

Universidade de Brasília – UnB
Campus Gama – FGA
Engenharia Eletrônica

Implementação e avaliação de um sistema eletrônico para monitoração de sinais associados ao equilíbrio corporal

CHARLES CORRÊA MENDES

Orientador: Dr. CRISTIANO JACQUES MIOSSO



CHARLES CORRÊA MENDES

**Implementação e avaliação de um
sistema eletrônico para monitoração de sinais
associados ao equilíbrio corporal**

Monografia submetida ao curso de graduação em
Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília,
como requisito parcial para obtenção do Título de
Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Orientador: Dr. Cristiano Jacques Miosso

Brasília, DF
2014

Brasília/DF, Novembro de 2014

FICHA CATALOGRÁFICA

MENDES, CHARLES CORRÊA

Implementação e avaliação de um sistema eletrônico para monitoração de sinais associados ao equilíbrio corporal.

70p., 210 × 297 mm (FGA/UnB Gama, Engenharia Eletrônica, 2014)

Trabalho de graduação em engenharia eletrônica

Universidade de Brasília, Campus Gama – FGA/UnB

- | | |
|---|-----------------------------|
| 1. Aquisição de sinais relacionados ao equilíbrio | 2. Equilíbrio corporal |
| 3. Projeto e implementação de <i>hardware</i> | 4. Instrumentação biomédica |
| I. FGA UnB/UnB. | II. Título (série) |

REFERÊNCIA

MENDES, CHARLES CORRÊA (2014). Implementação e avaliação de um sistema eletrônico para monitoração de sinais associados ao equilíbrio corporal. Dissertação de graduação em engenharia eletrônica, Universidade de Brasília, Campus Gama, DF, 70p.

FGA/UnB – Universidade de Brasília, Campus Gama

**Implementação e avaliação de um sistema eletrônico para
monitoração de sinais associados ao equilíbrio corporal**

Charles Corrêa Mendes

Monografia submetida ao curso de graduação em
Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília,
como requisito parcial para obtenção do título de
Bacharel em Engenharia Eletrônica.

APROVADA POR:

Prof. Cristiano Jacques Miosso, PhD
(Orientador)

Prof. Adson Ferreira da Rocha, PhD
(Examinador interno)

Prof^a Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa , PhD
(Examinador interno)

Resumo

Este trabalho consiste em avaliar e implementar um sistema eletrônico para monitoração de sinais relacionados ao equilíbrio corporal estático. 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 podem causar e constituem uma das principais causas de acidentes em idosos. A proposta desse trabalho é criar um sistema eletrônico constituído por sensores que captam diferenças na inclinação corporal e que por meio do armazenamento local dos dados e transmissão sem fio monitore em tempo real e possibilitem a posterior classificação do equilíbrio com base nas informações coletadas. O sistema desenvolvido consiste em seis placas eletrônicas responsáveis pelo sensoriamento das variáveis relacionadas ao equilíbrio e uma outra contendo um microcontrolador Arduino, um módulo de transmissão sem fio por rádio frequência (RF) e um módulo para gravação em cartão SD para armazenamento local. Na simulação foram feitos testes para o acesso aos seis acelerômetros separadamente. Para a transmissão por rádio frequência a taxa de envio de dados é da ordem de 20 amostras por segundo. O sistema também possui a opção de gravar em cartão SD com taxa de gravação da ordem de 150Hz. Para avaliação do sistema foi efetuado um conjunto de simulações e análises de sinais reais coletados com o equipamento em funcionamento e comprovou-se que os sensores possuem variação de até 180°. Todo o circuito foi colocado em uma roupa que é vestida facilmente pelo usuário sem causar desconforto para o mesmo. A principal limitação do trabalho é a taxa de transmissão sem fio de forma que a classificação em tempo real precisa ser feito localmente no microcontrolador ou fazer uso de uma via de transmissão diferente e como sugestão o uso de rede sem fio (*wireless*). Com base nos dados coletados será feito um protocolo experimental para a implementação de um classificador de equilíbrio corporal estático, em uma pesquisa de mestrado correlata já em andamento. Este classificador será desenvolvido com dados reais do sistema em pessoas com problemas ou não com o equilíbrio corporal em uma clínica já contatada e interessada a fazer a parte do trabalho.

Palavras-chaves: Sistema Eletrônico, Monitoração, Equilíbrio Corporal, Sensoriamento, Inclinação, Armazenamento Local, Transmissão Sem Fio, Placas Eletrônicas, Microcontrolador, Simulação, Implementação, Avaliação, Análise, Classificador.

