

e

$$Es = TN/(FP + TN).$$

Cabe observar que este desempenho pode variar de acordo os exemplos de treinamento selecionados. Desta forma, um procedimento comum no estudo de classificadores é o de alternar aleatoriamente o conjunto de treinamento (fração de todos os exemplos disponíveis) e avaliar o desempenho para cada combinação testada [13]. Durante esta avaliação, o sistema treinado é aplicado tanto nos sinais utilizados para treinamento quanto para os sinais reservados exclusivamente para validação. Neste trabalho, são testadas as proporções de 60% e 80% para treinamento, e o restante para validação. É então

registrado o desempenho de cada combinação através de histogramas das taxas de erro e é ainda destacado o melhor desempenho encontrado, que reflete as melhores taxas de acerto atingidas em todos os treinamentos.

A variação do desempenho de acordo com exemplos de treinamento se deve ao fato de que alguns conjuntos de exemplo podem refletir melhor a variabilidade dos sinais de entrada e assim permitir uma melhor generalização. Assim, a avaliação para diferentes combinações de exemplos pode mostrar os desempenhos médios e sua variabilidade, e toma-se o cuidado de aumentar o número de combinações de exemplos até que o desempenho médio convirja (aumenta-se o número de combinações de exemplos até que a média dos desempenhos não varie acima de uma tolerância percentual).

Um gráfico *ROC* é uma técnica de visualização, organização e seleção de classificadores com base em seu desempenho. Gráficos *ROC* têm sido muito utilizados na teoria de detecção de sinal para representar a relação de entre as taxas de sucesso e insucesso de classificadores [26]. Nos últimos anos tem-se visto um aumento no uso de gráficos *ROC* na comunidade de aprendizado de máquina, em parte devido à percepção de que simples acurácia de classificação é muitas vezes uma medição pobre para medir o desempenho do sistema. Além de serem métodos gráficos de desempenho útil, eles têm propriedades que os torna especialmente úteis para domínios com distribuição de classes enviesadas e custos dos erros de classificações desiguais. Essas características tornaram-se cada vez mais importantes enquanto as pesquisas continuam nas áreas de aprendizagem de custo sensitivo e aprendizagem na presença de classes desequilibradas [26].

Foram realizados 4 experimentos para se observar o comportamento do sistema com relação aos níveis de equilíbrio e desequilíbrio, com 1000 operações cada - porcentagem escolhida aleatoriamente para o treinamento de 80%; por consequência, 20% foram utilizados para testes após o treinamento e kernel do tipo *RBF*. A diferença nos experimentos foram as quantidades de níveis de equilíbrio e níveis considerados desequilibrados. Assim, definiu-se: Experimento 1 tem 2 níveis de equilíbrio e 1 considerado desequilibrado; Experimento 2 tem 3 níveis de equilíbrio e 1 considerado desequilibrado; Experimento 3 tem 5 níveis de equilíbrio e 1 considerado desequilibrado; Experimento 4 tem 7 níveis de equilíbrio e 2 considerados desequilibrados. O programa, ao final, retorna histogramas contendo as quantidades de porcentagens de erros encontradas em cada experimento para o caso de treinamento e para o caso de teste.

3.2 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

3.2.1 EXPERIMENTOS PARA VERIFICAÇÃO DE FUNCIONAMENTO

Após o protótipo ser finalizado foram feitos experimentos com a camisa para verificar a aquisição dos sensores para cada movimento possível de equilíbrio e desequilíbrio. Esses experimentos foram realizados gravando os dados no cartão *SD* para visualizar a resposta correspondente a cada caso.

O primeiro experimento feito foi com a camisa posta em um cabide e com o sistema parado por volta de 50 minutos. A aquisição foi feita de um eixo de um acelerômetro somente para verificar a relação sinal-ruído que o sensor possui.

Os experimentos seguintes foram feitos com a camisa vestida e a gravação no cartão *SD* foi de todos os eixos e todos os acelerômetros. O primeiro deles foi com a pessoa parada, em posição ortostática com os pés separados na largura dos ombros em equilíbrio estável por dois minutos. O segundo com a pessoa caminhando uniformemente e da forma mais natural possível por cinco minutos. Para a observação da resposta dos acelerômetros para pequenos desequilíbrios, fez-se o experimento com a pessoa parada, sofrendo pequenas variações para diversas direções aleatórias.

Afim de visualizar o comportamento dos acelerômetros para os três eixos, fizeram-se três outros experimentos com o corpo movimentando-se em direções pré-definidas. O primeiro com flexão abdominal, o segundo fazendo a rotação do tronco e o terceiro com flexão lateral do tronco (Figura 3.22). Cada movimento foi realizado separadamente e repetido cinco vezes seguidas.

Para observar a resposta dos sensores para os casos de quedas bruscas, mais quatro experimentos foram realizados. Primeiramente, fez-se a simulação da queda frontal, repetindo-se três vezes, seguindo um roteiro com tempos pré-estabelecidos para cair e para levantar, como mostrado na Tabela 3.1.

Na segunda simulação, foi repetida a queda frontal cinco vezes, porém sem tempos pré-definidos para cair e levantar. O segundo tipo de queda, e terceira simulação, foi a queda lateral para a direita repetida cinco vezes sem tempos pré-definidos para cair e levantar também. Por fim, a quarta simulação foi a queda lateral para a esquerda seguindo a mesma lógica das quedas anteriores sem tempos pré-definidos. Na Figura 3.23 pode-se visualizar como foram feitas as simulações acima descritas.

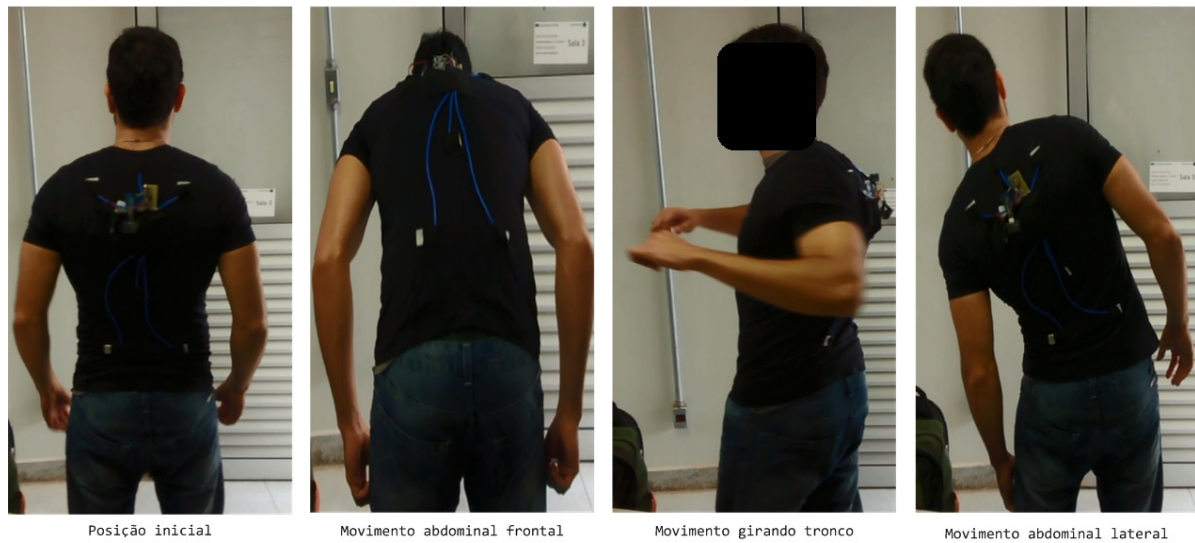


Figura 3.22. Movimentos corporais feitos para experimento do protótipo. A primeira imagem, da esquerda para a direita, é a posição inicial para todos os movimentos, a segunda imagem é a flexão abdominal, a terceira é a rotação do tronco e a quarta é a flexão lateral do tronco [55].

Tabela 3.1. Roteiro de tempo estabelecido para realização de experimento de teste do protótipo simulando a queda frontal.

Ação	Tempo de espera (segundos)
Posição inicial	0 - 10
Cair	10 - 20
Levantar	20 - 30
Cair	30 - 40
Levantar	40 - 50
Cair	50 - 60
Levantar	60

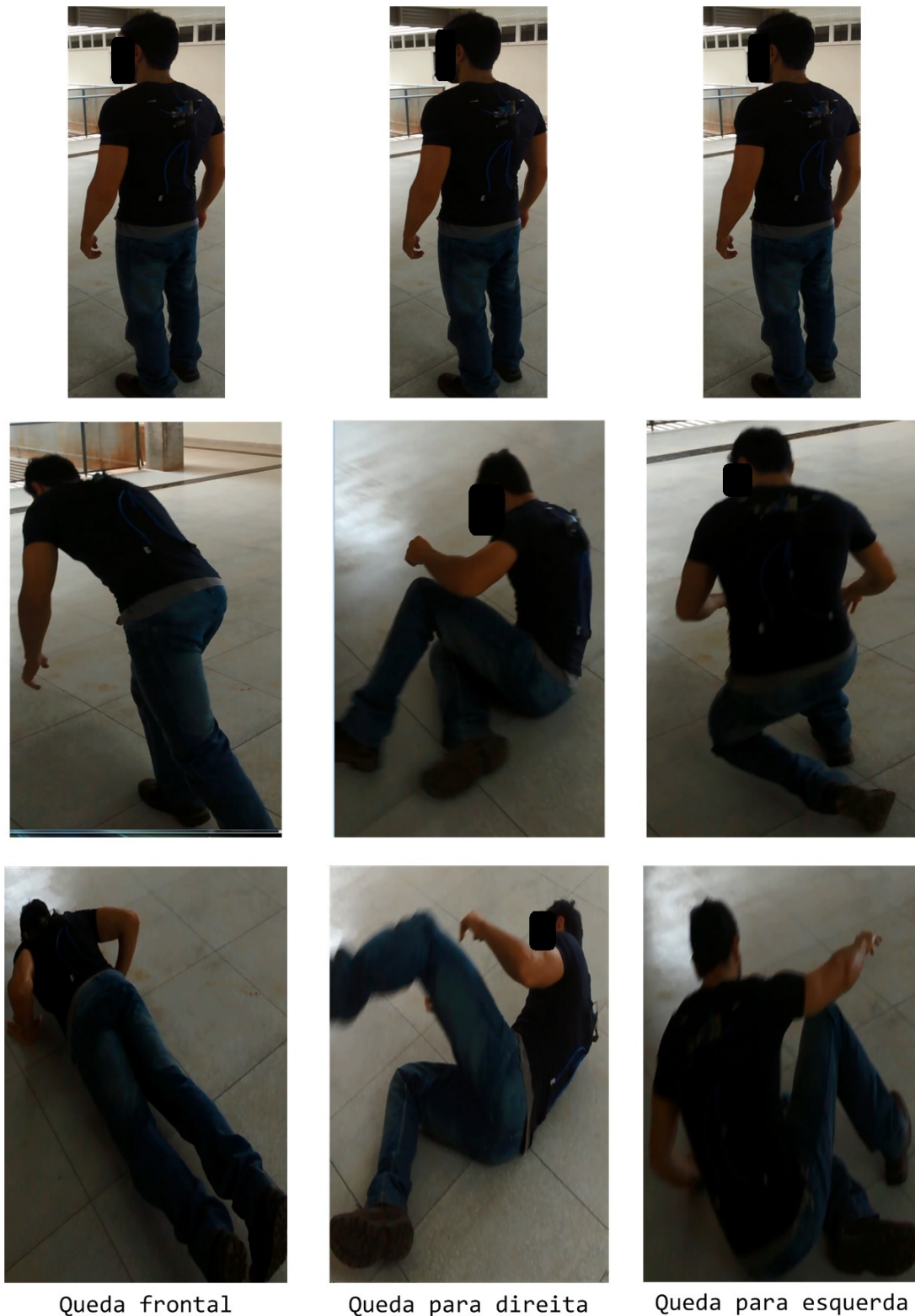


Figura 3.23. Imagens de experimento simulando quedas com o protótipo. Na primeira sequência de imagens, da esquerda para direita, está a posição inicial e mais dois instantes da simulação da queda frontal. Na segunda sequência está a posição inicial e mais dois instantes da simulação de queda para a direita, e na terceira sequência está a posição inicial e mais dois instantes para o caso de queda para a esquerda [55].

3.2.2 EXPERIMENTOS PARA O CASO ESTÁTICO PERTURBADO

Também foram realizados procedimentos com um manequim inerte (Figura 3.24) e outros com um boneco João Bobo (Figura 3.25). A ideia inicial era simular uma queda repentina (teste com manequim) e uma tentativa de restabelecimento de equilíbrio (teste com João Bobo). Os procedimentos seguem uma rotina simples (Tabela 3.2), onde, a cada 5 segundos, o boneco do experimento em questão é empurrado, aparado e retornado à sua posição inicial (no caso do manequim), ou espera-se até ele retornar ao seu estado inicial de repouso (no caso do João Bobo), e novamente o boneco é empurrado. Foram executadas 30 repetições para cada uma das 4 principais direções (frente, trás, esquerda e direita) com os dois bonecos. Utilizando-se do mesmo princípio do *software* anterior, agora o classificador também pode identificar quando o usuário está em processo de retomada de equilíbrio ou se está sofrendo uma queda.



Figura 3.24. Manequim feminino inerte utilizando a camisa protótipo: (a) vista frontal; (b) vista traseira. A camisa foi presa ao manequim com fita crepe para evitar o seu deslizamento e o deslocamento dos sensores.

Assim como no treinamento do classificador, para esse experimento foi feito um novo treinamento, utilizando-se as novas informações. Nesse experimento também foram adquiridos 30 sinais para as 4 direções, e as informações de restabelecimento de equilíbrio do João Bobo foram confrontadas com as informações de queda do manequim. Fez-se o procedimento similar de cortar os sinais originais, visando obter apenas a porção de interesse de cada sinal. Ao executar os cortes e alocar as informações nas matrizes, os dados das quedas ficaram com um tempo muito curto quando comparado ao tempo das



Figura 3.25. Boneco João Bobo utilizando a camisa protótipo.

Tabela 3.2. Roteiro de tempo estabelecido para realização de experimento com manequim e João Bobo simulando uma queda repentina e uma tentativa de restabelecer o equilíbrio.

Ação	Tempo (segundos)
Posição inicial	0 - 5
Empurrar	5
Retornar à posição inicial	5 - 10
Empurrar	10
Retornar à posição inicial	10 - 15
Empurrar	15
Retornar à posição inicial	15 - 20
⋮	⋮
Empurrar	145
Retornar à posição inicial	145 - 150

retomadas de equilíbrio. Para tratar isso, poderiam ser feitas quatro abordagens: completar as matrizes com zeros para os dados terem o mesmo tamanho, porém isso pode causar distorção nos dados; completar os sinais com os últimos valores observados, mas como a maior parte seria o final do sinal e não o início, pode acontecer de haver erro no treinamento; observar em todos os sinais o que estabiliza mais rápido e este seria o modelo de duração para todos os outros sinais; pegar uma porção do tempo do sinal que estabiliza mais rápido e comparar com os anteriores. Na última abordagem, foram feitas algumas interações com o intuito de estabelecer a menor quantidade possível de informações dos sinais em que o classificador pode identificar a queda ou desestabilização com determinada acurácia, precisão, especificidade e sensibilidade.

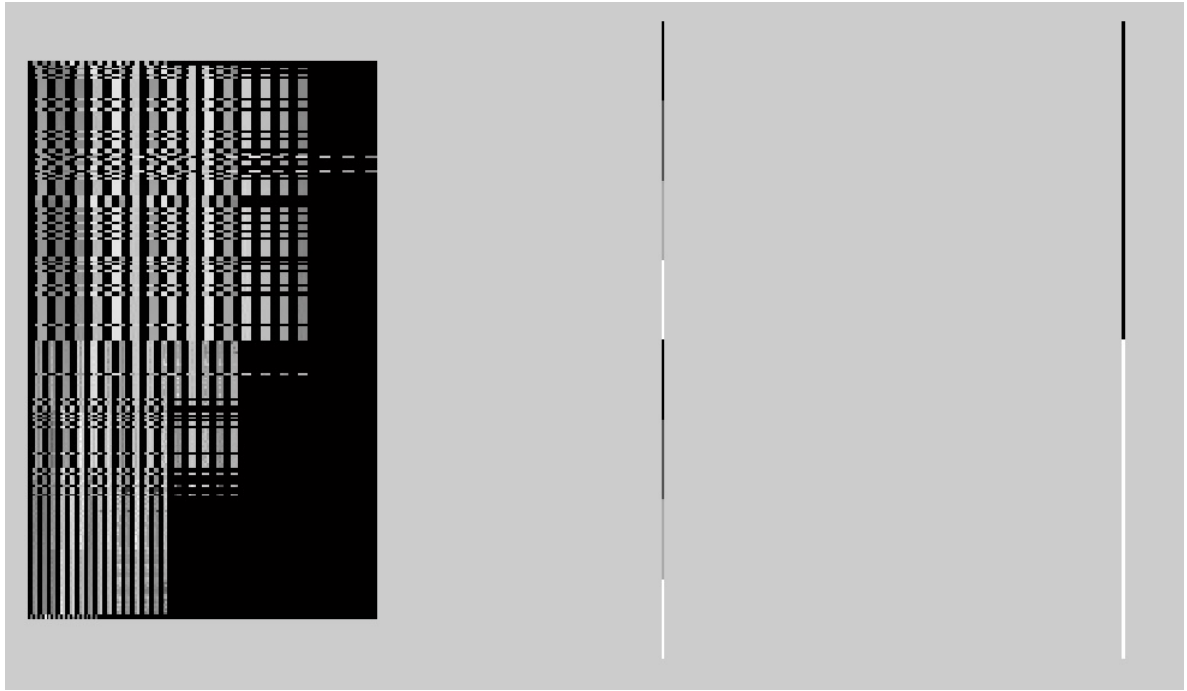


Figura 3.26. Matrizes completadas com zeros: Informações completadas com zeros, Categorias (branco = direita; cinza claro = esquerda; cinza escuro = frente; preto = trás), Classificação (branco = queda, preto = não queda).

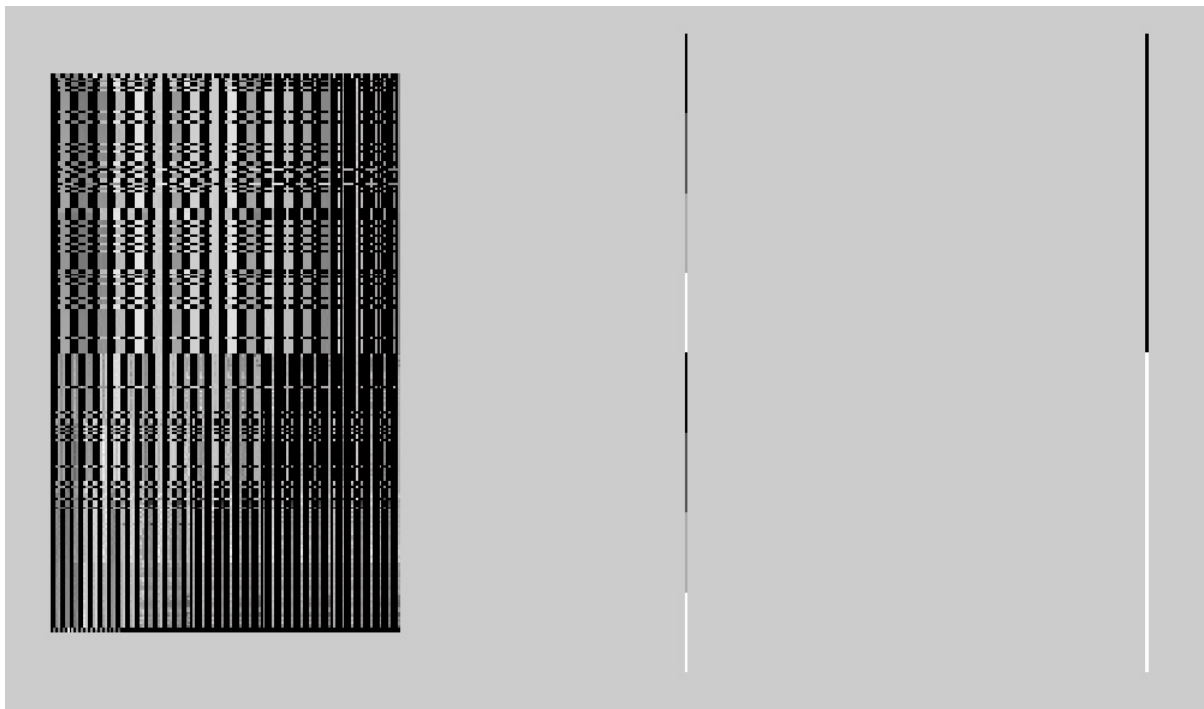


Figura 3.27. Matrizes com dados finais estendidos: dados finais estendidos, categorias (branco = direita; cinza claro = esquerda; cinza escuro = frente; preto = trás), classificação (branco = queda, preto = não queda).

Foram executados 1000 procedimentos, com porcentagem escolhida aleatoriamente para o treinamento de 80%, kernel *RBF* variando apenas os tipos de matrizes de entrada.