Abstract

This work consists in evaluating and implementing an electronic system for monitoring signals related to the body balance. People who suffer from disturbances in charge of the balance control system, such as labyrinthitis, have to deal with various discomforts in daily life such as dizziness and vertigo. These can cause problems with balance and constitute a major cause of accidents among elderly. The purpose of this work is to create an electronic system consisting of sensors that capture differences in body tilt and through local data storage and wireless transmission monitor in real time and enable the subsequent classification of the equilibrium based on the information collected. The developed system consists of six electronic boards responsible for sensing balance of related variables and another containing an Arduino microcontroller, a module for wireless transmission by radio frequency (RF) and a module for recording on SD card for local storage. In the simulation tests for access to the six accelerometers were made separately. For transmission by radio frequency data transmission rate is approximately 20 samples per second. The system also has the option to record to SD card recording rate of around 1kHz. In addition, the data acquisition to the order of reading is 150kHz. For evaluation of the system was performed a set of simulations and analysis of real signals collected with the equipment in operation and it proved that the sensors have range up to 180° . The circuit was put on an outfit that is easily worn by the user without causing discomfort for the same. The main limitation of the study is the rate of wireless transmission so that the real-time rating needs to be done locally at the microcontroller or make use of a different route of transmission and as a suggestion to use the wireless network (wireless). Based on the data collected will be made an experimental protocol for the implementation of a classifier of static and dynamic body balance in a research related Masters already underway. This classifier will be developed with real data on the system or not people with problems with body balance in a clinic already contacted and interested to do part of the job.

Keywords: Electronic System, Monitoring, Body Balance, Sensing, Tilt, Local Storage, Wireless Transmission, Electronic Boards, Microcontroller, Simulation, Implementation, Evaluation, Analysis, Classifier.

Sumário

1	Introdução	12
1.1	Contextualização	12
1.2	Problematização e Proposta	13
1.3	Objetivos	13
1.3.1	Objetivo Geral	13
1.3.2	Objetivos Específicos	13
1.4	Justificativa	14
1.5	Estrutura da dissertação	15
2	Fundamentação teórica	17
2.1	Equilíbrio e Distúrbios do Equilíbrio	17
2.2	Centro de massa e centro de pressão	19
2.3	Sensores de variáveis relacionadas a equilíbrio	19
2.3.1	Acelerômetros	20
2.3.2	Giroscópio	21
2.3.3	Sensores de inclinação do tipo eletrônico	22
2.3.4	Sensores de <i>tilt</i> do tipo <i>Rolling ball</i>	24
2.4	Plataforma de desenvolvimento do tipo Arduino	24
2.4.1	Módulo Acelerômetro ADXL335	27
2.4.2	Módulo Transmissor e Receptor Radio Frequência	29
2.4.3	Módulo Relógio RTC	30
2.4.4	Módulo Cartão SD	30
2.5	Multiplexadores	32
3	Metodologia	35
3.1	Desenvolvimento do sistema microcontrolado para aquisição e análise de sinais relacionados a equilíbrio	35
3.1.1	Classificador para equilíbrio corporal	36
3.2	Avaliação experimental do sistema de aquisição de sinais de equilíbrio	37
3.2.1	Simulação computacional do circuito de aquisição	38
3.2.2	Montagem do circuito para testes	40
3.2.3	Implementação do Protótipo e Experimentos	43

4	Resultados e Discussão	47
4.1	Caracterização dos códigos implementados nos Arduinos	47
4.2	Produção do Protótipo	50
4.3	Aquisição em Tempo Real	51
4.4	Outros experimentos específicos para validação do Protótipo	54
5	Conclusão	66

Lista de Tabelas

3.1 Roteiro de tempo estabelecido para realização de experimento de teste do protótipo simulando a queda frontal. 45

Lista de Figuras

2.1	Influência sensoriais no controle do equilíbrio postural.	18
2.2	Sistema básico de massa e mola para medir aceleração.	20
2.3	Dispositivo para nivelamento.	22
2.4	Ilustração para o princípio da condutividade elétrica para inclinômetro eletrônico.	23
2.5	Sensor de inclinação eletrônico.	23
2.6	Sensor <i>Rolling Ball</i>	24
2.7	Princípio de funcionamento do sensor <i>Rolling Ball</i>	24
2.8	Imagens de Arduínos.	26
2.9	Módulo acelerômetro ADXL335 para Arduino.	27
2.10	Diagrama de bloco funcional acelerômetro ADXL.	28
2.11	Eixos de coordenadas da sensibilidade do acelerômetro ADXL335.	28
2.12	Relação da saída analógica do ADXL335 com a orientação da gravidade.	28
2.13	Propagação onda eletromagnética.	29
2.14	Módulo transmissão de radio frequência.	30
2.15	Módulo relógio em tempo real para Arduino.	31
2.16	Módulo de leitura e gravação em SD Card para Arduino	32
2.17	Protocolo I2C para comunicação serial	32
2.18	Protocolo SPI para comunicação serial	33
2.19	Diagrama de um multiplexador digital.	34
2.20	Diagrama funcional do circuito integrado 4051 para multiplexação.	34
3.1	Ligações entre as placas no protótipo.	37
3.2	Ilustração da comparação de um potenciômetro simulando um inclinômetro.	38
3.3	Esquemático utilizado para simular o sistema.	39
3.4	Pinagem do circuito integrado multiplexador.	40
3.5	Ligação feita entre acelerômetro e multiplexador no Arduino Uno.	41
3.6	Ligação feita do módulo de emissor RF no Arduino Uno.	42
3.7	Ligação feita dos módulos de cartão SD e RTC no Arduino Uno.	42
3.8	Ligação feita pelo módulo receptor por RF com Arduino Leonardo.	42
3.9	Imagem da posição dos sensores na camisa.	43
3.10	Movimentos corporais feitos para experimento do protótipo.	44
3.11	Imagens de experimento simulando quedas com o protótipo.	46
4.1	Resultado do modo de operação 1 do código no Arduino Uno.	47

4.2	Resultado do modo de operação 2 do código no Arduino Uno.	48
4.3	Resultado do modo de operação 3 do código no Arduino Uno.	49
4.4	Resultado do modo de operação 4 do código no Arduino Uno.	49
4.5	Fotos de todo o processo de produção do protótipo.	50
4.6	Foto do protótipo final vestido.	51
4.7	Gráfico da aquisição quando não há movimento no sensor.	52
4.8	Gráfico da aquisição quando há movimento somente no eixo x do sensor. . .	52
4.9	Gráfico da aquisição quando há movimento somente no eixo y do sensor. . .	53
4.10	Gráfico da aquisição quando movimento é aleatório.	53
4.11	Gráficos para experimento 1: pessoa parada por dois minutos.	56
4.12	Gráficos para experimento 2: caminhando por cinco minutos.	57
4.13	Gráficos para experimento 3: simulando desequilíbrio aleatório.	58
4.14	Gráficos para experimento 4: torcendo o corpo em torno do abdomen.	59
4.15	Gráficos para experimento 5: girando o tronco.	60
4.16	Gráficos para experimento 6: torcendo o abdomen lateralmente.	61
4.17	Gráficos para experimento 7: simulando queda frontal com roteiro.	62
4.18	Gráficos para experimento 8: simulando queda frontal.	63
4.19	Gráficos para experimento 9: simulando queda para direita.	64
4.20	Gráficos para experimento 10: simulando queda para esquerda.	65

1 Introdução

1.1 Contextualização

O avanço tecnológico e a diminuição progressiva dos componentes eletrônicos, como os sensores, está proporcionando diversos benefícios para a área médica provendo cada vez mais sistemas de monitoração da saúde de pacientes. O acompanhamento da saúde de indivíduos em tempo real à distância traz benefícios tanto para o paciente quanto para os profissionais da saúde. Por exemplo, um eletrocardiograma pode permitir a detecção de arritmia cardíaca e alertas e dados podem ser enviados imediatamente para um médico para que o tratamento comece imediatamente. O monitoramento corporal pode ser feito com uma rede de sensores classificados como fixos, dispostos na superfície do corpo ou implantados no organismo, ou móveis, com mobilidade ativa ou passiva [17].

Entre os sinais que podem ser estudados e se tornarem mais um a ser monitorado são os relacionados ao equilíbrio corporal. O comprometimento das funções que controlam estes sinais pode trazer graves consequências para a vida independente provocando até quedas perigosas e constantes, principalmente em idosos. Entretanto, não será somente as pessoas que já possuem problemas com o equilíbrio que se beneficiarão com esta monitoração mas também pessoas que podem desenvolver estes tipos de doença já conseguem se prevenir ou até mesmo no acompanhamento de atletas.

O estudo feito por [31] propôs um sistema avaliar se indivíduos, principalmente em idosos, possuíam problemas de equilíbrio ao andar tanto nos movimentos horizontais como verticais. Um dos dados relevantes que foram usados na pesquisa é de que na Finlândia as quedas são responsáveis por mais de mil mortes entre pessoas acima de 50 anos e o número de quedas podem diminuir até em 40 por cento se medidas forem tomadas para diminuí-las. O sistema proposto foi projetado com quatro acelerômetros espalhados pelo corpo enviando as informações sem fio para uma placa central.

A pesquisa feita por [15] fez um sistema de detecção de quedas com uma combinação de acelerômetro, para medir a aceleração, e de um giroscópio, para medir a velocidade angular. O sistema projetado foi chamado de Sistema de Sensor Wireless (WSS), composto por uma módulo para os sensores, unidade do microcontrolador e módulo Wi-Fi, e responsável por transmitir e receber dados em tempo real do acelerômetro e giroscópio. Foi implementado junto com o WSS um algoritmo que identificava os prováveis eventos que indicavam problemas no equilíbrio nas atividades diárias. A utilização da combinação se mostrou muito eficaz na detecção de quedas aumentando a precisão e a validade dos resultados.