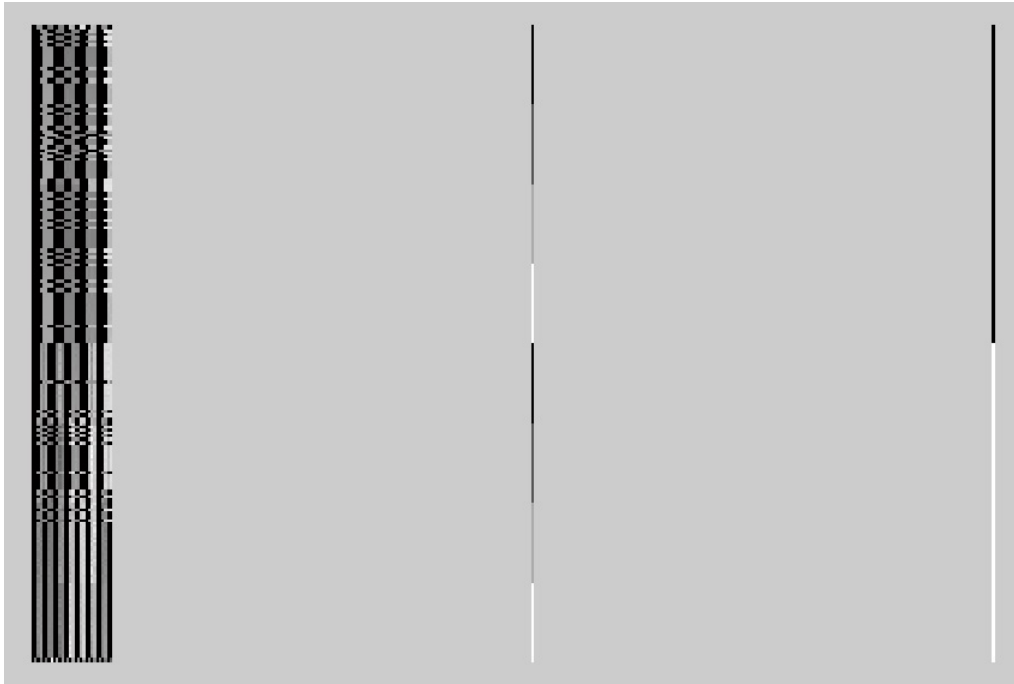


Figura 3.28. Matrizes com as informações segmentadas: informações segmentadas para o menor tamanho, categorias (branco = direita; cinza claro = esquerda; cinza escuro = frente; preto = trás), classificação (branco = queda, preto = não queda).

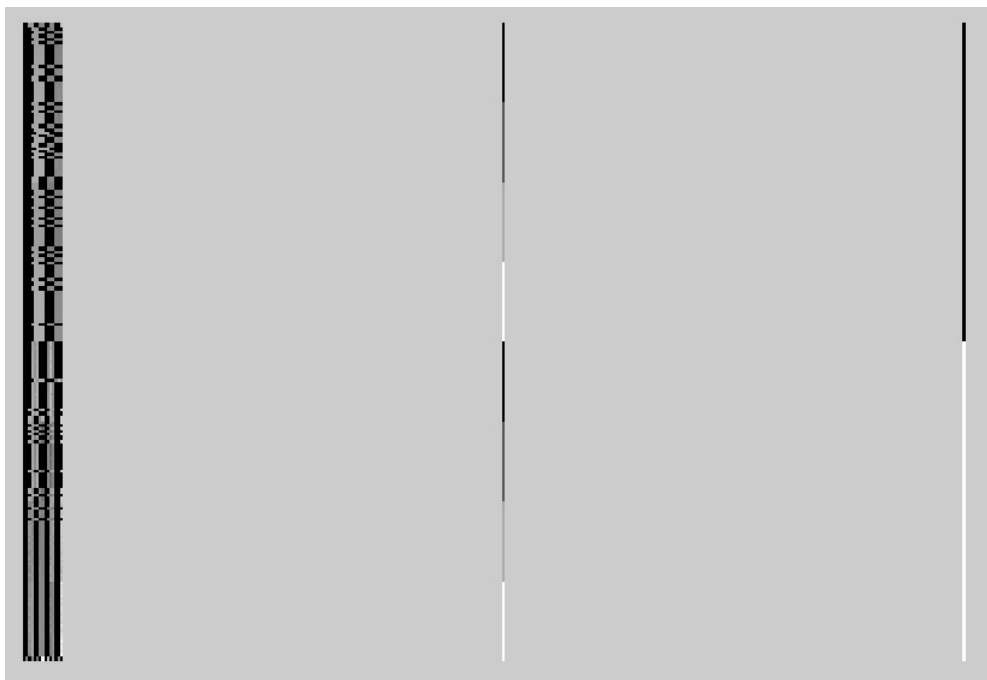


Figura 3.29. Matrizes com informações com segmentação variada: informações segmentadas em percentuais variáveis, categorias (branco = direita; cinza claro = esquerda; cinza escuro = frente; preto = trás), classificação (branco = queda, preto = não queda).

Dentre as disponíveis tem-se: matriz completada com zeros (Figura 3.26); matriz completada com os últimos valores observados (Figura 3.27); matriz com tempos de duração

iguais ao tempo do sinal que estabiliza mais rápido (Figura 3.28) e matriz com tempo de duração igual a uma porção do menor tempo (Figura 3.29). Como a matriz completada com zeros pode gerar distorção nos dados, não foram feitas simulações com ela.

Após a verificação dos melhores sistemas treinados (matriz completada com os últimos valores observados - Teste 1 - e matriz com os tempos de duração iguais ao tempo do sinal que estabiliza mais rápido - Teste 2), foi feita uma análise de quanto de informação seria necessário para obter um sistema treinado de modo suficiente, ou seja, o sistema ser capaz de identificar a desestabilização do usuário evitando redundâncias.

3.2.3 EXPERIMENTO PARA COMPARAÇÃO COM A PLATAFORMA DE FORÇA *AMTI*

Os procedimentos da fase experimental seguinte tiveram por o objetivo avaliar se é possível, e com quem precisão, utilizar os sinais de acelerômetro do sistema proposto para avaliar o *COP*, conforme seriam fornecidos por uma plataforma de força. Para tanto, foram inicialmente coletados simultaneamente sinais do sistema proposto e da plataforma de força *AMTI* enquanto o voluntário executa uma sequência de movimentos pré-determinados. A rotina desse procedimento foi feita da seguinte forma: o usuário sobe na placa ao mesmo que o sistema da camisa é iniciado para gravar e a cada 7 segundos, o usuário troca sua posição seguindo a seguinte ordem: parado, frente, direita, esquerda, trás (Tabela 3.3). O grupo de pesquisa optou por trocar de posição a cada 7 segundos, pois estimou-se 2 segundos para a troca de posição e aproximadamente 5 segundos parado na posição. O usuário sempre tenta manter o máximo de estabilidade em cada posição, forçando o máximo que consegue sem desequilibrar. Foram feitos 5 grupos de aquisições durante 200 segundos, o que gerou 5 ciclos completos de informações por aquisição e mais 1 aquisição parado, 1 para frente e 1 para a direita, totalizando 25 ciclos completos, com 25 informações para todas as direções no total e mais 3 extras por grupo.

Nesse experimento, como os dados foram escritos na sequência parado, frente, direita, esquerda e trás (Figura 3.30), também foi necessário fazer a segmentação dos dados (Figura 3.31), como nos outros experimentos anteriores, tanto dos acelerômetros como dos dados da plataforma *AMTI*.

A plataforma de força *AMTI* utiliza um *software* que retorna o *COP* do usuário em um gráfico (Figura 3.32), assim como os dados desse *COP* contidos em um arquivo do tipo *.txt*.

Para realizar a comparação, utilizou-se apenas as regiões estáveis do experimento (partes segmentadas) (Figura 3.33), pois, como não há sincronização entre a plataforma

Tabela 3.3. Roteiro de tempo estabelecido para realização de experimento na plataforma de força *AMTI*.

Ação	Tempo (segundos)
Parado	0 - 7
Frente	7 - 14
Direita	14 - 21
Esquerda	21 - 28
Trás	28 - 35
Parado	35 - 42
Frente	42 - 49
⋮	⋮
Frente	182 - 189
Direita	189 - 196

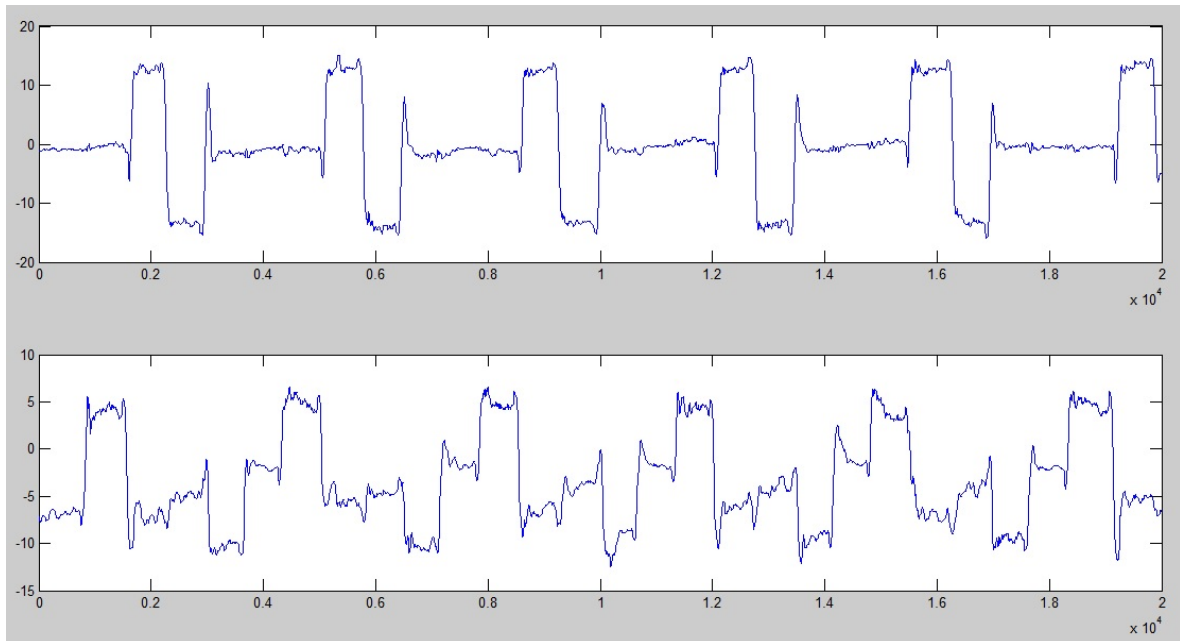


Figura 3.30. Grupo de informações da plataforma de força *AMTI*. Os dados de cima correspondem ao eixo *X* e os dados abaixo ao eixo *Y*.

AMTI e a camisa protótipo, não se pôde saber exatamente quais amostras do sinal dos acelerômetros corresponde a quais amostras do sinal da plataforma. Por isso, o sinal foi segmentado para separar as regiões correspondentes onde o usuário está mais estável. Posteriormente, fez-se a média dos sinais do acelerômetro e dos sinais da plataforma.

Para realizar a correspondência entre os sinais dos acelerômetros e da plataforma, foram feitas as interpolações polinomial e *ensemble* para mapear os sinais dos acelerômetros provenientes das 5 sessões de aquisição em valores de *COP*. Nesta fase, foram testadas diversas proporções (de 55% a 95%, com passo de 5%) de sinais a serem usados para treinamento, sendo os restantes usados apenas para validação.

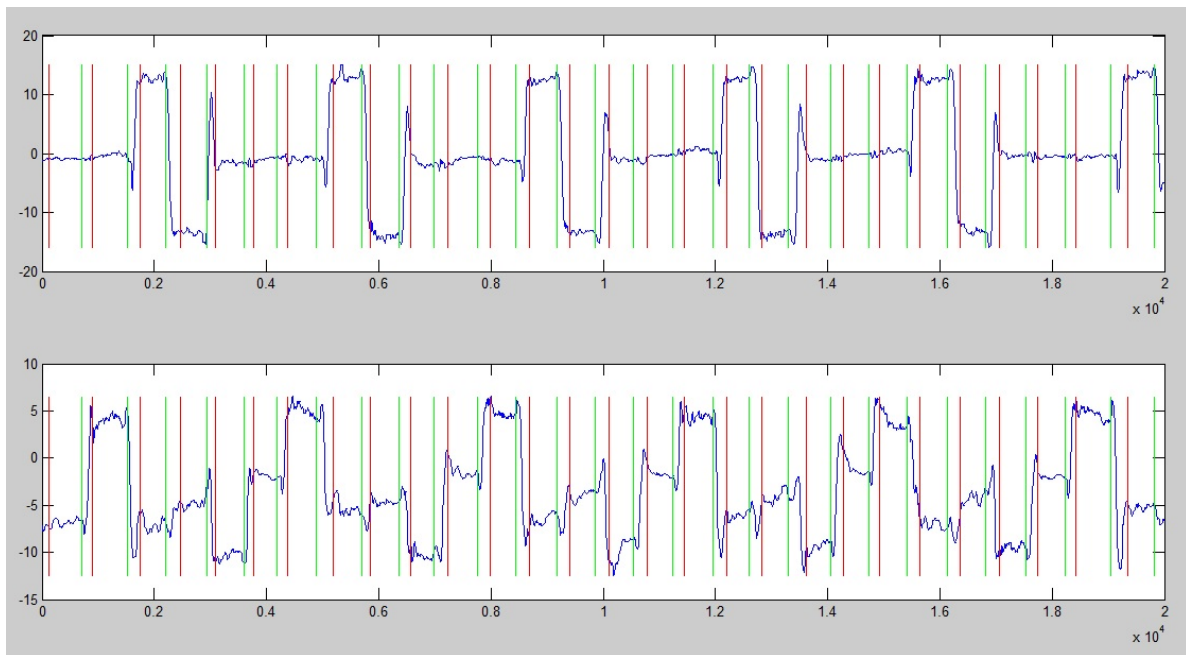


Figura 3.31. Grupo de informações segmentadas da plataforma de força *AMTI*. Os dados de cima correspondem ao eixo *X* e os dados abaixo ao eixo *Y*.

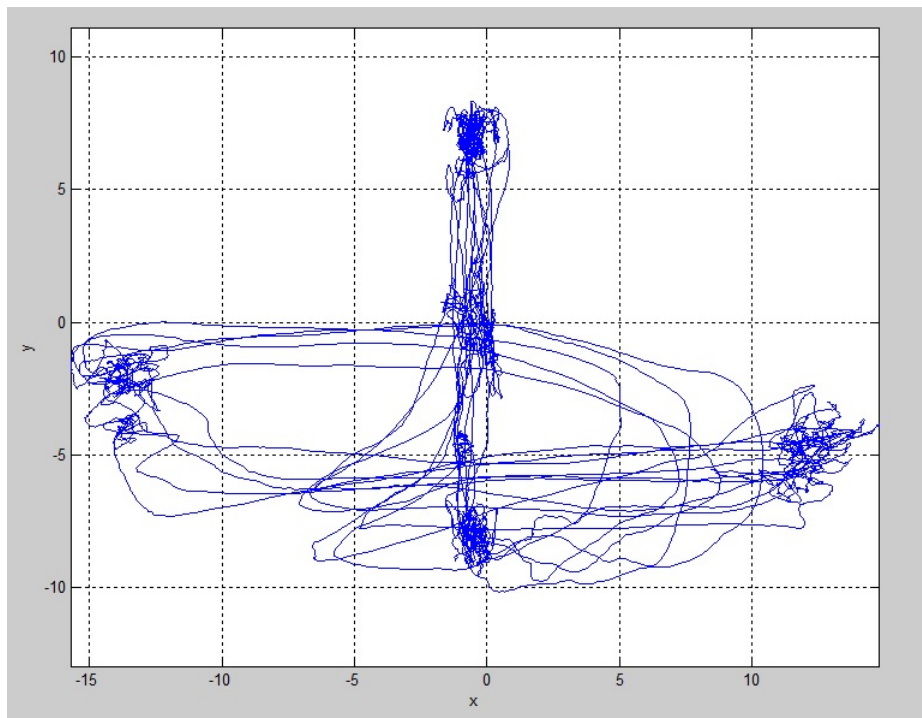


Figura 3.32. Gráfico do *COP* de um grupo de informações obtido na plataforma *AMTI*.

Outra abordagem avaliada foi a definição de diferentes classes associadas às regiões de pressão estável exercida pelo participante sobre a plataforma. Assim, foi atribuída uma classe para o posicionamento vertical, outra para a frente, direita, esquerda e trás. Para cada uma dessas cinco classes, foi calculado o centroide dos *COPs* avaliados pela

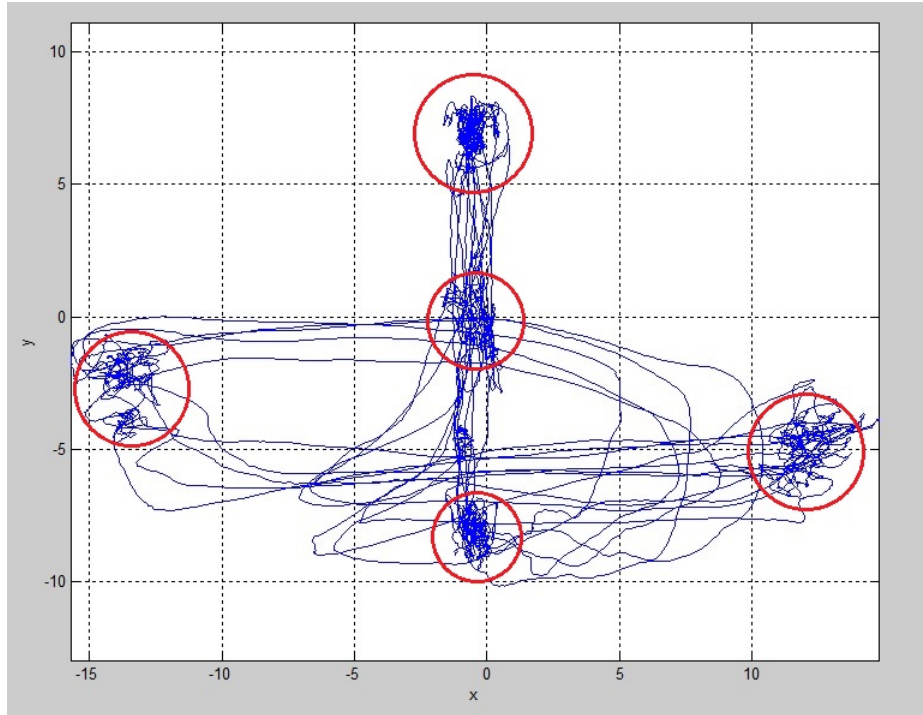


Figura 3.33. Regiões estáveis do *COP* de um grupo de informações obtido na plataforma *AMTI*.

plataforma em cada etapa de cada sessão de aquisição. Em seguida, o classificador foi treinado para associar os sinais de acelerômetros medidos aos centroides avaliados. Nesta etapa, novamente foram testadas diferentes proporções de sinais usados para treinamento sendo os restantes destinados para a validação.

Como o propósito é avaliar o desempenho do sistema ao mapear sinais de acelerômetros em sinais de *COP*, ao final foram calculados os erros entre os centroides definidos pelo classificador e os *COP* fornecidos pela plataforma. Os erros observados foram submetidos a um teste estatístico para definir, com um nível de confiança, a faixa de erro associada a estimação de *COP* usando o sistema proposto. Os detalhes dessa análise estatística serão vistos na seção 4.4.

3.3 METODOLOGIA DE ANÁLISE

Analisando de forma mais profunda, foram executados testes estatísticos para os experimentos do caso estático, do caso estático perturbado e da plataforma de força *AMTI*. Tendo em mãos as acurácias, precisões, sensibilidades e especificidades dos experimentos do caso estático e caso estático perturbado, analisou-se a questão da normalidade da distribuição de cada parâmetro, utilizando-se os testes de Shapiro-wilk e Kolmogorov-smirnov para amostras grandes e Lilliefors para amostras pequenas. Levando-se em con-

sideração que o p valor seja menor que 5% indica que a distribuição do parâmetro não é normal e com o p valor maior que 20% indica que a distribuição é normal. Caso os 3 testes dêem valores discrepantes, deve-se utilizar testes não paramétricos para definir a confiança de cada parâmetro. Caso a distribuição do parâmetro seja normal, utilizar-se-á o teste t de Student e caso a distribuição não seja normal, utilizar-se-á o teste de Wilcoxon. O mesmo raciocínio foi executado para os testes da plataforma de força onde o parâmetro analisado foi a diferença entre os dados fornecidos pela camisa e pela plataforma.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 VALIDAÇÃO DO FUNCIONAMENTO DO CIRCUITO

Como já elucidado anteriormente no texto, os seguintes gráficos obtidos foram provenientes da leitura dos dados gravados no cartão *SD* e plotados através do *software* desenvolvido no *MatLab*. Os seguintes gráficos correspondem às aquisições iniciais para validação do funcionamento do circuito sem o uso da plataforma de pressão ou *Kinect*.

A Figura 4.1 mostra os gráficos para o experimento feito com a pessoa que diz não possuir problemas com o equilíbrio parada por dois minutos utilizando o protótipo. Esses gráficos mostram a estabilidade de resposta dos acelerômetros, e pode-se concluir que esse experimento pode ser usado na necessidade de monitorar o equilíbrio estático de uma pessoa. Essa análise pode ser feita por meio de seis gráficos obtidos em seis posições diferentes do tronco.