Outra vertente que muitos pesquisadores utilizam para monitorar o equilíbrio corporal é o desenvolvimento de palmilhas que detectam sutis diferenças na distribuição do peso ao executar atividades como andar. O estudo de [3] propôs uma palmilha removível composta por dezesseis sensores de pressão que permitiu medir a em tempo real a instabilidade da marcha em pacientes que provavelmente possa desenvolver problemas no seu equilíbrio.

1.2 Problematização e Proposta

A pesquisa feita sobre os projetos já feitos e estão em desenvolvimento sobre o acompanhamento médico, em tempo real, utilizando sensores e alguns modelos que já estão sendo usados na medição do equilíbrio corporal trouxeram algumas idéias para este projeto.

Houve a percepção que ainda não há muitos trabalhos para detectar e acompanhar sinais que estão relacionados com o equilíbrio corporal como a inclinação. A proposta deste trabalho é projetar um sistema com sensores que medem a inclinação do corpo humano que possa ser usado nas mais diversas atividades cotidianas. O sistema proposto irá enviar dados em tempo real sem fio para serem analisados além de possuir um armazenamento local das informações coletadas.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo Geral

O projeto visa implementar e analisar um sistema eletrônico para aquisição e monitoramento de sinais relacionados com o equilíbrio corporal estático com duas funcionalidades principais que são: armazenamento local e transmissão sem fio. O armazenamento local permitirá que os dados coletados e processados sejam salvos para serem analisados posteriormente e a transmissão sem fio permitirá o envio dos dados coletados para um computador no qual pode ser feita análise dos sinais obtidos em tempo real. No final deverá ser produzido um protótipo para realização de testes em uma clínica especializada.

1.3.2 Objetivos Específicos

O projeto têm como objetivos específicos adquirir sinais que sejam relacionados ao equilíbrio corporal por meio de acelerômetros dispostos em posições pré-determinadas no corpo. O sistema também deverá permitir o uso cotidiano com armazenamento local bem como a transmissão de informações por meio de *radio frequency* (RF) para um computador, no qual será feita análise em tempo real e informe a condição do equilíbrio.

O sistema será projetado em sete placas eletrônicas separadas e em posições pré-determinadas. Em seis placas serão implementados os sensores, um sensor em cada. A sétima placa será uma central que receberá as informações adquiridas pelas outras seis placas e será responsável pelo seu processamento. A placa central será possuirá um microcontrolador, para processamento das informações adquiridas, de um módulo RF para enviar os sinais adquiridos para um computador e de um cartão SD para armazenamento local.

Para projetar as placas será feito primeiramente uma simulação do circuito utilizando para isto um *emphsoftware*. Posteriormente serão feitos testes dos circuitos propostos em uma matriz de contato, para realizar os ajustes necessários e confirmar o que é esperado como resposta do circuito. Após testes serem feitos com sucesso as placas serão projetados utilizando o auxílio de um software para fazer o esquemático, além de realizar as simulações necessárias dos circuitos.

O projeto tem como objetivo fazer um protótipo para realizar um estudo de caso e assim validar tudo que foi projetado. O objetivo final é validar o sistema eletrônico por meio de um estudo de caso em pessoas que apresentam ou não problemas em uma clínica especializada em distúrbios com o equilíbrio corporal. Não é o objetivo desse trabalho implementar o software que será responsável pelo processamento das informações adquiridas e pelo *feedback* que será dado para o usuário.

1.4 Justificativa

O acompanhamento constante por meio de um sistema que meça o equilíbrio corporal caso seja acrescentado outras funcionalidades pode trazer diversos benefícios para a sociedade. Pode-se citar o uso de alarmes em pacientes idosos que já apresentam ou possam apresentar problemas em seu equilíbrio quando vão fazer atividades simples como sentar, levantar ou andar. Poderá ser desenvolvido um alarme que envie mensagens ou alarme de atenção para o próprio usuário, para uma pessoa que esteja próximo, para o seu médico e parente que esteja distante.

O acompanhamento médico é muito importante para a prevenção de doenças futuras. Este sistema poderá ser para médicos acompanharem o seu paciente em atividades diárias e por meio do armazenamento de informações que o sistema possuirá definir quais são as prováveis atividades que podem estar causando problemas no equilíbrio corporal do seu paciente. Problemas com o equilíbrio são mais frequentes em idosos mas também pode ocorrer casos de labirintite em crianças e o sistema será útil para acompanhar o equilíbrio das crianças também [12].

Este sistema poderá ser usado, acrescentando mais funcionalidades, para acompanhamento

de atletas como remadores, corredores, ginastas e levantamento de peso, no quais o equilíbrio do seu corpo é um diferencial em seus esportes. Com o uso do sistema pode ser feito um estudo com esses atletas para identificar e mostrar para os atletas que o seu equilíbrio não está adequado.