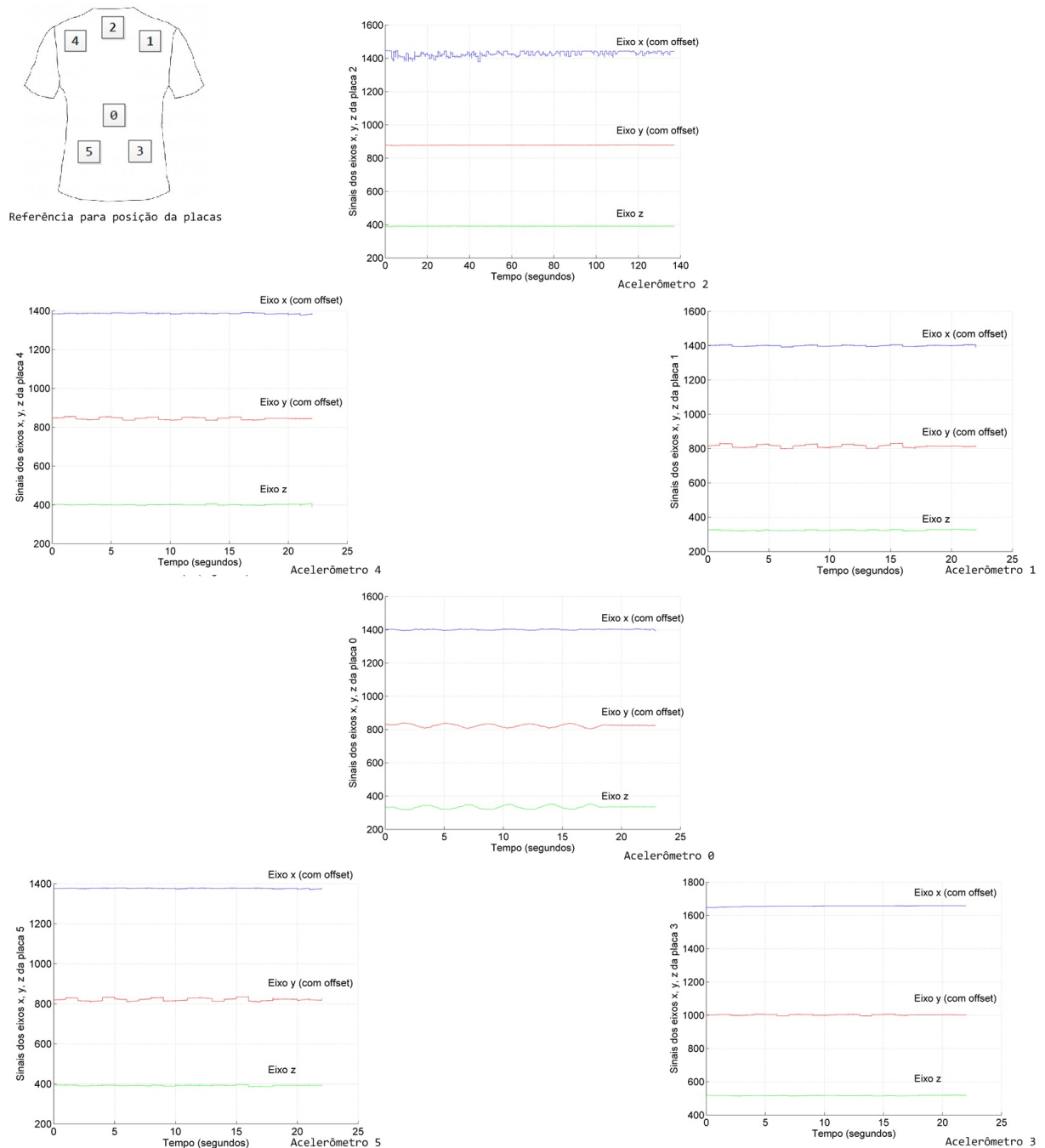


Figura 4.1. Gráficos para experimento, com protótipo, para a pessoa parada por dois minutos. Seguindo a referência da posição dos sensores na camisa, os gráficos estão colocados de acordo com a posição de cada um no tronco. Adaptado de [55].

A Figura 4.2 mostra o experimento realizado com uma pessoa andando lentamente e continuamente por cinco minutos. Analisando esses gráficos, pode-se perceber a aquisição por parte dos acelerômetros de vibrações obtidas ao caminhar. O voluntário que fez o experimento relatou que o seu ombro esquerdo já foi deslocado e que não está na posição correta. Este fato explica as variações abruptas observadas algumas vezes nos gráficos mais à esquerda (acelerômetros 4 e 5) e confirma que os acelerômetros são sensíveis a essa variação.

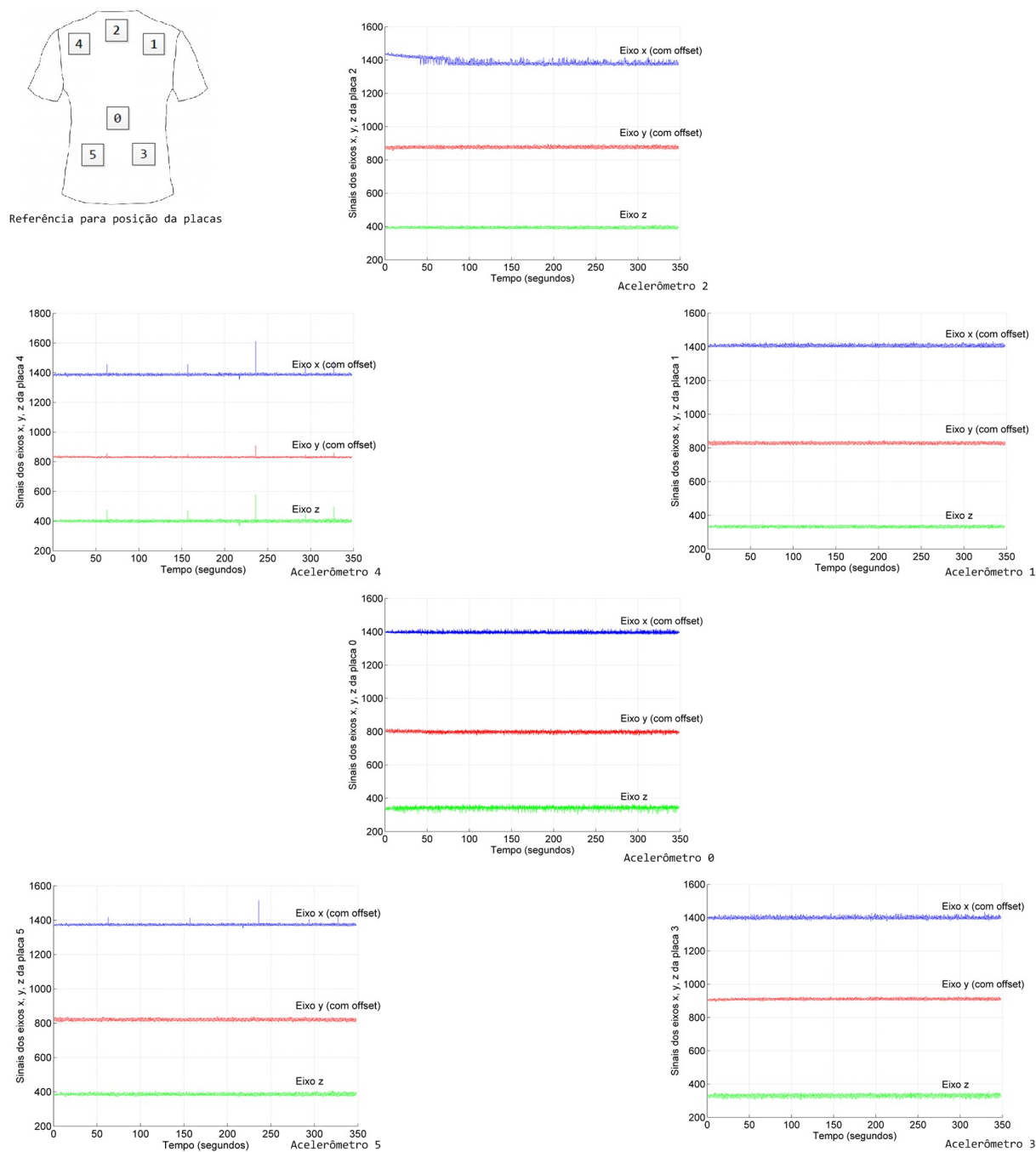


Figura 4.2. Gráficos para experimento, com protótipo, para uma pessoa caminhando por cinco minutos lenta e continuamente. Adaptado de [55].

Para observar o comportamento do sistema no caso de um desequilíbrio aleatório sem queda e sem estar caminhando, fez-se o experimento simulando essa situação (Figura 4.3). Os gráficos obtidos nesse experimento mostram variações abruptas e aleatórias em todos os acelerômetros, significando que esses resultados podem ser usados no caso de uma avaliação de uma pessoa que apresenta problemas com o equilíbrio estático, diferentemente do que mostraram os gráficos obtidos na experiência com o voluntário parado por dois minutos.

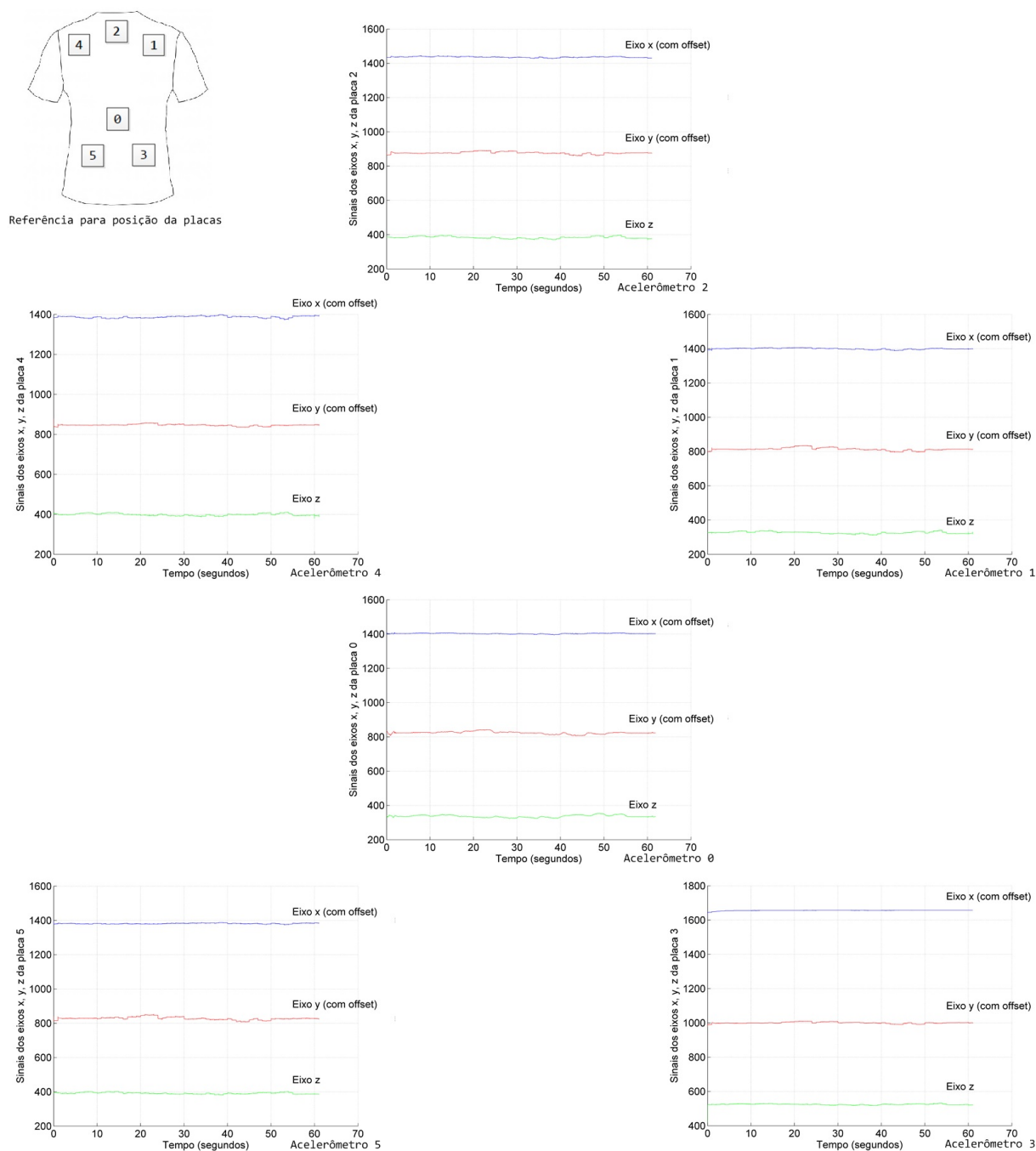


Figura 4.3. Gráficos para experimento, com protótipo, simulando desequilíbrio aleatório. Adaptado de [55].

A Figura 4.4 mostra os resultados do experimento com movimento de flexão abdominal. Os resultados gráficos mostram a variação contínua em todos os acelerômetros e que eles não voltaram ao seu estado inicial. É importante ressaltar que as diversas variações observadas a partir de 160 segundos aconteceram devido a vibrações do sistema na momento de desligá-lo.

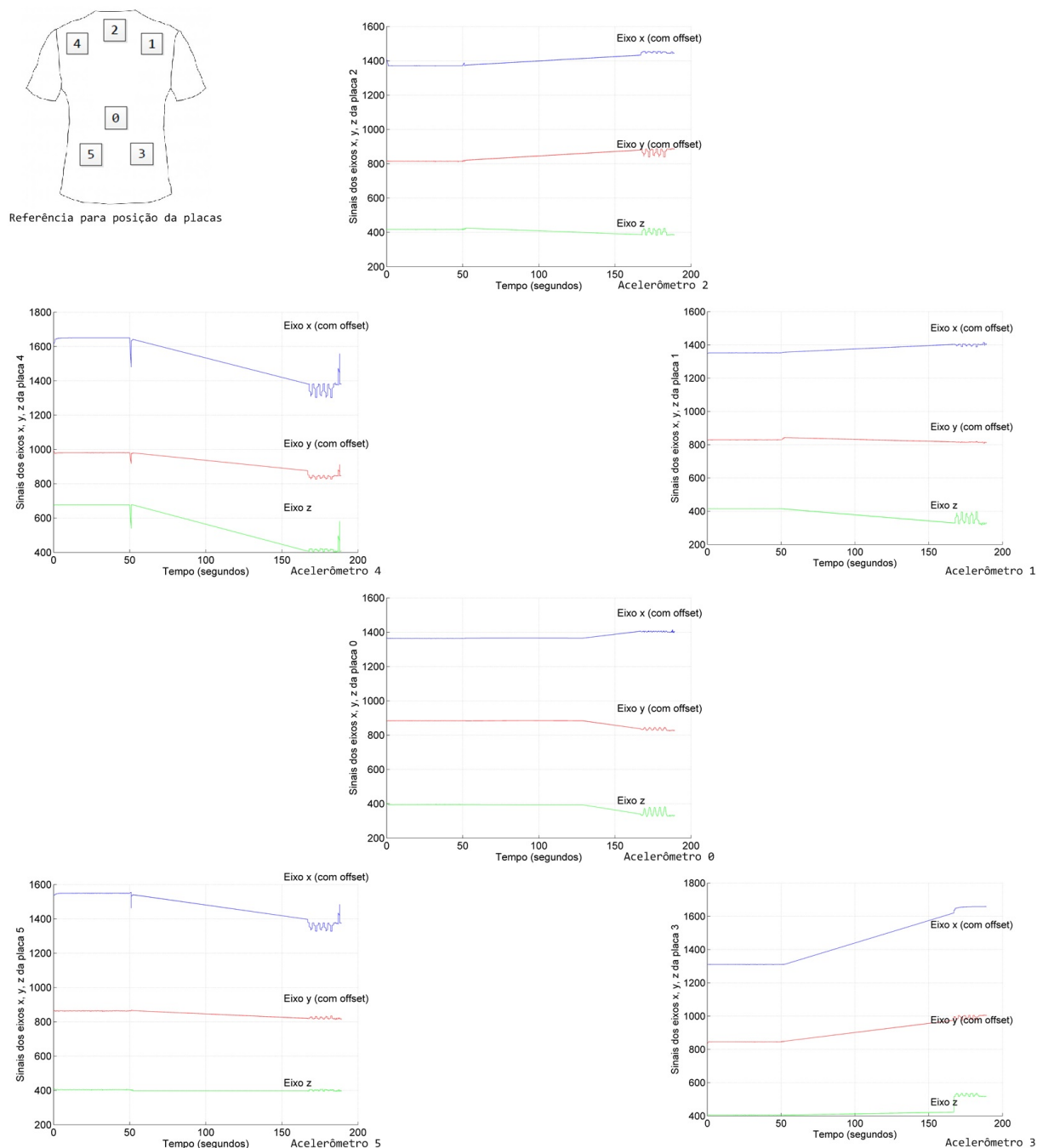


Figura 4.4. Gráficos para experimento, com protótipo, de flexão abdominal. Adaptado de [55].

Para o experimento de rotação do tronco (Figura 4.5) repetidos cinco vezes, os gráficos mostram nitidamente o comportamento dos acelerômetros para este caso, podendo visu-

alitzar as cinco variações que eles sofreram. Por exemplo, no gráfico do acelerômetro 3 é possível notar, para o eixo X , que o traço começa contínuo e ocorre a primeira variação crescente, representando o primeiro giro para a esquerda, e depois uma variação decrescente, que representa o primeiro giro para a direita. Depois o traço repete esse ciclo, crescente e decrescente, mais quatro vezes indicando os quatro giros posteriores.

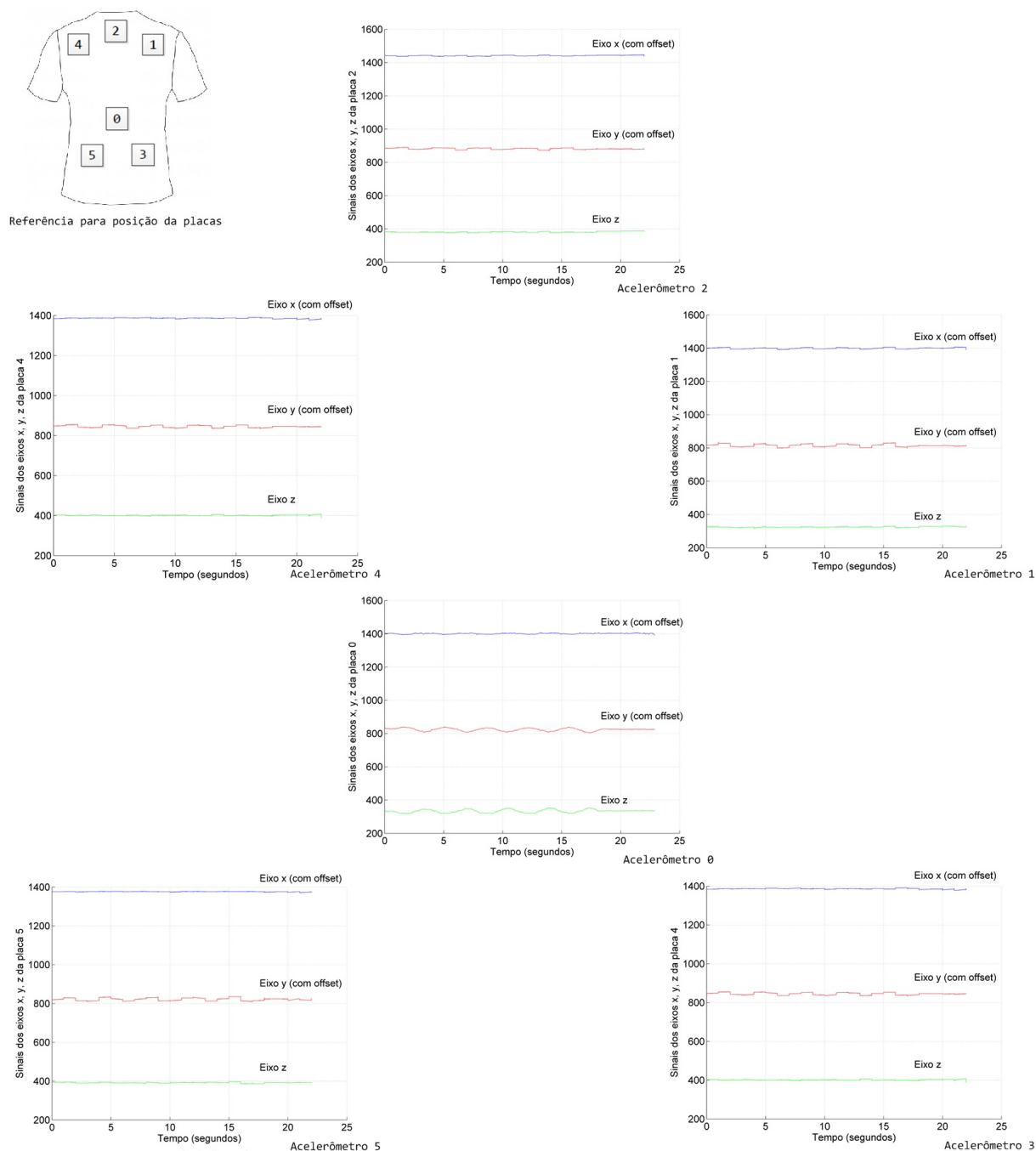


Figura 4.5. Gráficos para experimento, com protótipo, de rotação de tronco repetido 5 vezes. Adaptado de [55].