Além disso, o sistema será integrado à um estudo de mestrado que está desenvolvendo um sistema automático de nível de equilíbrio e esse sistema será comparado a métodos estatísticos e dinâmicos de avaliação como, por exemplo, uma plataforma de pressão e a análise de sequência de imagens.

1.5 Estrutura da dissertação

O trabalho escrito é constituído por cinco capítulos. O primeiro capítulo é dedicado para a 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. Na terceira parte apresenta o objetivo geral que deseja-se alcançar ao final do processo e os objetivos específicos definidos para alcançar com sucesso 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, assim como os principais distúrbios que o altera. Em seguida, apresenta-se a teoria de duas grandezas que influenciam o equilíbrio: centro de massa e o centro de pressão corporal. Nessa seção é apresentada também a teoria e o princípio de funcionamento da instrumentação que será usada no projeto como os sensores que foram estudados, o microcontrolador, os módulos e os multiplexadores.

O capítulo 3 é reservado para detalhar toda a metodologia de desenvolvimento usada para a implementação do projeto como os esquemáticos dos circuitos, os diagramas montados e montagem dos circuitos para testes. Nele também é explicado o funcionamento detalhado dos circuitos com as simulações feitas. Nessa seção também é mostrada a metodologia experimental que diz como as placas serão testadas e comparadas 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 é apresentado todos os resultados alcançados no projeto como as placas desenvolvidas e a aquisição dos sinais e sua avaliação. 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 Equilíbrio e Distúrbios do Equilíbrio

O controle postural pode ser classificado em dois tipos dependendo da atividade que a pessoa está realizando. O equilíbrio estático acontece quando o corpo está em repouso e o equilíbrio dinâmico quando o corpo está em movimento. A manutenção do equilíbrio corporal acontece quando as informações do sistema vestibular, do proprioceptivo, e do visual são enviadas para o sistema nervoso central que traduz as informações recebidas responde pelas vias aferentes e proporciona ações motoras para a manutenção do equilíbrio postural por meio de contração dos músculos antigravitacionais [35]. Este processo está representado na Figura 2.1.

O sistema vestibular é responsável pela estabilização da imagem na retina, ajuste postural e orientação gravitacional. Para que isto aconteça, é necessária a informação sobre a posição e movimento da cabeça, o que é feito pelo órgão labirinto. Assim como os olhos percebem os estímulos luminosos, o labirinto é um sensor de posição e de movimento. Esta informação é transmitida ao tronco cerebral e assim são estabelecidas conexões com outros sistemas para realizar os ajustes necessários às três funções do sistema vestibular [35].

O sistema vestibular é sensível às acelerações lineares e angulares e o sistema proprioceptivo é composto por vários receptores que percebem a posição e a velocidade de todos os segmentos do corpo, seu contato com objetos externos e a orientação da gravidade [36]. Já as informações visuais são adquiridas pelas características externas do ambiente, como as cores, as formas e os movimentos dos objetos ao redor e do próprio corpo.

As falhas ou alterações no envio das informações relevantes ao equilíbrio corporal para o sistema nervoso prejudicam o recebimento do estímulo pelo sistema nervoso central, o que altera a sua resposta. Quando essa resposta é prejudicada pode causar desconforto, como tontura e vertigem, e impedir ou prejudicar a realização de atividades simples do dia-a-dia. A queda ocorre quando algum dos sistemas é impedido de recuperar uma perturbação externa [21].

Fatores como o peso corporal, base de sustentação, organização do esqueleto ósseo, e reflexos posturais estão envolvidos na manutenção do equilíbrio postural [25]. A postura ereta não é um evento estático, sendo caracterizada por oscilações, mantendo o corpo em contínuo movimento. Estas oscilações são de ordem involuntária e dependem de mecanismos neuromusculares, visando preservar o equilíbrio postural [35].

A manutenção da postura e equilíbrio postural não são tarefas tão fáceis e envolve vários fatores. No aspecto mecânico diz-se que o corpo está em equilíbrio quando os somatórios

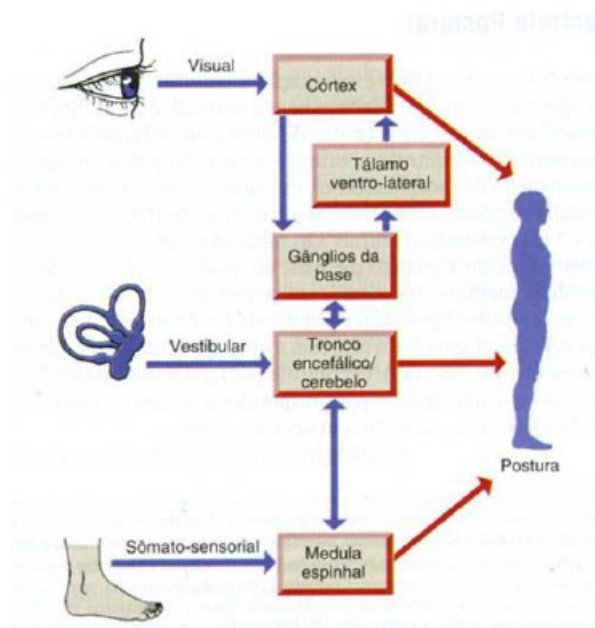


Figura 2.1. A figura mostra como o sistema vestibular, proprioceptivo e o visual influenciam no controle do equilíbrio postural enviando informações para o sistema nervoso para manutenção da postura. Fonte: [9]