Na Figura 4.6 a seguir estão os gráficos resultantes para o experimento de flexão lateral do tronco, para direita e para a esquerda, por cinco vezes. Como ocorreu no

caso da rotação de tronco, nesses gráficos também é possível observar bem nítidas cinco variações de subida e descida dos traços representando as seguidas flexões para a direita e esquerda. Esses gráficos também mostram que esse tipo de movimento é percebido principalmente pelo eixo Y, que é perceptível visualizando uma maior variação em relação aos eixos X e Z em todos os acelerômetros.

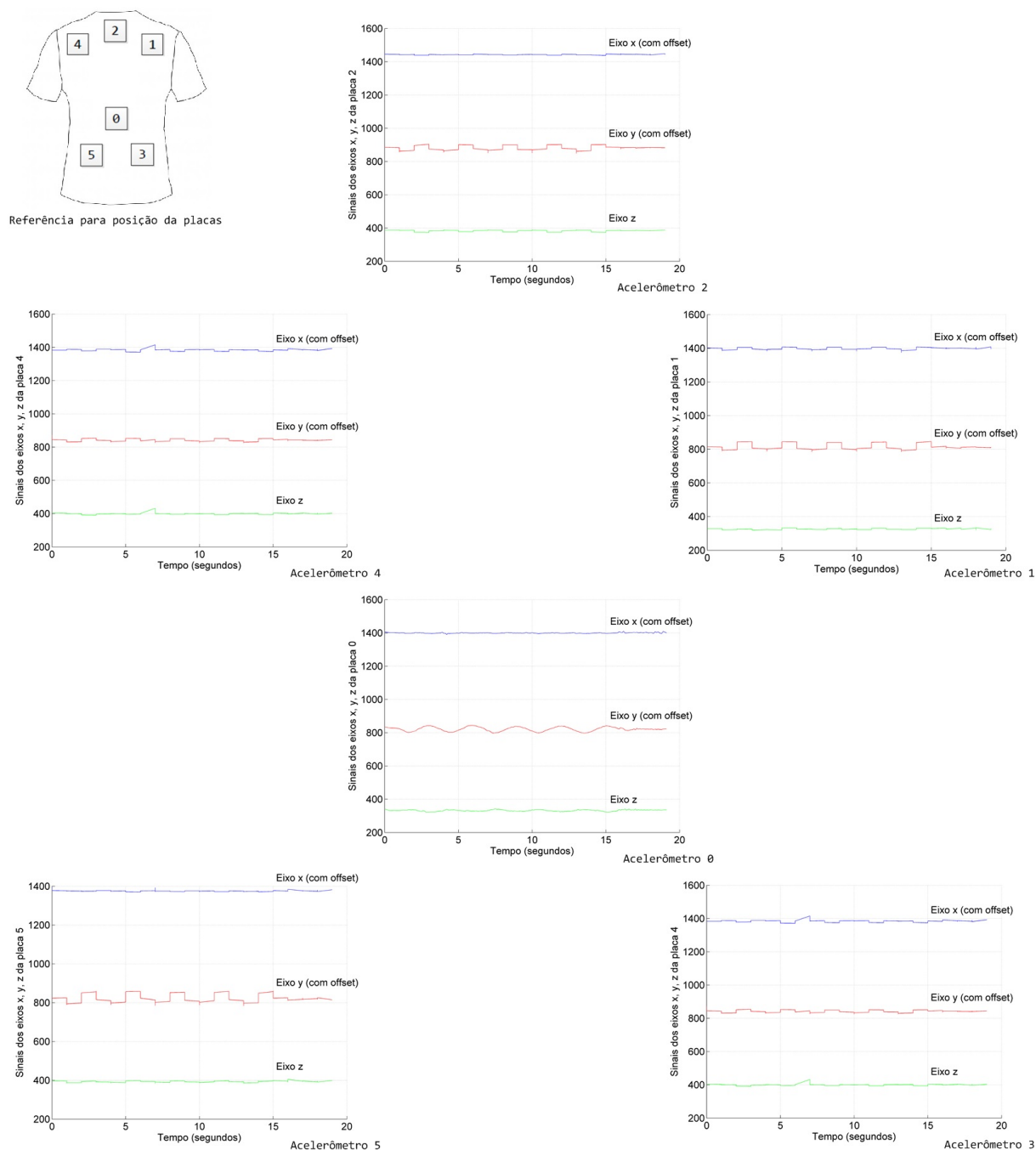


Figura 4.6. Gráficos para experimento, com protótipo, de flexão lateral de tronco repetido 5 vezes. Adaptado de [55].

Para o experimento realizado simulando a queda frontal, repetido três vezes, com um roteiro de tempo pré-estabelecido, os gráficos do comportamento dos acelerômetros

estão na Figura 4.7. Os gráficos mostram, exatamente nos tempos estabelecidos, grandes variações nos três eixos. Seguindo o roteiro, até os 10 segundos o voluntário estava sem movimento quando simulou a queda e assim é possível observá-la no gráficos. Por volta de 20 segundos, outra grande variação foi percebida quando ocorreu o levantar do voluntário. Essas grandes variações se repetem mais quatro vezes representando as duas repetições realizadas posteriormente. Este experimento pôde mostrar como os acelerômetros reagem à queda de uma pessoa.

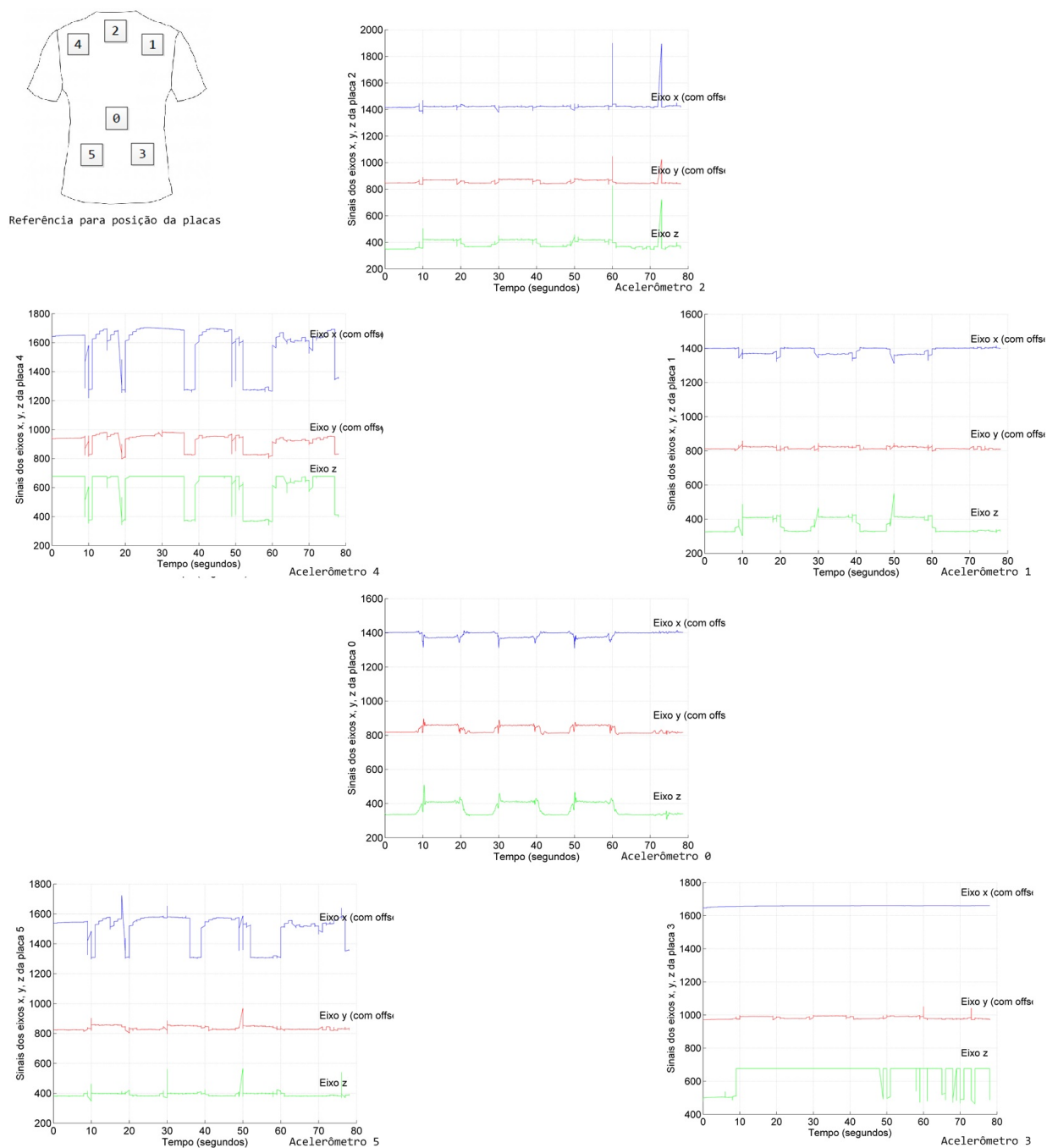


Figura 4.7. Gráficos para experimento, com protótipo, simulando queda frontal com roteiro repetido 3 vezes. Adaptado de [55].

Assim como o experimento que simula a queda frontal com um roteiro, também foi feito um experimento simulando a queda frontal repetida cinco vezes em tempos aleatórios (Figura 4.8). Os gráficos mostram, assim como na figura anterior (Figura 4.7), as variações abruptas que os acelerômetros sofrem quando ocorrem a queda e o levantar.

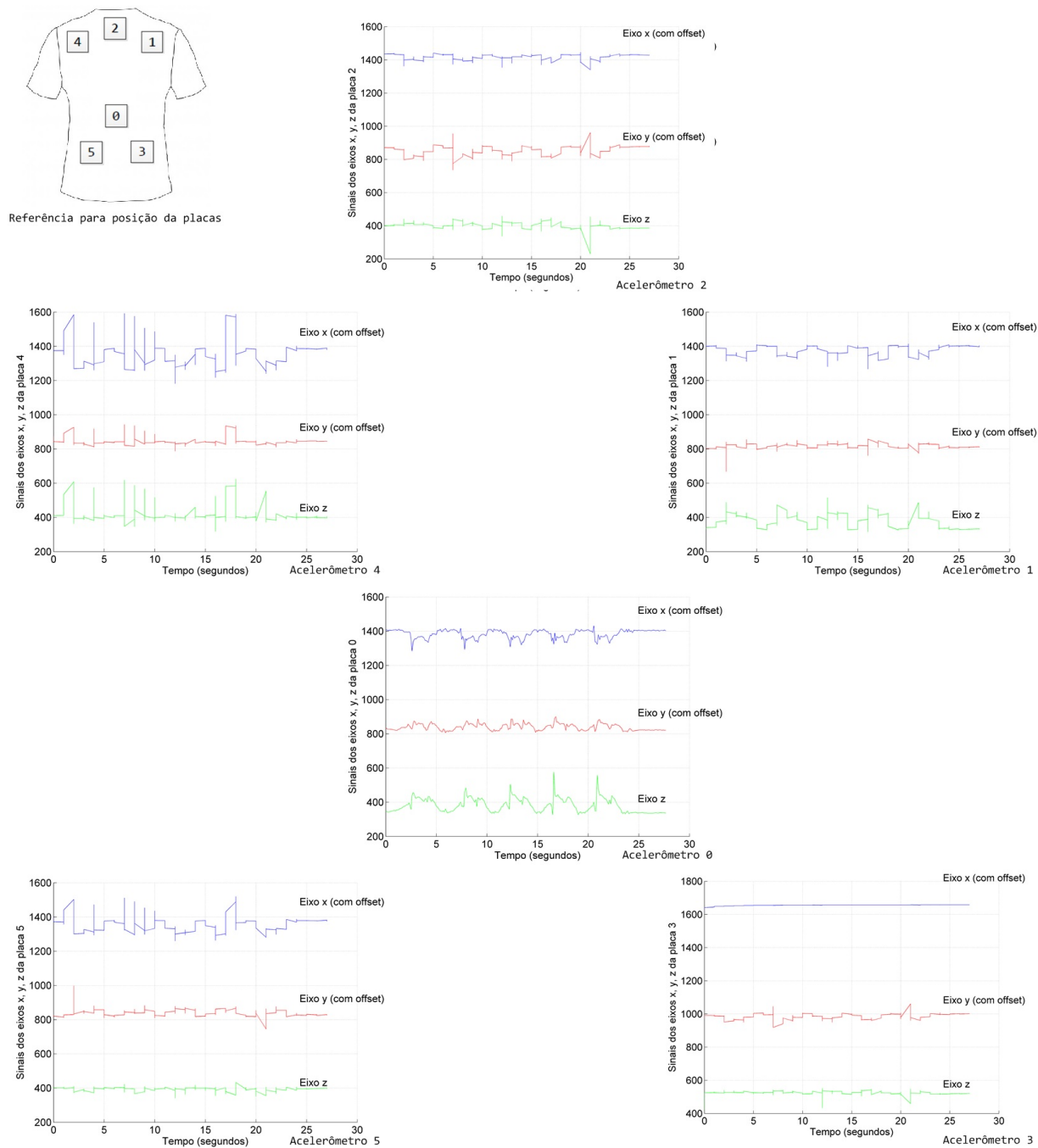


Figura 4.8. Gráficos para experimento, com protótipo, simulando queda frontal repetido 5 vezes. Adaptado de [55].

Os dois últimos experimentos simulam cinco quedas para a direita, cinco quedas para a esquerda e estão representados na Figura 4.9 e Figura 4.10, respectivamente. Assim como nos gráficos obtidos para a queda frontal, esses dois casos também mostram 10 grandes

alterações nos traços, representando as cinco quedas e cinco levantadas que o voluntário realizou. A diferença entre esses dois resultados está no fato de que quando ocorreu a queda para a direita, os sensores do lado esquerdo capturaram maiores variações do que os sensores do lado direito do tronco, e o contrário ocorreu no caso de queda para a esquerda. Esse fato pode ter ocorrido pela forma como o voluntário simulou a queda, o que pode ter pressionado algum acelerômetro durante a execução.

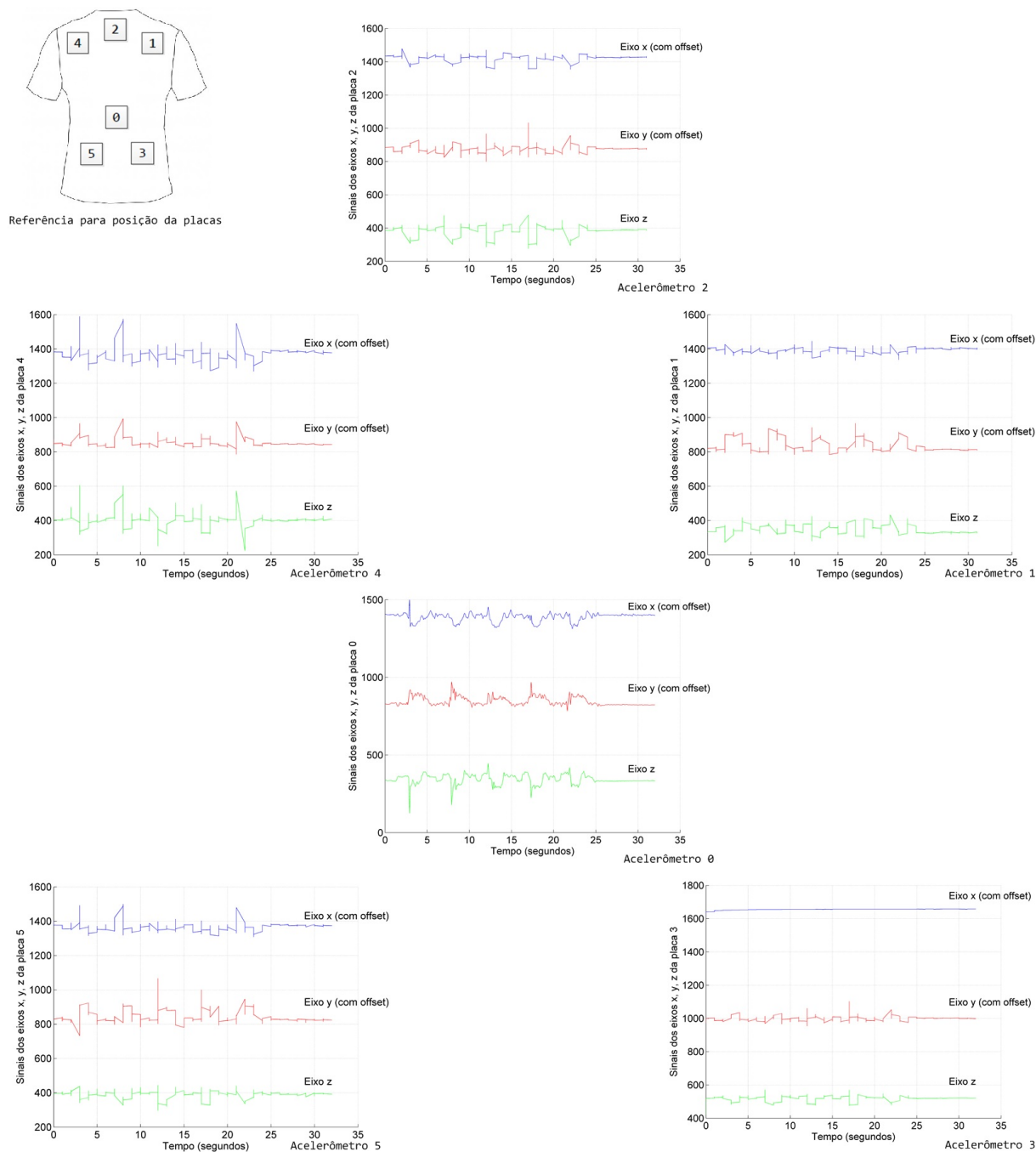


Figura 4.9. Gráficos para experimento, com protótipo, simulando queda lateral para a direita repetido 5 vezes. Adaptado de [55].

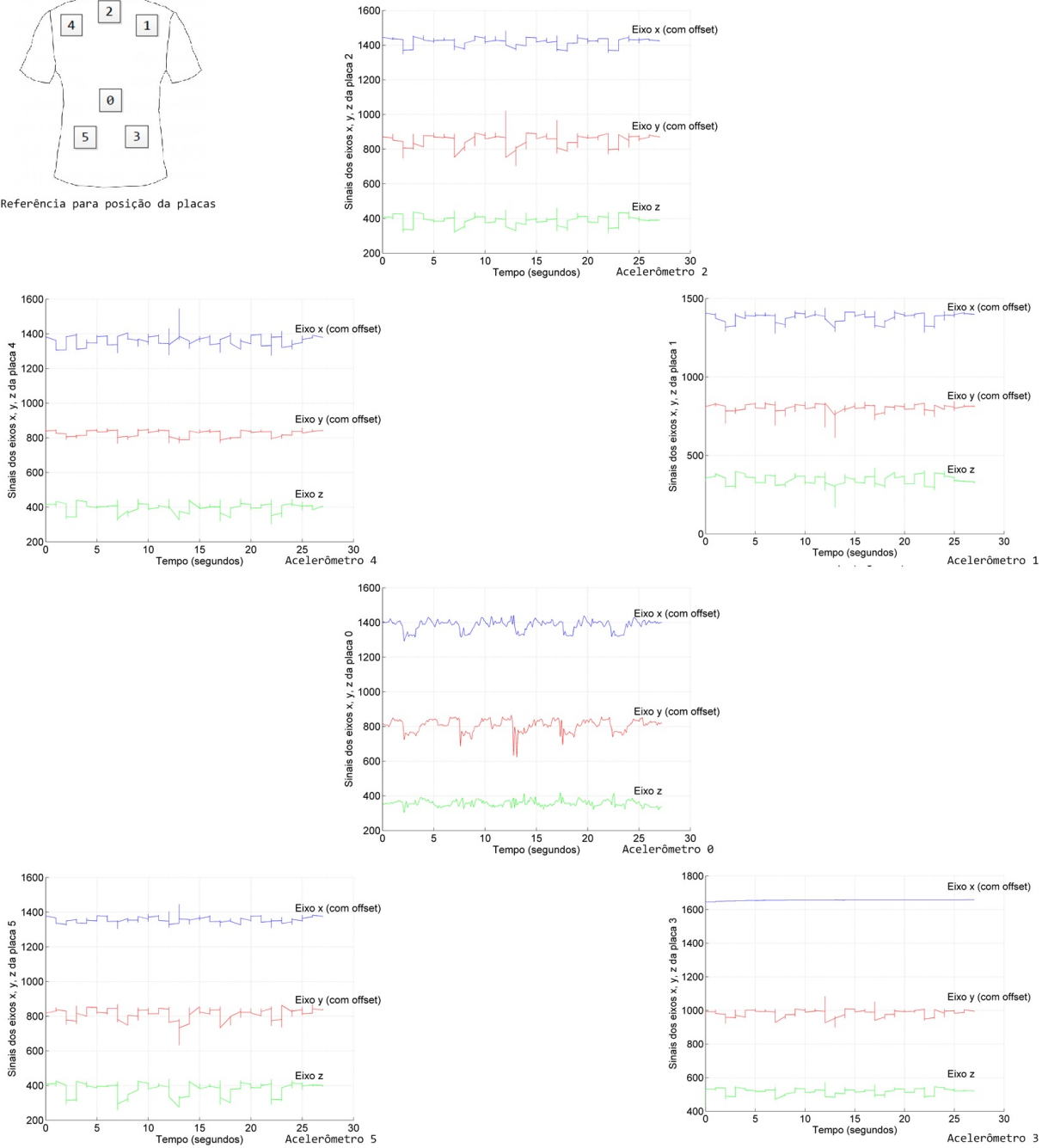


Figura 4.10. Gráficos para experimento, com protótipo, simulando queda lateral para a esquerda repetido 5 vezes. Adaptado de [55].

4.2 CASO ESTÁTICO

Após o treinamento do sistema, que utiliza as informações obtidas pela camiseta protótipo e as notas do aplicativo SWAY, o programa retornou os resultados dos melhores sistemas treinados para cada uma das condições dos experimentos apresentados, os dados da Tabela 4.8, conjuntamente com os histogramas indicando a porcentagem de erro em cada

experimento para treinamento e validação (Figuras 4.11, 4.12, 4.13 e 4.14).

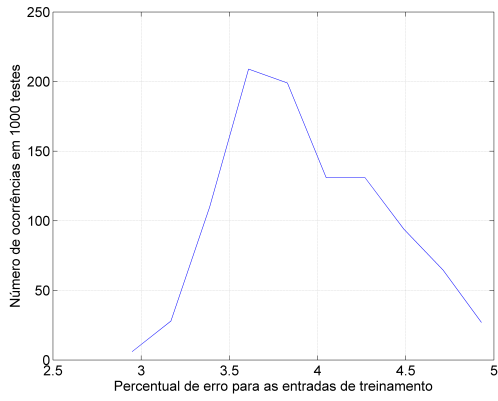
Tabela 4.1. Resultados dos melhores sistemas treinados para o caso estático: Experimento 1 (2 níveis de equilíbrio, sendo 1 desequilibrado), Experimento 2 (3 níveis de equilíbrio, sendo 1 desequilibrado), Experimento 3 (5 níveis de equilíbrio, sendo 1 desequilibrado) e Experimento 4 (7 níveis de equilíbrio, sendo 2 desequilibrados)

	Experimento 1	Experimento 2	Experimento 3	Experimento 4
Porcentagem de erro	1.7	3.9	7.1	6.3
Verdadeiros positivos	253	79	18	51
Verdadeiros negativos	95	261	325	291
Falsos positivos	1	11	3	4
Falsos negativos	3	1	6	6
Acurácia (%)	98.9	96.6	97.4	97.2
Precisão (%)	99.6	87.8	85.7	92.7
Sensitividade (%)	98.8	98.8	75	89.5
Especificidade (%)	98.9	98.8	99.1	98.6

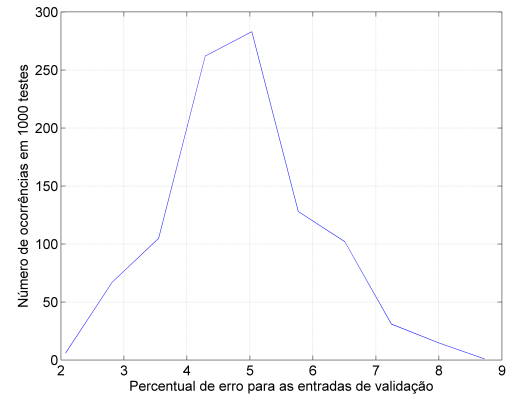
De acordo com os dados contidos na tabela, percebe-se que, quanto mais níveis de equilíbrio são considerados para o treinamento, maior a probabilidade de erro e menores acurácia, precisão, sensitividade e especificidade. Isso se deve ao fato de não haver dados suficientes para os parâmetros em questão. Assim, se houvessem mais dados à disposição para treinamento do classificador, possivelmente ele iria retornar sistemas mais bem treinados e com melhores parâmetros de confiabilidade.

Há o caso em que a porcentagem de erro do Teste 3 foi maior que a do Teste 4 e, por conseguinte, a sensitividade e precisão do Teste 3 também foram menores quando comparadas com o Teste 4. Tal situação deve-se ao fato de as amostras escolhidas aleatoriamente para o melhor Teste 4 terem sido amostras com informações mais significativas para o treinamento do que as amostras escolhidas aleatoriamente para o melhor Teste 3.

Pode-se observar nos histogramas que, no Experimento 1 a maior quantidade de erros para treinamento ficou localizada em torno de 3.6%; no Experimento 2, em torno de 5.9%; no Experimento 3, em torno de 8.7%; e no Experimento 4, em torno de 8.8%. Agora, observando a quantidade de erros para validação, a maioria no Experimento 1 ficou em torno de 5%; no Experimento 2, em torno de 7.7%; no Experimento 3, em torno de 12.5%; e no Experimento 4, em torno de 11.8%. Como era esperado, a porcentagem de erro para a validação dos sistemas treinados é um pouco maior que a porcentagem de erro para o treinamento, ou seja, o sistema é configurado para um determinado tipo de padrão de sinais no treinamento, mas pode acontecer de um sinal não utilizado no treinamento ter configuração mais diferenciada da configuração utilizada no treinamento, o que potencialmente pode gerar erros.

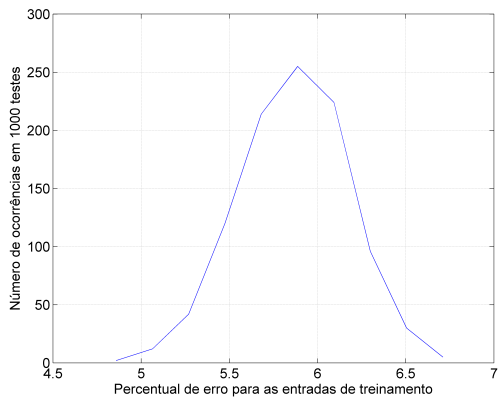


(a)

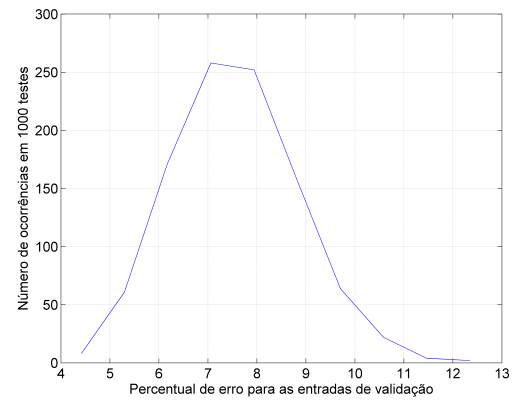


(b)

Figura 4.11. Histogramas com as porcentagens de erro do Experimento 1: (a) treinamento; (b) teste de validação.

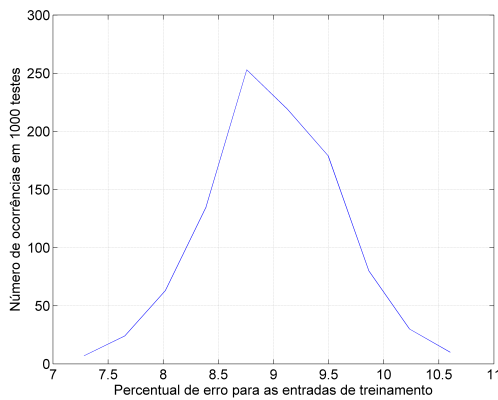


(a)

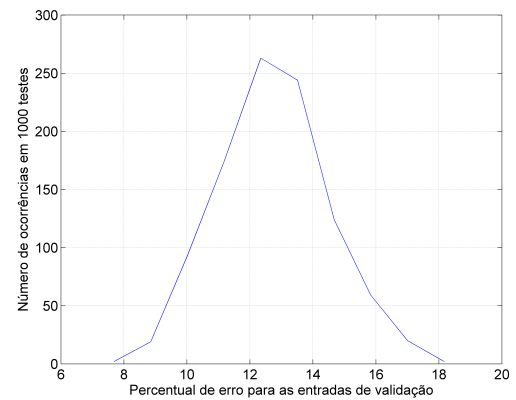


(b)

Figura 4.12. Histogramas com as porcentagens de erro do Experimento 2: (a) treinamento; (b) teste de validação.

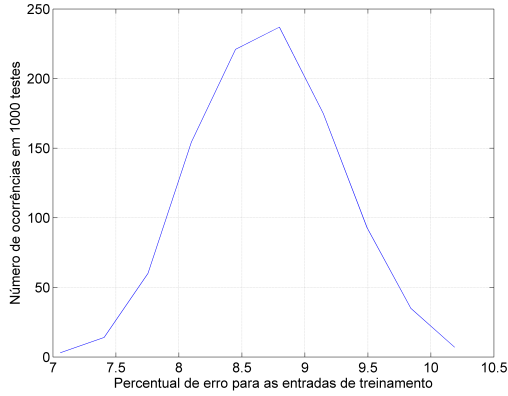


(a)

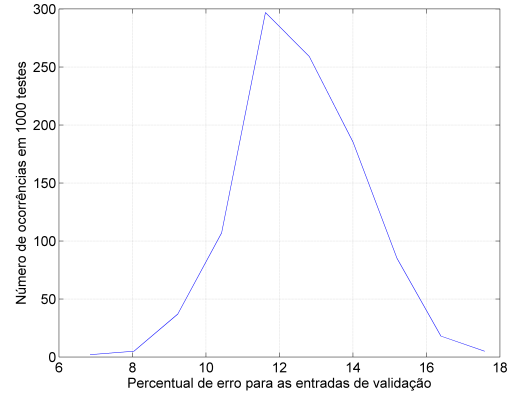


(b)

Figura 4.13. Histogramas com as porcentagens de erro do Experimento 3: (a) treinamento; (b) teste de validação.



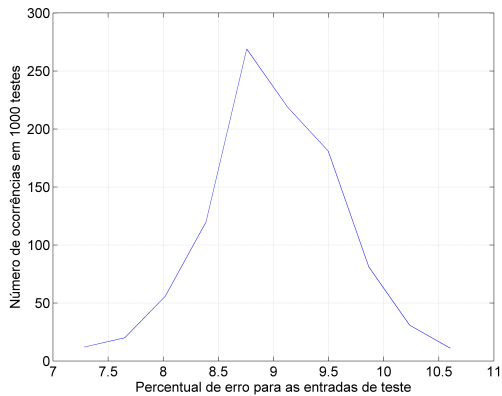
(a)



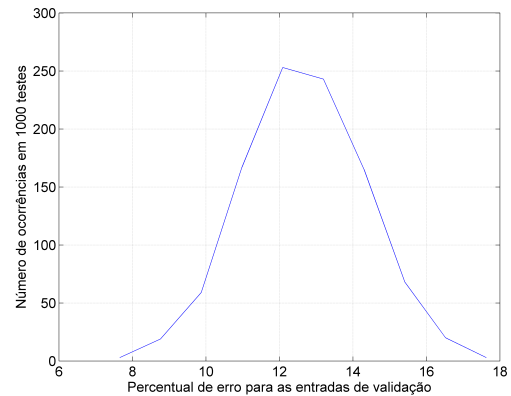
(b)

Figura 4.14. Histogramas com as porcentagens de erro do Experimento 4: (a) treinamento; (b) teste de validação.

Novamente, os histogramas ressaltam a informação de que quantos mais níveis de equilíbrio considerados para o treinamento do classificador, maior a chance de erro tanto para treinamento quanto para validação. Uma observação a ser feita é que a porcentagem de erro para validação no Experimento 4 foi menor que no Experimento 3. Apesar de terem sido considerados mais níveis de equilíbrio no Experimento 4, também foi considerado desequilibrado 1 nível a mais que no Experimento 3. É provável que a utilização de mais um nível de desequilíbrio tenha melhorado o desempenho do sistema treinado quando comparado ao Experimento 3, que tinha menos níveis de equilíbrio. Para averiguar tal afirmação, fez-se novas simulações com 5 e 7 níveis de equilíbrio sendo considerados desequilibrados 1 e 2 níveis.



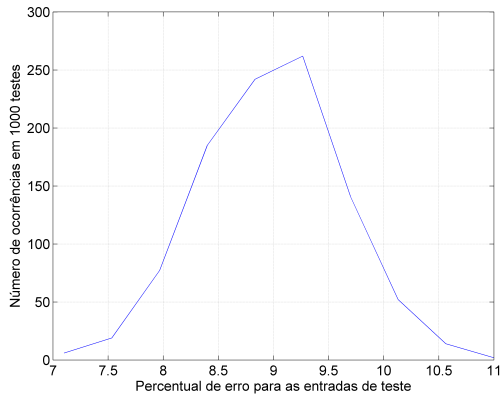
(a)



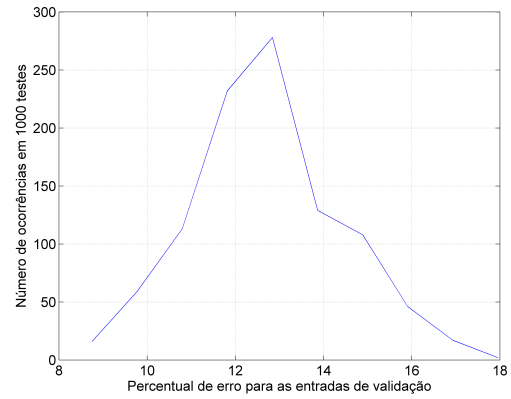
(b)

Figura 4.15. Histogramas contendo as porcentagens de erro do experimento com 5 níveis de equilíbrio e 1 considerado desequilibrado: (a) treinamento; (b) teste de validação.

Como se pode observar nos histogramas, a porcentagem de erro para a validação dos sistemas treinados continua um pouco maior que a porcentagem de erro para o treina-

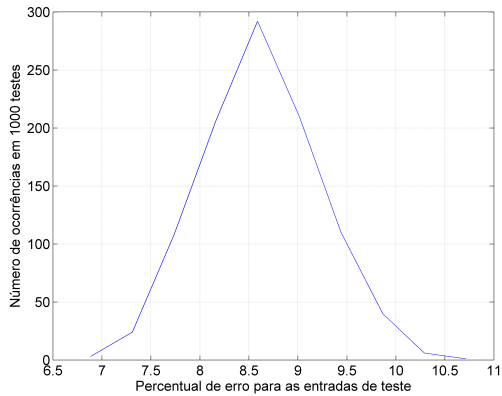


(a)

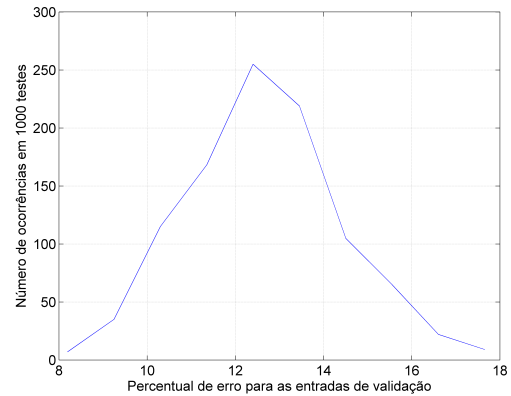


(b)

Figura 4.16. Histogramas contendo as porcentagens de erro do experimento com 5 níveis de equilíbrio e 2 considerados desequilibrados: (a) treinamento; (b) teste de validação.



(a)

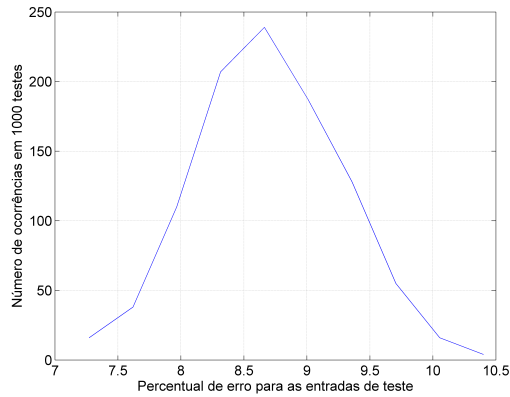


(b)

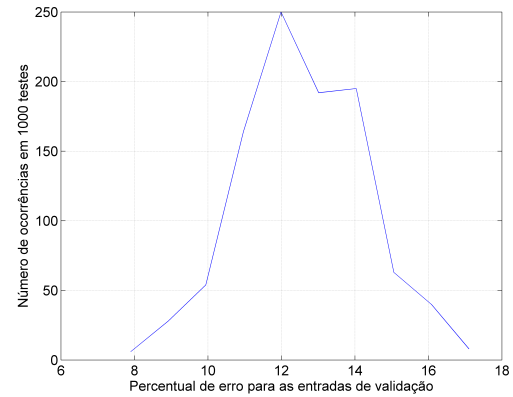
Figura 4.17. Histogramas contendo as porcentagens de erro do experimento com 7 níveis de equilíbrio e 1 considerado desequilibrado: (a) treinamento; (b) teste de validação.

mento. Era esperado que com o aumento do número de níveis de equilíbrio, a porcentagem de erro aumentasse também e, ao analisar as Figuras 4.15 e 4.17, onde aumentou-se apenas o número de níveis de equilíbrio de 5 para 7, percebe-se que o número de ocorrências é maior na Figura 4.17 e a porcentagem de erro foi ligeiramente menor para o treinamento, o que ainda confirma que aumentar o número de níveis de equilíbrio aumenta o erro. Nas Figuras 4.15 e 4.16, onde mantiveram-se os 5 níveis de equilíbrio, mas houve a diferença de mais um nível considerado desequilibrado, percebe-se que apesar do número de ocorrências ter sido um pouco menor na Figura 4.16, a porcentagem de erro para o treinamento aumentou em cerca de 1%, o que também fez aumentar o erro geral.

Comparando as Figuras 4.17 e 4.18, onde mantiveram-se os 7 níveis de equilíbrio, mas houve a diferença de mais um nível considerado desequilibrado, nota-se que o número de



(a)



(b)

Figura 4.18. Histogramas contendo as porcentagens de erro do experimento com 7 níveis de equilíbrio e 2 considerados desequilibrados: (a) treinamento; (b) teste de validação.

ocorrências diminuiu razoavelmente e o percentual de erro para treinamento manteve-se aproximadamente o mesmo. Nas Figuras 4.16 e 4.18, onde alterou-se os níveis de equilíbrio de 5 para 7 e manteve-se os 2 níveis considerados desequilibrados, o número de ocorrências diminuiu e o percentual de erro também.

De acordo com os histogramas obtidos, pode-se afirmar que aumentar os níveis de equilíbrio, ou aumentar os níveis considerados desequilibrados, aumenta o erro geral. Porém ao utilizar 2 níveis considerados desequilibrados em 7 níveis de equilíbrio, gerou um sistema mais bem treinado que o sistema de 5 níveis de equilíbrio e 1 de desequilíbrio. A partir disso, pode-se afirmar que, para os dados fornecidos para o sistema, considerar 7 níveis de equilíbrio com 2 níveis de desequilíbrio gera um sistema mais bem treinado do que considerar 5 níveis de equilíbrio com 1 nível de desequilíbrio.

Seguindo o roteiro proposto na Metodologia de análise, os 3 testes de normalidade indicaram que todos os parâmetros não seguem o padrão de uma normal e para determinar o intervalo de confiança, utilizou-se o teste de Wilcoxon. Analisando os intervalos de confiança, estipulou-se uma confiança de no mínimo 95% para os parâmetros de cada experimento feitos de 1 a 4 e obteve-se os seguintes resultados:

Para o Experimento 1, tem-se 95.5% de confiança que as acurácias estão iguais ou acima de 93%, 95.6% de confiança que as precisões estão iguais ou acima de 97%, 95.5% de confiança que as sensibilidades estão iguais ou acima de 91% e 95.3% de confiança que as especificidades estão iguais ou acima de 91%.

Para o Experimento 2, tem-se 95.6% de confiança que as acurácias estão iguais ou acima de 90%, 95.2% de confiança que as precisões estão iguais ou acima de 72%, 95.1%

Tabela 4.2. Resultados de confiança para o Experimento 1 (2 níveis de equilíbrio, sendo 1 desequilibrado)

Parâmetro	p valor para hipótese-nula	Porcentagem (%)
Acurácias	0.045	93
Precisões	0.044	97
Sensitividades	0.045	91
Especificidades	0.047	91

Tabela 4.3. Resultados de confiança para o Experimento 2 (3 níveis de equilíbrio, sendo 1 desequilibrado)

Parâmetro	p valor para hipótese-nula	Porcentagem (%)
Acurácias	0.044	90
Precisões	0.048	72
Sensitividades	0.049	90
Especificidades	0.049	90

de confiança que as sensitividades estão iguais ou acima de 90% e 95.1% de confiança que as especificidades estão iguais ou acima de 90%.

Tabela 4.4. Resultados de confiança para o Experimento 3 (5 níveis de equilíbrio, sendo 1 desequilibrado)

Parâmetro	p valor para hipótese-nula	Porcentagem (%)
Acurácias	0.043	92
Precisões	0.049	46
Sensitividades	0.048	36
Especificidades	0.048	36

Para o Experimento 3, tem-se 95.7% de confiança que as acurácias estão iguais ou acima de 92%, 95.1% de confiança que as precisões estão iguais ou acima de 46%, 95.2% de confiança que as sensitividades estão iguais ou acima de 36% e 95.2% de confiança que as especificidades estão iguais ou acima de 36%.

Para o Experimento 4, tem-se 95.4% de confiança que as acurácias estão iguais ou acima de 94%, 95.1% de confiança que as precisões estão iguais ou acima de 80%, 95.5% de confiança que as sensitividades estão iguais ou acima de 77% e 95.5% de confiança que as especificidades estão iguais ou acima de 77%.