das forças internas e externas e os momentos dessas forças que agem nele resultam em zero. Entretanto, o corpo nunca está em equilíbrio perfeito, oscilando constantemente, mesmo quando está em equilíbrio estático [8].

A maior parte dos distúrbios no equilíbrio corporal estão relacionados a problemas no labirinto, que pode gerar uma patologia chamada labirintite. Um sintoma muito forte de que há problemas no sistema vestibular é a tontura. Nesse caso, a identificação e investigação de queixas de tontura é importante, porque pode anteceder problemas futuros no sistema vestibular. Os problemas de origem vestibular respondem por aproximadamente 50 por cento dos casos de distúrbio do equilíbrio corporal [20]. Embora alguns indivíduos com sintomas ou problemas vestibulares frequentemente não apresentem alterações no exame vestibular, estes inferem queixas relacionadas à tontura [33].

A maior frequência de problemas com o equilíbrio corporal acontece em idosos, pois observa-se um aumento crescente dos distúrbios das funções sensoriais, da integração das informações periféricas centrais, bem como o envelhecimento dos sistemas neuromusculares e da função esquelética [19]. Os idosos são mais propensos a doenças que alteram diretamente estas funções como, por exemplo, doença de Parkinson, diabetes, aterosclerose, acidente vascular cerebral e depressão, que acarretam limitação de suas atividades motoras em decorrência da perda de massa muscular, flexibilidade e integridade esquelética.

2.2 Centro de massa e centro de pressão

O balanço postural é definido como a oscilação natural que o corpo apresenta quando está na postura ereta. Para estudo do balanço postural é necessário diferenciar muito bem duas grandezas que influenciam o equilíbrio que são: o centro de massa corporal (COM) e o centro de pressão corporal (COP). A oscilação do centro de massa é a grandeza que realmente indica o balanço corporal e o centro de pressão é resultado da resposta neuromuscular ao balanço do centro de massa [24]. As diferenças entre o COM e COP estão relacionadas à aceleração do corpo inteiro, e quanto menor for as frequências de oscilação, menores será as diferenças entre as duas grandezas [8].

O centro de massa corresponde ao centro das forças gravitacionais que age sobre todos os segmentos do corpo e se move como se toda a força gravitacional que age no corpo humano agisse somente nesse ponto. Pode-se dizer que fisicamente este ponto representa a massa total do corpo e é um conceito análogo ao de centro de gravidade. A posição do centro de massa é uma medida de deslocamento e é independente da velocidade ou aceleração total do corpo ou de seus segmentos. O deslocamento do COP é causado pelo movimento dos segmentos corporais e indica a oscilação do corpo inteiro. Ele pode ser calculado a partir da média ponderada dos centros de massa de cada segmento do corpo em um instante [18].

O centro de pressão é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais que o indivíduo exerce sobre o solo e pode-se dizer que ele representa a resultante da força da gravidade e do sistema do controle postural [18]. O centro de pressão é uma combinação da resposta neuromuscular ao deslocamento do centro de massa e da própria posição do centro de massa [8]. Ele pode ser medido por meio sensores de pressão, que verificam a pressão exercida sobre uma determinada área, ou por plataformas de pressão que registram os momentos e as forças aplicadas em sensores de carga [30].

A manutenção da postura ereta é mantida pelas informações do movimento da posição do centro de massa que é baseado nas informações sensoriais. Fisicamente o corpo atua para gerar forças que garantam a manutenção da posição do centro de massa, com o apoio seja ela uma superfície firme ou macia e as estruturas internas, como os ossos, músculos, articulações e tendões [14].

2.3 Sensores de variáveis relacionadas a equilíbrio

Inicialmente, para a implementação da medição do sinais relacionados ao equilíbrio alguns sensores foram pesquisados para que fosse feito um estudo sobre todos eles e escolher o que melhor atende à necessidade do projeto. O acelerômetro é um dos sensores que pode ser

usado nessa aplicação, pois dependendo da aceleração que é medida é possível determinar a inclinação que o corpo está submetido. Outro sensor capaz de medir a inclinação é o sensor do tipo *tilt* que funcionam basicamente com chave que abre ou fecha dependendo da inclinação sofrida. Há também os sensores chamados de inclinômetro analógico que é capaz de medir o ângulo de inclinação em até três eixos. Por fim, outro sensor estudado foi o giroscópio que, combinado com o acelerômetro, também pode ser usado para detectar sinais sobre inclinação corporal [27].

2.3.1 Acelerômetros

Os acelerômetros são instrumentos capazes de medir a taxa de variação da velocidade, ou seja, a aceleração aplicada a um corpo em um ou mais eixos [10]. Há diversos tipos de acelerômetros, dependendo da aplicação, como cristais piezoelétricos, sensores eletrônicos, acelerômetros piezoelétricos com capacitância variável, sensores piezoresistivos e transdutores de força. O seu funcionamento é baseado em um sistema massa e 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 2.2.

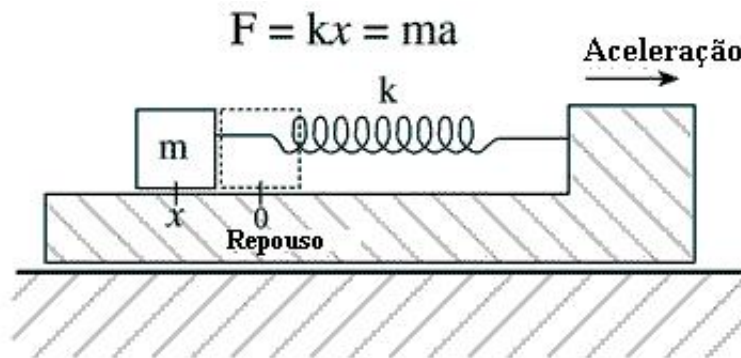


Figura 2.2. A figura mostra o princípio básico de um acelerômetro, o qual, é baseado em um sistema massa e mola igualando as equações da Lei de Hooke e a segunda lei de Newton. Fonte: [4]

A aceleração é medida quando ocorre a pressão, tensão ou compressão de um segmento ou local onde o sensor foi fixado. A inércia que há contra estes movimentos é detectada e transformada em sinais elétricos. Estes 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, a rotação, a inclinação, a colisão, a vibração e gravidade (acelerações estáticas) [10]. Por isso,

o acelerômetro possui grande importância na eletrônica e na robótica.

Os acelerômetros possuem diversas aplicações na área médica como medir alterações no batimento cardíaco e pressão sanguínea, determinar diferenças na posição de pacientes, inclinação e rotação do corpo e discriminação de padrões de movimento.

Alguns acelerômetros utilizados para a medição angulação são os ADXL destacando-se os modelos ADXL345 e ADXL335. Esses acelerômetros de três eixos (X, Y e Z) são pequenos e de baixo 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 [7].

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 e a direção do movimento, da aceleração da gravidade e de vibrações. Quando os sinais são influenciadas por vibrações é necessário minimizá-las de forma a torná-las menos atuantes sobre o acelerômetro [10].

2.3.2 Giroscópio

O giroscópio é um dispositivo usado para medir a inclinação de objetos em relação à um determinado eixo definido e são muito utilizados hoje em diversas áreas como a automotiva, militar, industrial, médica, etc. A maior parte dos giroscópios são eletromecânicos que possuem um sistema com eixo central com algum tipo de rolamento e sistema de suspensão com barras de torção que permitam o movimento de rotação e o movimento em duas direções ortogonais.

Muitos estudos estão sendo feitos atualmente com intuito de detecção de quedas usando a combinação de giroscópios e acelerômetros como nos estudos de [15] e de [29]. Nesses casos o acelerômetro é usado para determinar as acelerações do centro de massa do corpo para obter as forças específicas que sobre o mesmo e o giroscópio é usado para determinar a velocidade angular do corpo [15].

O tipo de giroscópio muito utilizado para o estudo de detecção de quedas é o de microeletromecânica (MEMS), pois ele é de tamanho compacto, pouco peso, baixo consumo, alta confiabilidade e inteligência aumentada [11]. Um modelo, por exemplo, de giroscópio microeletromecânica usado na pesquisa sobre detecção de [15] foi o ITG3200, um dispositivo triaxial com saídas digitais e comunicação serial que segue o protocolo I2C.

2.3.3 Sensores de inclinação do tipo eletrônico

Um dispositivo muito utilizado por carpinteiros, pedreiros e topógrafos para avaliar se uma superfície está em um nível horizontal ou não é o dispositivo chamado de "nível de bolha" mostrado na Figura 2.3. Ele utiliza o princípio chamado de "*water level*", ou "nível de água", na qual a água vai procurar a sua "orientação planar" devido aos efeitos da gravidade e é possível determinar quando a superfície está fora do seu plano horizontal ideal [32].