Como já confirmado, quanto mais níveis de equilíbrio, piores os resultados devido ao fato de não se ter muitas informações para melhor treinar o classificador. Também como

Tabela 4.5. Resultados de confiança para o Experimento 4 (7 níveis de equilíbrio, sendo 2 desequilibrados)

Parâmetro	p valor para hipótese-nula	Porcentagem (%)
Acurácias	0.046	94
Precisões	0.049	80
Sensitividades	0.045	77
Especificidades	0.045	77

foi notificado antes, o Experimento 4 teve resultados melhores que o Experimento 3, o que indica que apesar de serem considerados 7 níveis de equilíbrio e 2 desequilibrados, o sistema, para essas informações, mostrou-se mais bem treinável que o sistema com 5 níveis de equilíbrio e 1 desequilibrado.

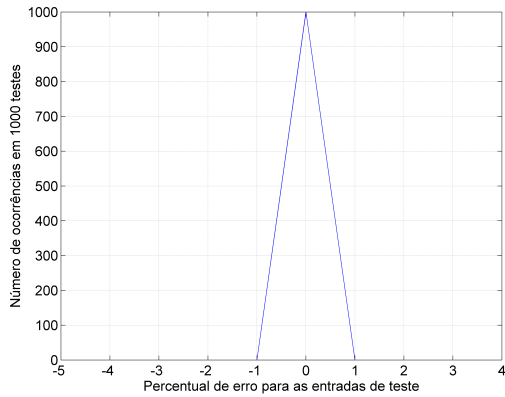
4.3 CASO ESTÁTICO PERTURBADO

O programa retornou, como resultados dos melhores sistemas treinados, os dados da Tabela 4.6 e os histogramas das Figuras 4.19 e 4.20 contendo os percentuais de erros e suas respectivas ocorrências para os treinamentos e validações para o Teste 1 (matriz completada com os últimos valores observados) e para o Teste 2 (matriz com os tempos de duração iguais ao tempo do sinal que estabiliza mais rápido).

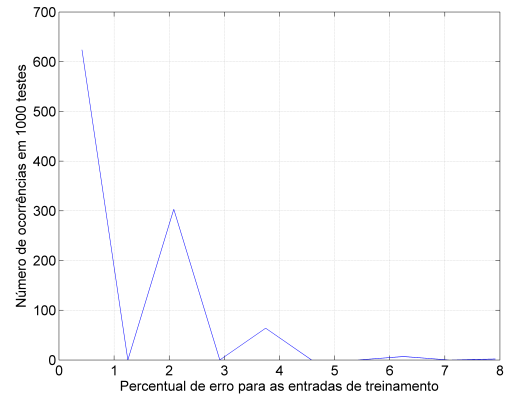
Tabela 4.6. Resultados dos melhores sistemas treinados para o caso estático perturbado

	Teste 1	Teste 2
Porcentagem de erro	0	0
Verdadeiros positivos	24	24
Verdadeiros negativos	24	24
Falsos positivos	0	0
Falsos negativos	0	0
Acurácia (%)	100	100
Precisão (%)	100	100
Sensitividade (%)	100	100
Especificidade (%)	100	100

Dentre as 1000 operações, o programa conseguiu treinar 2 sistemas em ambos os testes com 100% de acurácia, precisão, sensibilidade e especificidade, sistemas esses com elevada confiabilidade.

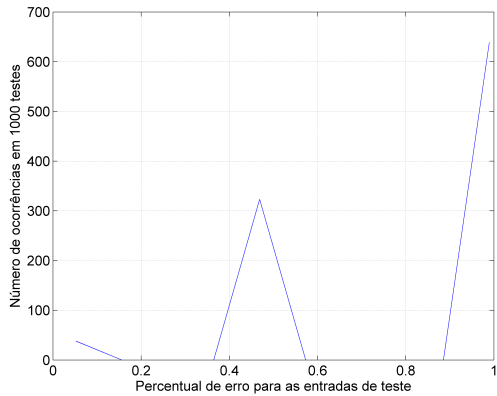


(a)

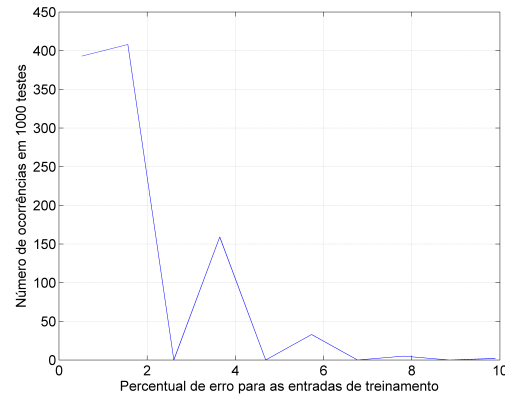


(b)

Figura 4.19. Histogramas contendo as porcentagens de erro do experimento utilizando a matriz completada com os últimos valores observados: (a) treinamento; (b) teste de validação.



(a)



(b)

Figura 4.20. Histogramas contendo as porcentagens de erro de treinamento e validação do experimento utilizando matriz com os tempos de duração iguais ao tempo do sinal que estabiliza mais rápido: (a) treinamento; (b) teste de validação.

No Teste 1, ao utilizar a matriz completada com os últimos valores observados, o sistema avalia basicamente o final do sinal; assim, ele apenas compara a diferença nas posições do usuário e se ele está ou não na vertical - e a questão mais desafiadora seria detectar o momento antes da queda do usuário [20]. Como pode-se perceber na Figura 4.19 (a), o treinamento foi perfeito, pois nas 1000 operações o erro foi de 0% (o *MatLab* desenhou 1 triângulo com base em 1 e -1, pois não conseguiu expor um histograma por uma linha totalmente em zero). Já nos testes de validação (Figura 4.19 (b)), nota-se que a maioria das operações apresentaram porcentagens de erro muito baixas, menos que 2%, o que indica um sistema confiável com baixo erro.

No Teste 2, utilizando-se a matriz com os tempos de duração iguais ao tempo do sinal que estabiliza mais rápido, o sistema avalia o que seria mais próximo da realidade,

ou seja, avalia se a pessoa está em processo de desequilíbrio ou de queda antes que ela chegue ao chão. Na Figura 4.20 (a) tem-se percentuais de erros para treinamento muito baixos, menos de 1% para todas as 1000 operações, e na Figura 4.20 (b) a maior parte das operações de validação teve erro percentual menor que 4%, o que também confere um sistema confiável e de baixo erro - mas não tão bom quanto o sistema que foi treinado perfeitamente com uma operação trivial, como foi o caso do Teste 1.

Visando diminuir a duração do tempo do sinal, para que o sistema identifique o quanto antes se há o desequilíbrio ou a queda, fez-se um estudo para saber quantas características devem ser adotadas para se ter um percentual de baixo erro.

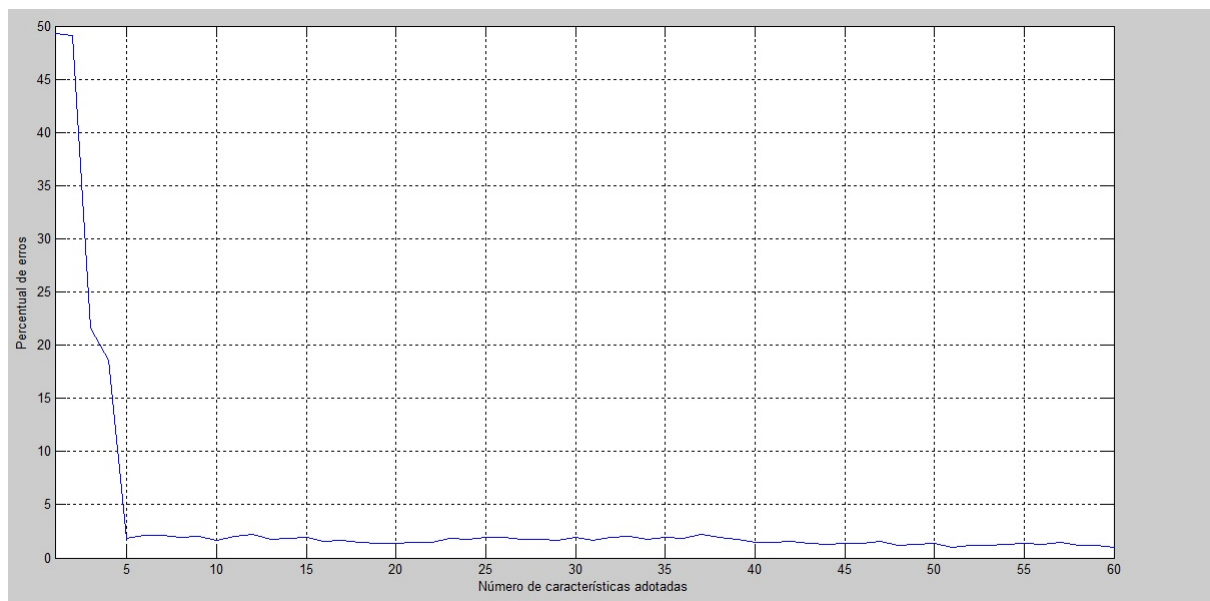


Figura 4.21. Estudo da quantidade de características adotadas em relação ao percentual de erros.

Como se pode notar na Figura 4.21, com 5 colunas de informação o programa já consegue treinar sistemas com um percentual de erro muito baixo, e a utilização de mais informações não agrega tanto valor para melhorar esse percentual. Assim, utiliza-se menos informações, pois há uma redundância dos sinais dos diferentes acelerômetros devido à rigidez do boneco, mas essas informações poderiam ser relevantes em processos mais complexos como o do torso humano. Além disso, a redundância poderia ser interessante para uma potencial perda de sinais de algumas placas.

Seguindo a metodologia de análise proposta, os parâmetros deste caso, para os 3 testes de normalidade, também não se aproximaram de uma normal. Para analisar o intervalo de confiança também utilizou-se o teste de Wilcoxon, gerando os seguintes resultados:

Para o Teste 1, tem-se 95.8% de confiança que as acurácias estão iguais ou acima de 97% e 95.8% de confiança que as sensibilidades estão iguais ou acima de 95%. Como o

Tabela 4.7. Resultados de confiança para o Teste 1, onde utilizou-se a matriz estendida

Parâmetro	p valor para hipótese-nula	Porcentagem (%)
Acurácias	0.042	97
Sensitividades	0.042	95

Teste 1 foi executado utilizando-se a matriz estendida, as precisões e as especificidades deram 100% para todas as 1000 operações, assim, não cabe fazer análise estatística para estes parâmetros.

Tabela 4.8. Resultados de confiança para o Teste 2, onde utilizou-se a matriz segmentada

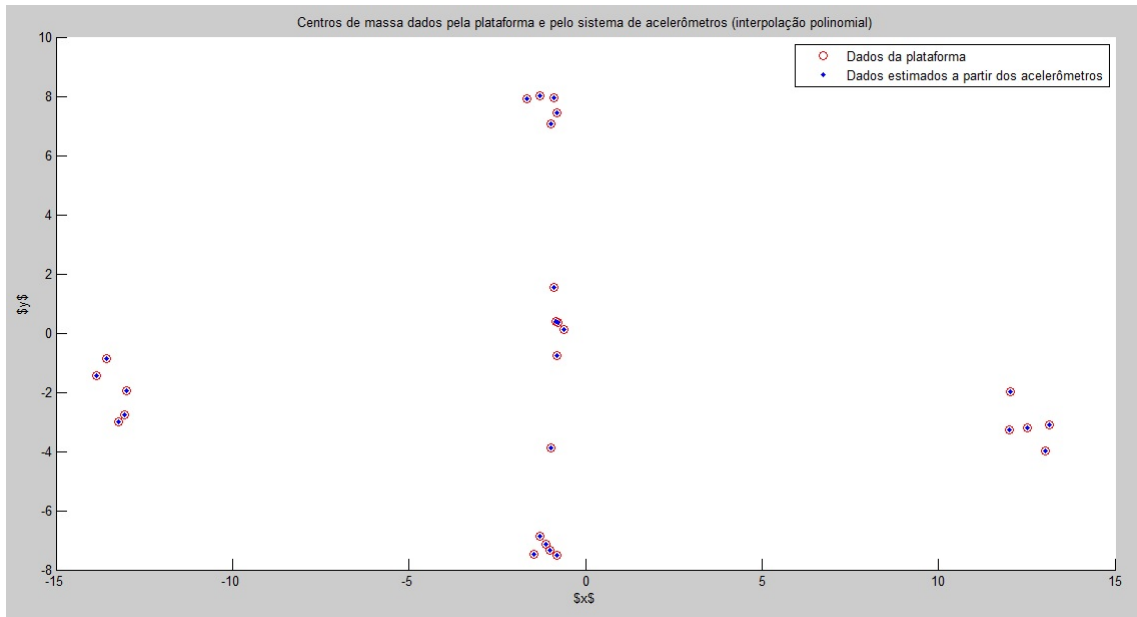
Parâmetro	p valor para hipótese-nula	Porcentagem (%)
Acurácias	0.043	95
Precisões	0.026	95
Sensitividades	0.045	95
Especificidades	0.045	95

Para o Teste 2, tem-se 95.7% de confiança que as acurácias estão iguais ou acima de 95%, 97.4% de confiança que as precisões estão iguais ou acima de 95%, 95.5% de confiança que as sensitividades estão iguais ou acima de 95% e 95.5% de confiança que as especificidades estão iguais ou acima de 95%.

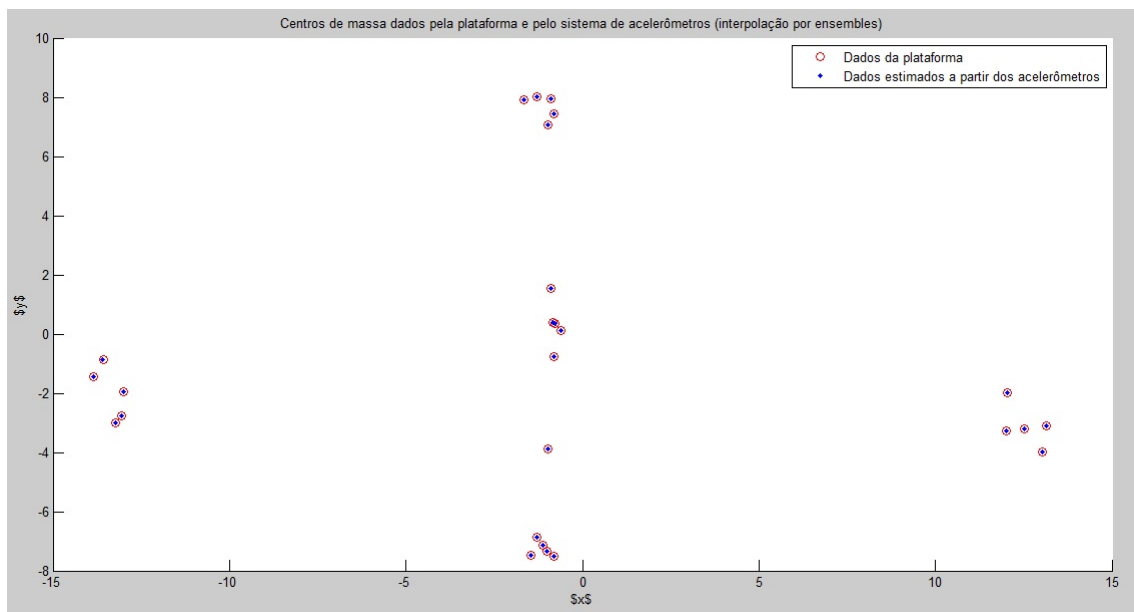
4.4 COMPARAÇÃO COM A PLATAFORMA DE FORÇA *AMTI*

Ao se fazer as comparações dentro de cada grupo, notou-se um erro muito pequeno quando comparou-se o sistema proposto e a plataforma de força, tanto na interpolação polinomial quanto a *ensemble* (Figuras 4.22, A.1, A.2, A.3 e A.4) o que sugere um *overfitting* (termo, em aprendizagem de máquina, estatística e afins, para quando o modelo estatístico se ajusta em demasiado ao conjunto de dados/amostra) dos dados e ao juntar mais de um grupo de informações, os erros começaram a ficar mais nítidos e consideráveis. A partir dessas informações levantou-se a questão de que, a cada subida na plataforma de força, o *COP* se deslocou, além da direção que foram efetuados os experimentos. Por isso, dentro de cada grupo as interpolações deram resultados concordantes, devido ao *overfitting*, mas ao unir os grupos, as informações não foram condizentes. Uma possível sugestão para um trabalho futuro seria adquirir mais dados para o treinamento e, posteriormente, fazer

uma interpolação mais fina. É ilustrado a seguir, as interpolações do grupo 1 (os gráficos das interpolações dos outros grupos encontram-se no apêndice).



(a)



(b)

Figura 4.22. Centros de pressão dados pela plataforma e pelo sistema de acelerômetros do grupo 1: (a) interpolação polinomial; (b) interpolação por ensemble.

Na última abordagem, após separar em classes os dados da plataforma de pressão das regiões de pressão estável, calculou-se o centroide para cada uma dessas classes com as informações de todos os grupos de aquisições. Em seguida, o classificador foi treinado com diferentes proporções dos dados dos acelerômetros (90% para treinamento e 10% para validação), kernel *RBF* e, posteriormente, os dados comparados com os centroides

fornecidos pela plataforma.

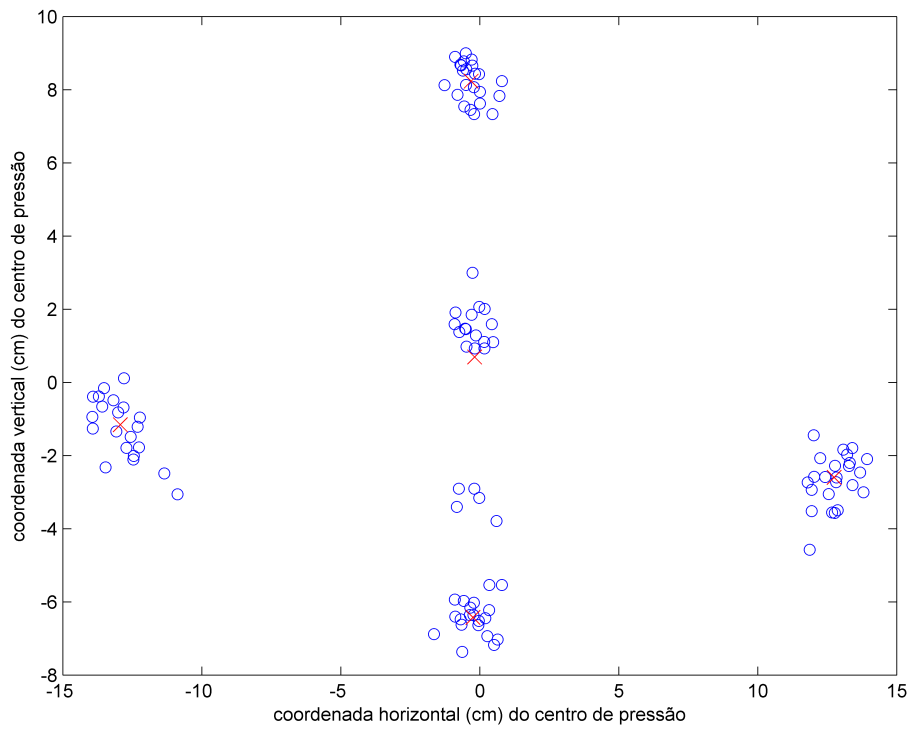


Figura 4.23. Centros de pressão estimados na fase de treinamento pela plataforma (marcadores azuis) e centroides gerados pelo sistema proposto (cruz vermelha).

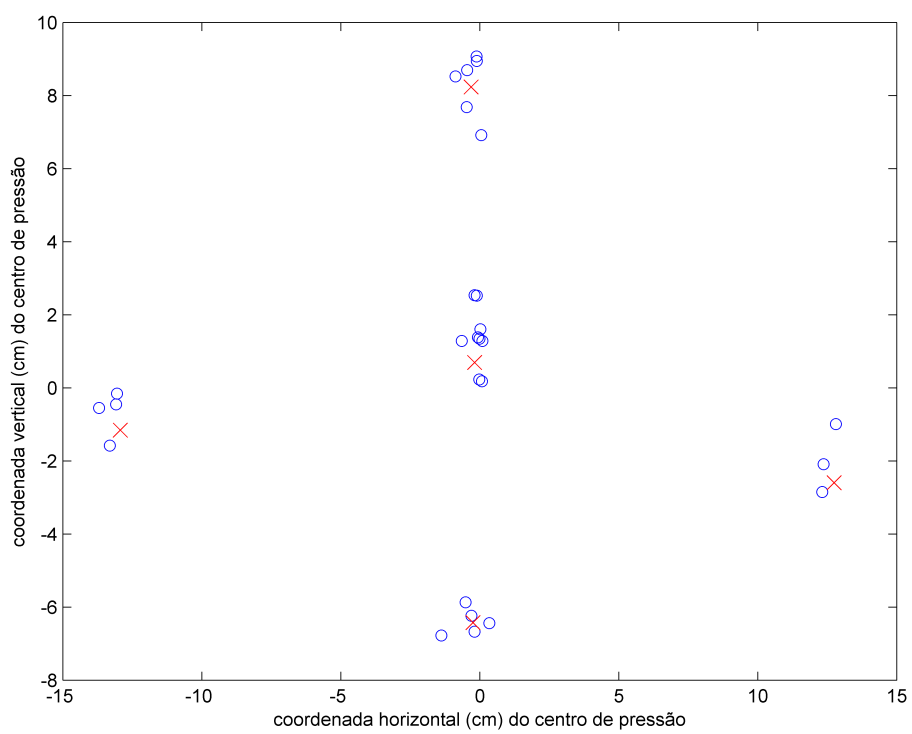


Figura 4.24. Centros de pressão estimados na fase de validação pela plataforma (marcadores azuis) e centroides gerados pelo sistema proposto (cruz vermelha).

Como pode-se notar, os dados dos acelerômetros de cada classe ficaram muito próximos dos centroides da respectiva classe fornecidos pela plataforma, tanto no treinamento quanto na validação, o que sugere que o sistema permite calcular um valor aproximado das posições do *COP* a partir dos dados dos acelerômetros. Para uma análise mais detalhada, calculou-se ainda o erro entre os centroides dos *COPs* medidos pelo sistema proposto e as posições dos *COPs* dados pela plataforma.

Ao observar o treinamento, percebe-se que o classificador conseguiu definir todas as classes para todas as amostras utilizadas para treinamento. Durante a validação a maior parte das classes também foi identificada corretamente. Houve poucos casos onde o classificador não foi capaz de identificar a qual classe pertencia algumas amostras. Portanto, para estes casos, atribui-se um erro máximo, que é a maior distância entre os centroides e a origem. A ideia é: caso o sistema não identifique a classe, é convencionalizado o ponto zero como o centroide de saída; assim, o maior que se pode conter é a maior distância entre os centroides e a origem do sistema de coordenadas. Foram feitas mil sessões de treinamento e validação. Em cada sessão foram calculados os erros entre os centroides estimados pelo sistema proposto e a plataforma de força. Com base nos erros de cada sessão, é feita uma análise estatística para avaliar a confiança em rejeitar a hipótese-nula de que o erro médio entre a estimativa do sistema proposto e a plataforma de força é maior que 0.9 cm. Ao final, calcula-se a média para os valores de p obtidos nas mil sessões. A Tabela 4.9 apresenta os valores de p assim obtidos quando se avaliou o erro para entradas usadas no treinamento e para entradas de validação.

Tabela 4.9. Resultados de confiança para treinamento e validação das estimativas do *COP* usando o sistema proposto, tendo como referência a plataforma de força

Teste	p valor para hipótese-nula	Distância (cm)
Treinamento	0.0030	0.9
Validação	0.0042	0.9

Os resultados sugerem que o sistema permite estimar os *COPs* com um erro médio inferior a 0.9 cm, usando apenas sinais de acelerômetros. Note que esta estimativa é baseada em classes correspondentes a regiões no espaço bidimensional definidas pelos *COPs*. A subdivisão destas regiões usando mais classes pode potencialmente aumentar a precisão com que o *COP* é estimado. Entretanto, isto provavelmente exigiria mais exemplos de treinamento para que houvesse pontos suficientes em cada classe. Uma proposta para um trabalho futuro é, por exemplo, repetir este experimento com dez vezes mais pontos e subdividir as classes em regiões vezes menores.

5 CONCLUSÃO

A proposta do projeto é avaliar a utilização de sinais de acelerômetros e técnicas de aprendizado de máquina para definição de níveis de equilíbrio, níveis de desequilíbrio, retomadas de equilíbrio e *COP*. A pesquisa está relacionada em avaliar com que precisão, acurácia, especificidade, sensibilidade isso pode ser feito.

O sistema é constituído por seis acelerômetros de três eixos (ADXL335) dispostos pelo tronco e uma placa central que permite o armazenamento local em cartão *SD* e transmissão sem fio via rádio frequência para a monitoração em tempo real. Os acelerômetros são responsáveis por fazer a aquisição da variação de angulação do corpo e esses dados são transmitidos por RF e lidos para plotagem em tempo real mostrando a variação do equilíbrio corporal.

O sistema foi implementado em uma camisa do tipo segunda pele, que garante melhor ajuste e conforto, além da fácil utilização dos usuários. A transmissão de dados, com uma taxa da ordem de 20 amostras por segundo, foi suficiente para análise, sem atraso e em tempo real, de um acelerômetro para dois eixos, *X* e *Y*. Porém, foi o suficiente para a representação do sinal segundo o teorema de Nyquist, onde a quantidade mínima de amostras que devem ser obtidas de um sinal contínuo a ser amostrado deve ser duas vezes a maior frequência deste sinal. A gravação em cartão *SD* se mostrou muito viável neste sistema, gravando os dados de todos os sensores com uma taxa de gravação da ordem de 150Hz.

Os experimentos executados para a validação puderam exemplificar que o sistema se comporta bem perante caminhadas, quedas e pôde-se notar a independência de aquisição dos eixos. Com o auxílio do SWAY, pôde-se fazer o treinamento do sistema e ter-se uma análise mais profunda, através de histogramas de porcentagem de erro dos parâmetros *ROC* e testes estatísticos de intervalos de confiança, de como a quantidade de níveis de equilíbrio e desequilíbrio afetam os treinamentos e validações da *SVM*. Para tal, percebe-se que quantos mais níveis de equilíbrio, mais erros acontecem tanto no treinamento, quanto na validação devido à quantidade limitada de informações fornecidas para a *SVM*. Após o teste de confiabilidade, constatou-se, para o pior caso, taxas de acerto de 92.5% (com

cinco níveis de equilíbrio) a 98.3% no melhor caso (com dois níveis).

Também foram executados experimentos simulando quedas repentinas e retomadas de equilíbrio utilizando-se um manequim e um João Bobo. Foram executadas simulações com os dados finais estendidos, o que mostrou-se muito simples para o classificador, e com os dados segmentados, onde percebeu-se um maior desafio, porém mais próximo da realidade, onde se quer identificar se o usuário está caindo ou desequilibrando. Testes de quantas colunas de informações seriam necessárias também foram feitos. Assim notou-se que com apenas 5 colunas o sistema se mostrou capaz de ser treinado com baixo erro. Executado o teste de confiabilidade, percebeu-se uma acurácia média do sistema significativamente maior que 95% ($p = 0.043$) e precisão significativamente maior que 95% ($p = 0.026$). Para uma maior aproximação da realidade, e futura pesquisa, propõe-se refazer o teste de queda substituindo o manequim por um boneco articulado.

Por fim, o sistema proposto foi validado a partir da plataforma de força *AMTI*. Inicialmente, após a aquisição simultânea dos 5 grupos de dados no sistema proposto e na plataforma, fez-se uma comparação dentro de cada grupo e observou-se ter havido *overfitting* e ao tentar agrupar todos os dados, percebeu-se uma divergência das informações. Divergência esta devido ao fato de que a cada subida na plataforma gerava-se um novo *COP* e uma nova orientação do usuário, enquanto o sistema proposto não observava diferença. Sugere-se para uma nova validação, utilizando esta mesma estratégia, de utilizar marcadores para posicionar devidamente os pés ou fazer todas as aquisições de dados em uma única vez e obter mais dados e após fazer uma interpolação mais fina. Para tal, fez-se a validação a partir dos centroides das classes fornecidas pela plataforma de pressão. Assim, essa classificação permitiu determinar os *COPs* a partir das classes estimadas e o sistema mostrou-se capaz de estimar os *COPs* com um erro médio inferior a 0.9 cm, informação obtida após feita uma análise estatística. Enquanto para a interpolação houve poucos dados e não houve generalização, outra possibilidade seria fazer esse procedimento com mais dados e dividir em classes menores associadas a regiões menores para poder determinar precisão a posição do centroide.

Dentro da proposta do projeto que foi idealizado, a camisa protótipo mostrou-se satisfatória, dentro das limitações impostas. O sistema pode ser usado para detectar variações em níveis de equilíbrio e sinalizar risco de queda no dia-a-dia sem a necessidade do usuário estar em ambiente fechado. Possíveis aplicações incluem monitoração de pacientes com problemas de equilíbrio, treinamento de atletas, reabilitação de pacientes após lesões ou procedimentos cirúrgicos.

Referências

- [1] ALEXANDER, B. The cost and frequency of hospitalization for fall-related injuries in older adults. *Am J Public Health*, 42(1):93–108, 1994.
- [2] AMTI FORCE AND MOTION. CHOOSING A FORCE PLATE, 2015. Em <http://www.amti.biz/fps-guide.aspx>. Último acesso: 24 de maio de 2015.
- [3] ANALOG DEVICES. Accelerometer adxl335, 2010. Datasheet ADXL335.
- [4] ANATEL: AGÊNCIA NACIONAL DE TELECOMUNICAÇÕES. Tabela de atribuição de faixas de frequência, 2015. Em <http://www.anatel.gov.br/>. Último acesso: 16/1/2015.
- [5] AZADBONI, M. K., BEHRAD, A., e TAVAKOLI, H. Pruning redundant skeleton branches of object in image. In *Information and Knowledge Technology (IKT), 2013 5th Conference on*, páginas 411–416, 28-30 May 2013.
- [6] BAE, J., KONG, K., e TOMIZUKA, M. Design of a mobile gait monitoring system. In *2010 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, páginas 2293–2298, 6-9 Jul 2010.
- [7] BARELA, J. A. Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção no controle postural. *Revista Paulista de Educação Física*, páginas 79–88, 2000.
- [8] BENDA, B. J., RILEY, P. O., e KREBS, D. E. Biomechanical Relationship Between Center of Gravity and Center of Pressure During Standing. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 2(1):3–10, 1994.
- [9] BILRO, L., PINTO, J. L., OLIVEIRA, J, e NOGUEIRA, R. Gait monitoring with a wearable plastic optical sensor. In *Sensors, 2008 IEEE*, páginas 787–790, 26-29 Oct 2008.
- [10] BOYD, S. P. e VANDENBERGHE, L. *Convex Optimization*. Cambridge University Press, Cambridge, UK, 2004.

- [11] BUDZINSKI, J. A. S. Trabalho para disciplina de instrumentação eletrônica, 2014. Em <http://www.eletronica.ufpr.br/edu/Senores/1999/joao/funcionamento.htm>. Último acesso: 13/01/2015.
- [12] CALAIS-GERMAIN, B. *Anatomia para o movimento*. Manole, São Paulo.
- [13] CAWLEY, G. e TALBOT, N. Efficient approximate leave-one-out cross-validation for kernel logistic regression. *Machine Learning*, 71(2):243–264, 2008.
- [14] CESARI, H. e DUARTE, M. Modelagem do controle postural humano. *Motor Control*, 3(1):12–27, 2001.
- [15] CHAGDES, J. R. Nonlinear dynamics and control of human posture, 2014. Em <https://engineering.purdue.edu/~jchagdes/research.html>. Último acesso: 20/6/2014.
- [16] CHAI, Y., REN, J., HAN, W., e LI, H. Human gait recognition: Approaches, datasets and challenges. In *Imaging for Crime Detection and Prevention 2011 (ICDP 2011)*, 4th International Conference on, páginas 1–6, 3-4 Nov 2011.
- [17] CHAP, T. *Introductory Biostatistics*. Wiley-Interscience, New Jersey, 1st edition, 2003.
- [18] CHEN, Y. C. e LIN, Y. W. Indoor RFID gait monitoring system for fall detection. In *Aware Computing (ISAC), 2010 2nd International Symposium on*, páginas 207–121, 1-4 Nov 2010.
- [19] CHIARI, L. Wearable systems with minimal set-up for monitoring and training of balance and mobility. In *33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, páginas 5828–5832, 30 Aug-3 Sept 2011.
- [20] CRISTIANINI, N. e TAYLOR, J. S. *An Introduction to Support Vector Machines and Other Kernel-based Learning Methodss*. Cambridge University Press, United Kingdom, 1st edition, 2000.
- [21] DA SILVA, D. F. Sistema de comunicação bluetooth utilizando microcontrolador. Trabalho de conclusão de curso (bacharel em engenharia da computação) - curso de engenharia da computação, Escola Politécnica de Pernambuco - Universidade de Pernambuco, 2009.
- [22] DUAN, H., WANG, J., LIU, X., e LIU, H. A Skeleton Pruning Approach Using Contour Length as the Significance Measure. In *Pervasive Computing and Applications, 2008. ICPCA 2008. Third International Conference on (Volume:1)*, páginas 360–364, 6-8 Oct 2008.

- [23] DUARTE, M. Dinâmica da postura humana, 2002. Em <http://www.usp.br/eef/md>. Último acesso: 23/07/2014.
- [24] ENGLAND, J. D., FRANKLIN, G., e GJORVAD, G. Quality improvement in neurology: Distal symmetric polyneuropathy quality measures. *Neurology*, 82:1745–1748, 2014.
- [25] FABIAN, J., YOUNG, T., JONES, J. C. P., e CLAYTON, G. M. Integrating the Microsoft Kinect With Simulink: Real-Time Object Tracking Example. In *Mechanics, IEEE/ASME Transactions on (Volume:19 , Issue: 1)*, páginas 249–257, Fev 2014.
- [26] FAWCETT, T. An introduction to ROC analysis. *Pattern Recognition Letters*, 27(8):861–874, 2006.
- [27] FIGUEIREDO, L. J., GAFANIZ, A. R., LOPES, G. S., e PEREIRA, R. Aplicações de acelerômetros. Trabalho, Instituto Técnico, Lisboa, Portugal, 2007.
- [28] FREITAS, E. V. *Tratado de Geriatria e Gerontologia*. Guanabara, Rio de Janeiro, 2002.
- [29] FRENKEL-TOLEDO, S., GILADI, N., PERETZ, C., HERMAN, T., GRUENDLINGER, L., e HAUSDORFF, J. M. Treadmill Walking as an External Pacemaker to Improve Gait Rhythm and Stability in Parkinson’s Disease. *Movement Disorders*, 20(9):1109–1114, 2005.
- [30] GAGEY, P. e WEBER, B. *Posturologia, regulação e distúrbios da posição ortostática*. Manole, São Paulo, 2nd edition.
- [31] GRANATA, C., SALINI, J., ADY, R., e BIDAUD, P. Human whole body motion characterization from embedded Kinect. In *Cognitive Infocommunications (CogInfoCom), 2013 IEEE 4th International Conference on*, páginas 133–138, 2-5 Dec 2013.
- [32] GUYTON, A. C. *Tratado de Fisiologia Médica*. Guanabara, Rio de Janeiro, 6th edition, 1986.
- [33] HALL, S. J. *Biomecânica básica*. Manole, São Paulo, 1999.
- [34] HALLIDAY, D., RESNICK, R., e KRANE, K. S. *Física 1*. LTC, 5th edition.
- [35] HALLIDAY, D., RESNICK, R., e WALKER, J. *Fundamentos de Física - volume 2*. LTC, 9th edition.

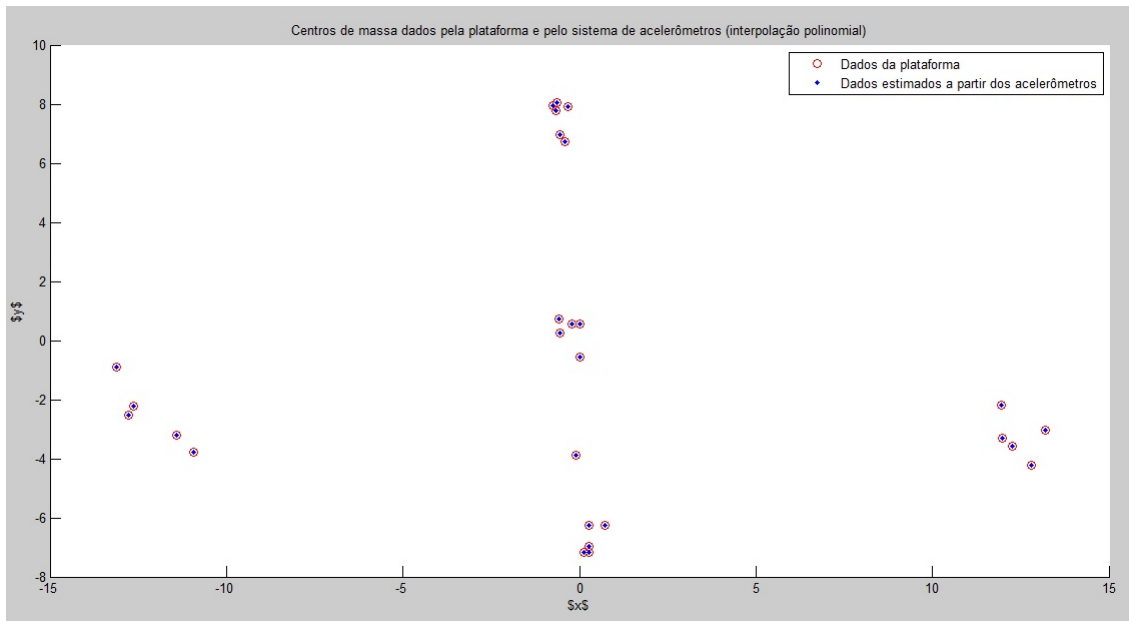
- [36] HERNANDEZ, M. E., STEVENSON, C., SNIDER, J., e POIZNER, H. Center of Pressure Velocity Autocorrelation as a New Measure of Postural Control During Quiet Stance. In *6th Annual International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, páginas 1270–1273, 6-8 Nov 2013.
- [37] HIDLER, J. e NECKEL, N. Inverse-Dynamics Based Assessment of Gait using a Robotic Orthosis. In *Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference*, páginas 2293–2298, 30 Aug-3Sept 2006.
- [38] HOLDEN, M., VENTURA, R., e LACKNER, L. Stabilization of posture by precision contact of the index finger. *Journal for Vestibular Research*, 4(1):285–301, 1994.
- [39] HONEYCUTT, P. H. e RAMSEY, P. Factors Contributing to Falls in Elderly Men Living in the Community. *Geriatric Nursing*, 23(5):250–257, 2002.
- [40] HORAK, F. B. e NASHNER, L. M. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental brain research, New York*, 82(4):105–113, 1999.
- [41] HUANG, H. Y. e CHANG, S. H. A Skeleton-Occluded Repair Method from Kinect. In *Computer, Consumer and Control (IS3C), 2014 International Symposium on*, páginas 264–267, 10-12 Jun 2014.
- [42] HUBER-MAHLIN, V., GILADO, N., HERMAN, T., PEREZ, C., GUREVICH, T., e HAUSDORFF, J. M. Progressive nature of a higher level gait disorder: a 3-year prospective study. *J Neurol*, 257:1279–1286, 2010.
- [43] HUNTLEY, A., SRBELY, J., e ZETTEL, J. Experimentally induced central sensitization in the cervical spine evokes postural stiffening strategies in healthy young adults. *Gait & Posture*, (41):652–657, 2015.
- [44] IZER, I. M. Prevención de Accidentes y Lesiones: Conceptos, Métodos y Orientaciones para Países en Desarrollo. *Evidencia y atención primaria*, 4(1):18–22, 2001.
- [45] J. HAN, J. JUNG, J. LEE, E. KIM, M. LEE, e K. LEE. Effect of Muscle Vibration on Postural Balance of Parkinsons Diseases Patients in Bipedal Quiet Standing. *J. Phys. Ther. Sci.* 1434, 25(11):1433–1435, 2013.
- [46] JIA, N. Detecting Human Falls with a 3-Axis Digital Accelerometer. *Analog Dialogue*, 43(7):1–7, 2009.
- [47] KONG, K. e TOMIZUKA, M. A Gait Monitoring System Based on Air Pressure Sensors Embedded in a Shoe. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 14(3):358–370, 2009.

- [48] KOOZEKANANI, S. H. e DUERK, J. Determination of Body Segment Parameters and Their Effect in the Calculation of the Position of Center of Pressure During Postural Sway. In *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on (Volume:BME-32, Issue: 1)*, páginas 67–69, Jan 1985.
- [49] KUBICA, E., WANG, D., e WINTER, D. Feedforward and deterministic fuzzy control of balance and posture during human gait. In *Robotics and Automation, 2001. Proceedings 2001 ICRA. IEEE International Conference on (Volume:3)*, páginas 2293–2298, 21-26 May 2001.
- [50] LANGE, B., CHANG, C. Y., SUMA, E., NEWMAN, B., RIZZO, A. S., e BOLAS, M. Development and Evaluation of Low Cost Game-Based Balance Rehabilitation Tool Using the Microsoft Kinect Sensor. In *33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, páginas 1831–1834, 30 Ago - 3 Set 2011.
- [51] LEACH, J., MANCINI, M., PETERKA, R., HAYES, T., LEE, M., e HORAK, F. Validating and Calibrating the Nintendo Wii Balance Board to Derive Reliable Center of Pressure Measures. *Sensors 2014*, (14):18244–18267, 2014.
- [52] M. FERDJALLAH, G. F. HARRIS, P. A. SMITH, S. HASSANI, P. JOHNSON, e K. REINERS. Postural stability assessment and orthotics. In *Pediatric Gait, 2000. A new Millennium in Clinical Care and Motion Analysis Technology*, páginas 69–77, 2000.
- [53] MARCHESAN M. Sistema de monitoramento residencial utilizando a plataforma arduino. Trabalho de conclusão de curso (tecnólogo em redes de computadores) - curso superior de tecnologia em redes de computadores, Colégio Técnico Industrial de Santa Maria - Universidade Federal de Santa Maria, 2012.
- [54] MEASUREMENT SPECIALTIES. High accuracy electronic inclinometer replaces the common water level, 2012. Em <http://www.meas-speac.com>. Último acesso: 7/08/2014.
- [55] MENDES, C. C. Implementação e avaliação de um sistema eletrônico para monitoração de sinais associados ao equilíbrio corporal. Trabalho de conclusão de curso (bacharel em engenharia eletrônica) - curso de engenharia eletrônica, Universidade de Brasília, 2014.
- [56] MOUZAT, A., DABONNEVILLE, M., BERTRAND, P., e VASLIN, P. Postural asymmetry in human stance: the mean center of pressure position. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2001. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE (Volume:2)*, páginas 1159–1162, 2001.

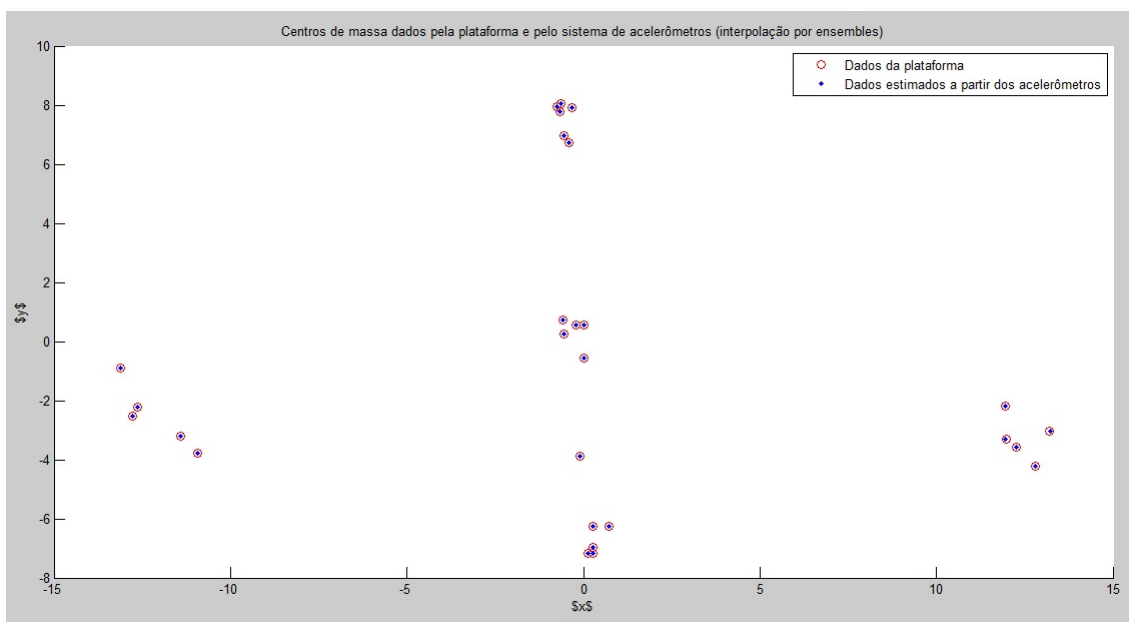
- [57] MULAVARA, A. P., VERSTRAETE, M. C., e SIMONE, B. N. Correlation between muscle activity and the center os pressure. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 1994. Engineering Advances: New Opportunities for Biomedical Engineers. Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE*, páginas 384–385, 3-6 Nov 1994.
- [58] MUTO, T., HERZBERGER, B., HERMSDOERFER, J., POEPPPEL, E., e MIYAKE, Y. Virtual Robotics for Interactive Gait Trainng - Improving Regularity and Dynamic Stability of the Stride Patterns. *IEEE/ICME International Conference - Complex Medical Engeneering, 2007*, páginas 1240–1247, 2007.
- [59] NOCEDAL, J. e WRIGHT, S. J. *Numerical Optimization*. Springer, New York, 2nd edition, 2006.
- [60] OBERKAMPF, W. L. e ROY, C. J. *Verification and validation in scientific computing*. Cambridge University Press, New York, 2010.
- [61] PATTERSON, J. A., AMICK, R. Z., PANDYA, P. D., e JORGENSEN, M. J. Comparison of a Mobile Technology Application with the Balance Error Scoring System. *International Journal Of Athletic Therapy & Training*, 19(3):4–7, 2014.
- [62] PATTERSON, J. A., AMICK, R. Z., THUMMAR, T., e ROGERS, M. E. Validation Of Measures From The Smartphone SWAY Balance Application: A Pilot Study. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 9(2):135–139, 2014.
- [63] PAZ, S. F. *Envelhecer com cidadania: quem sabe um dia?* ANG, Rio de Janeiro, 2000.
- [64] PHILLIPS SEMICONDUCTORS. The i2c-bus and how to use it, 1995. Em http://www.12c-bus.org/fileadmin/ftp/i2c_bus_specification_1995. Último acesso: 16/01/2015.
- [65] ROSNER, B. *Fundamentals of Biostatistics*. Brooks/Cole, Boston, 7th edition, 2006.
- [66] SEIDLER, E. D. e STELMACH, G. E. Reduction in sensorimotor control with age. *Oxford*, 47(3):386–394, 1995.
- [67] SITE ARDUÍNO, 2015. Em <http://arduino.cc/>. Último acesso: 16/1/2015.
- [68] TEXAS INSTRUMENTS. CD4051B, CD4052B, CD4053B, 2000. Datasheet CI4051.
- [69] TOOSIZADEH, N., LEI, H., SCHWENK, M., SHERMAN, S., ESTERNBERG, E., e NAJAFI, B. Effectiveness of Electro-Acupuncture Therapy in Improving Gait and Balance in People with Parkinson’s Disease. *Journal of Alternative & Complementary Medicine*, 20(5):A45, 2014.

- [70] TORTOLERO, X., MASANI, K., THRASHER, T. A., e POPOVIC, M. R. Instability prediction by monitoring center of pressure during standing. In *Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference*, páginas 5412–5415, Aug 30-Sept 3 2006.
- [71] UNIVERSITY OF UTAH SCHOOL OF MEDICINE. The Visual System - Hyperbrain Syllabus Chapter 7, 2012. Em <http://library.med.utah.edu/kw/hyperbrain/syllabus/syllabus7.html>. Último acesso: 20/6/2014.
- [72] VANCE, J. The clinical practice guideline for falls and fall risk. *TBM*, 2:241–243, 2012.
- [73] VICON. Vicon, 2014. Em <http://www.vicon.com>. Último acesso: 17/5/2014.
- [74] VISUTSAK, P. e PRACHUMRAK, K. The Smoothed 3D Skeleton for Animation. In *INC, IMS and IDC, 2009. NCM '09. Fifth International Joint Conference on*, páginas 1348–1353, 25-27 Aug 2009.
- [75] WEST, T., NG, L., e CAMPBELL, A. The effect of ankle bracing on knee kinetics and kinematics during volleyball-specific tasks. *Scan J Med Sci Sports 2014*, (24):958–963, 2013.
- [76] WORLD HEALTH ORGANIZATION (WHO). Falls, 2010. Em <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs344/en/>. Último acesso: 25/6/2014.
- [77] YANG, Y., PU, F., LI, Y., LI, S., FAN, Y., e LI, D. Reliability and Validity of Kinect RGB-D Sensor for Assessing Standing Balancer. *IEEE Sensors Journal*, 14(5):1633–1638, 2014.
- [78] ZELENOVSKY, R. e MENDONÇA, A. *Eletrônica Digital*. MZ Editora, Rio de Janeiro, 2nd edition, 2007.
- [79] ZHANG, W., ZHU, X., HAN, S., BYL, N, MOK, A. K., e TOMIZUKA, M. Design of a Network-based Mobile Gait Rehabilitation System. *International Conference on Robotics and Biomimetics - Proceedings of the 2012 IEEE*, páginas 1773–1778, 2012.

A RESULTADOS ADICIONAIS

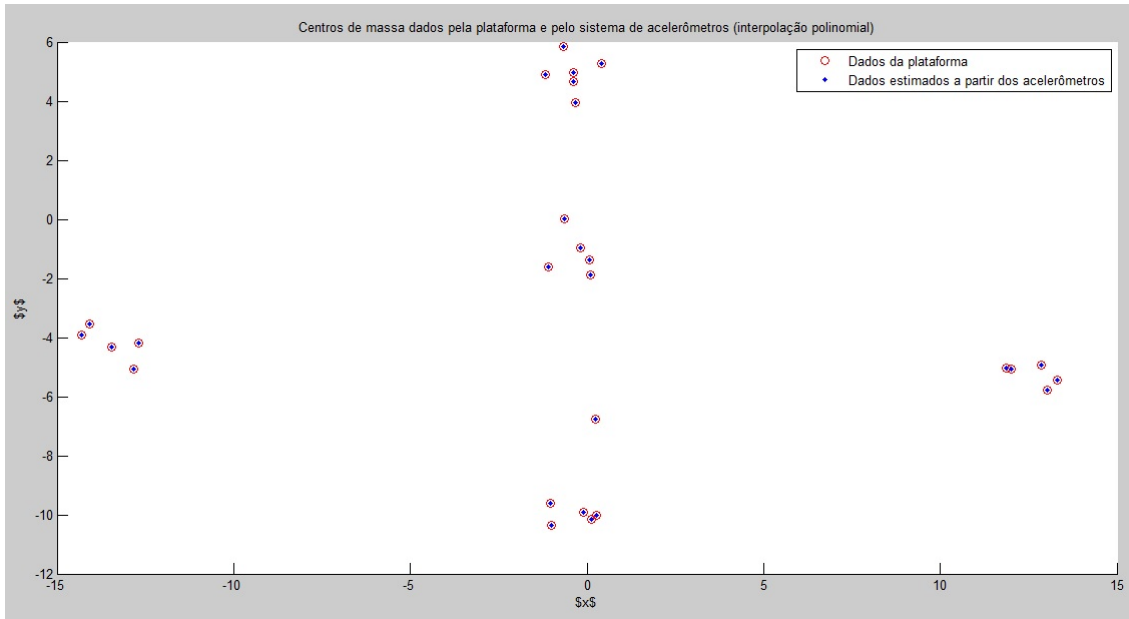


(a)

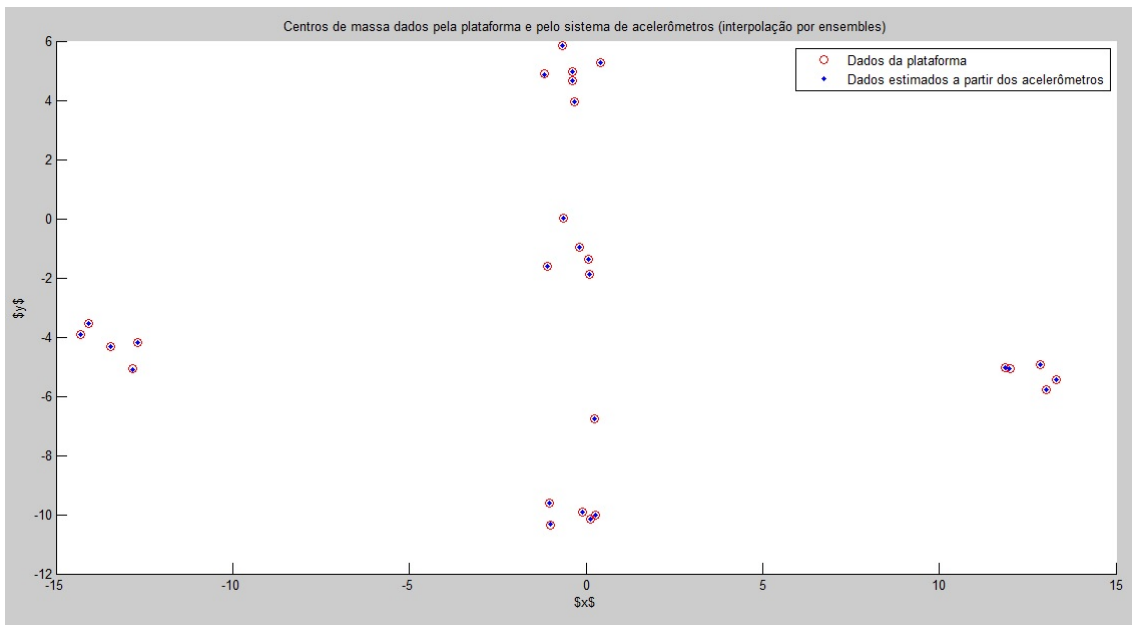


(b)

Figura A.1. Centros de pressão dados pela plataforma e pelo sistema de acelerômetros do grupo 2: (a) interpolação polinomial; (b) interpolação por ensemble.

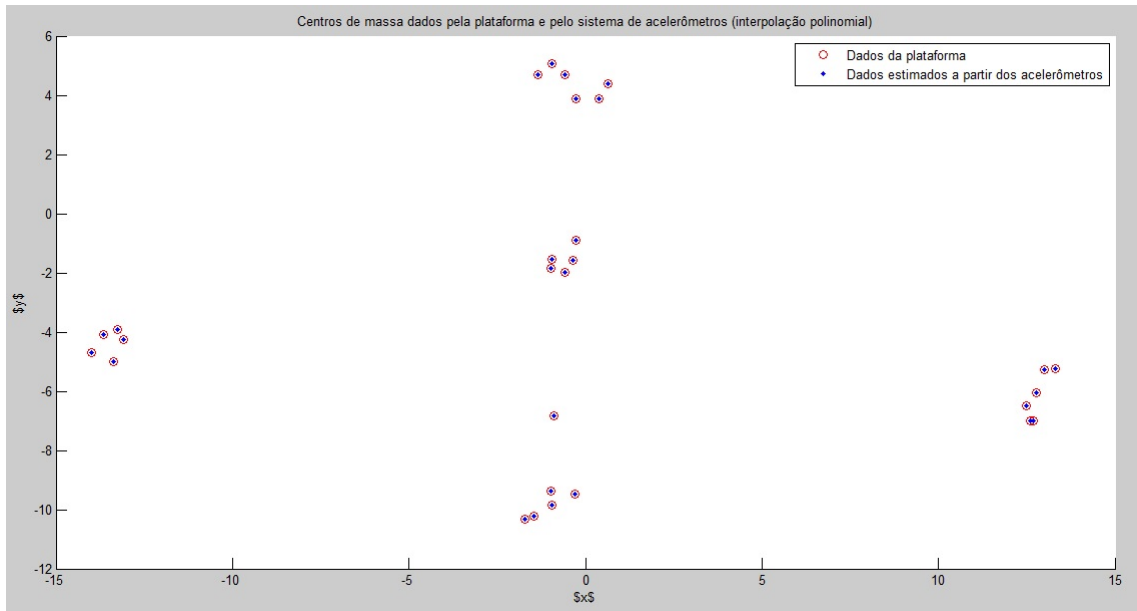


(a)

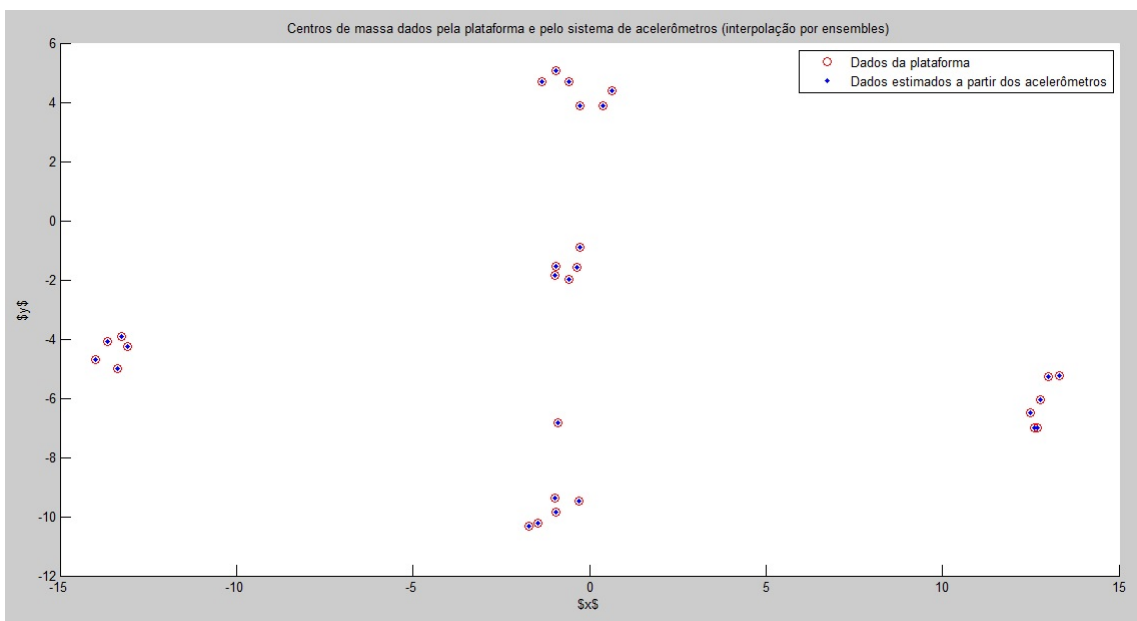


(b)

Figura A.2. Centros de pressão dados pela plataforma e pelo sistema de acelerômetros do grupo 3: (a) interpolação polinomial; (b) interpolação por ensemble.

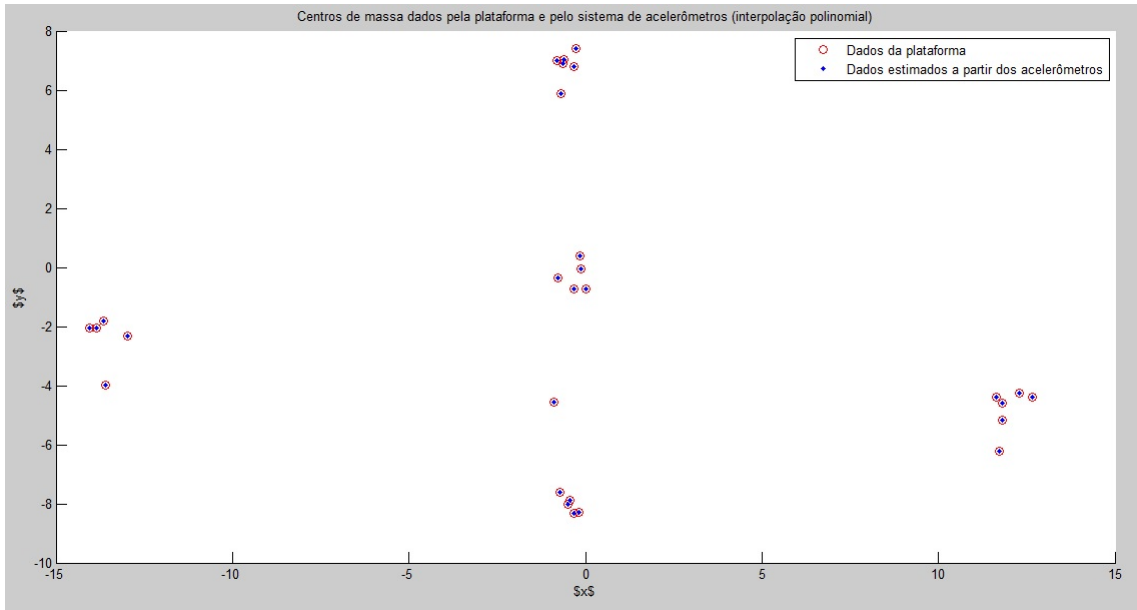


(a)

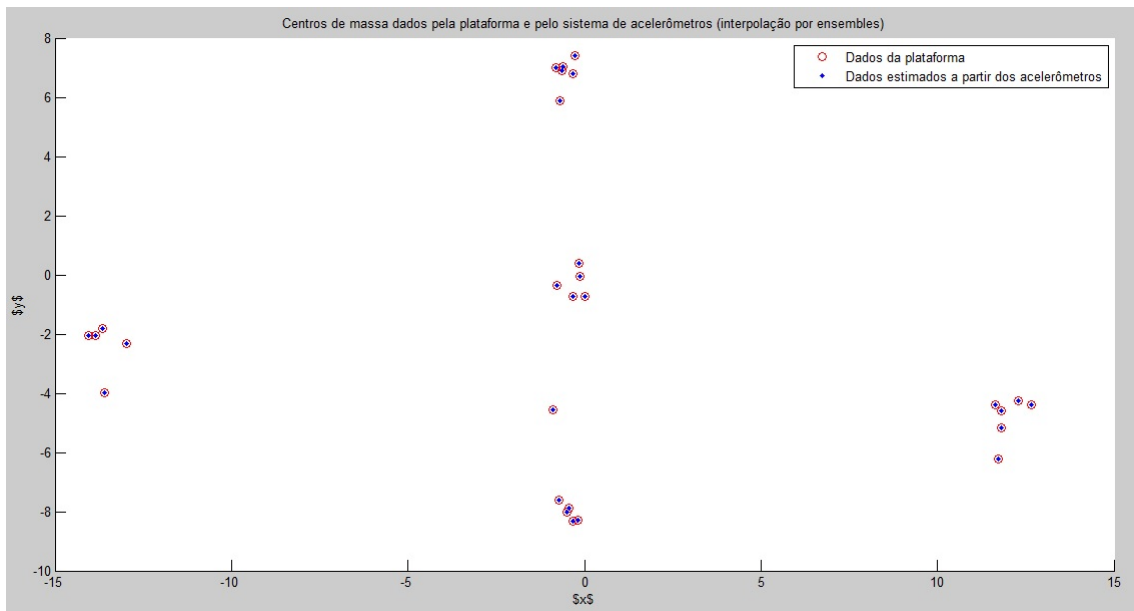


(b)

Figura A.3. Centros de pressão dados pela plataforma e pelo sistema de acelerômetros do grupo 4: (a) interpolação polinomial; (b) interpolação por ensemble.



(a)



(b)

Figura A.4. Centros de pressão dados pela plataforma e pelo sistema de acelerômetros do grupo 5: (a) interpolação polinomial; (b) interpolação por ensemble.