Figura 2.3. Exemplo de um dispositivo para nivelamento que é capaz de avaliar se a superfície está no seu plano horizontal ideal usando como referência o efeito da gravidade que o líquido sofre quando a inclinação muda. Fonte: [32]

Os sensores de inclinação eletrônicos funcionam com base no princípio de nível de água explicado anteriormente. Este método utiliza a conversão e a posição de líquidos em relação a gravidade e o estímulo de impulsos elétricos. A medição do ângulo de inclinação para um sensor baseado nesses princípios está exemplificado na Figura 2.4. Um recipiente, contendo solução eletrolítica, possui dois eletrodos (cada lado) paralelos ao eixo de inclinação na sua base. Uma tensão alternada é aplicada nas superfícies dos eletrodos para eliminar o efeito de polarização nos eletrodos e gera um campo de dispersão de cada lado. Quando o recipiente é inclinado em torno do eixo central variação no ângulo de inclinação do recipiente ocorre uma alteração da condutância elétrica da solução, porque a redução da altura do líquido diminui o número de íons por cima do eletrodo e a sua condutividade [32].

O par de eletrodos submersos em uma quantidade maior de fluido produz um sinal maior do que os eletrodos que estão no lado que está com menos fluido. Este desequilíbrio é detectado por um quinto eletrodo que é colocado para esta medição. Caso o recipiente seja inclinado no sentido contrário o sinal detectado muda de sinal. Esta é a montagem para um sensor com um único eixo de medição e caso queira montar para mais eixo que meçam simultaneamente basta duplicar essa montagem. Exemplo de sensores que utilizam esse princípio são os produzidos pela Measurement Specialties, mostrado na Figura 2.5, das

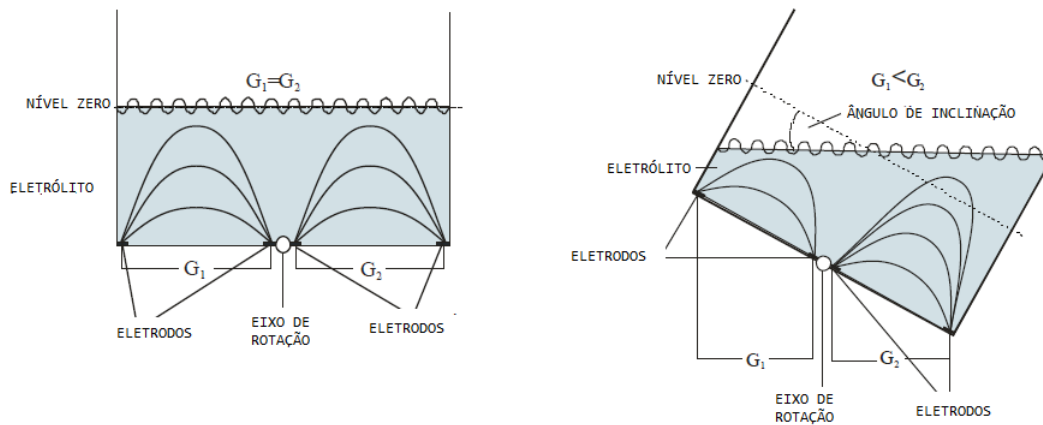


Figura 2.4. Ilustração de um recipiente que mostra o princípio da condutividade elétrica para inclinômetro eletrônico. Fonte: Adaptado de [32].

séries DSP/DPN que são de dois eixos, medem de ângulos entre 2° e 30° , possuem resolução alta, são resistentes a vibração e o seu protocolo de comunicação é I2C. [32].



Figura 2.5. Este sensor é um exemplo de inclinômetro eletrônico da Measurement Specialties para dois eixos e medem variação de ângulos entre 2° e 30° . Fonte: [32]

2.3.4 Sensores de *tilt* do tipo *Rolling ball*

O *rolling ball* é outro sensor que pode ser usado para medir a inclinação de objetos ou superfícies. O seu princípio é baseado no conceito do dispositivo de nivelamento como mostrado na Figura 2.3 já explicada. Este sensor tem dimensões milimétricas e não possui precisão da variação do ângulo de variação mas somente se algum objeto ou superfície está no plano horizontal ou não. Um exemplo de *rolling ball* está na Figura 2.6.

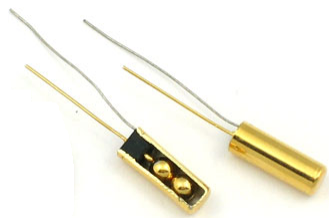


Figura 2.6. Sensor *Rolling Ball*. Fonte: [1]

O sensor possui um funcionamento básico que é semelhante a uma chave, "*switch*", com duas posições: aberto ou fechado. Está fechado quando as bolas, que são condutoras, fazem o contato elétrico e a aberta quando muda a inclinação e portanto não há mais contato como ilustrado na Figura ???. Este sensor pode ser utilizado para determinar o equilíbrio corporal definindo como aberto a posição de desequilíbrio do corpo.

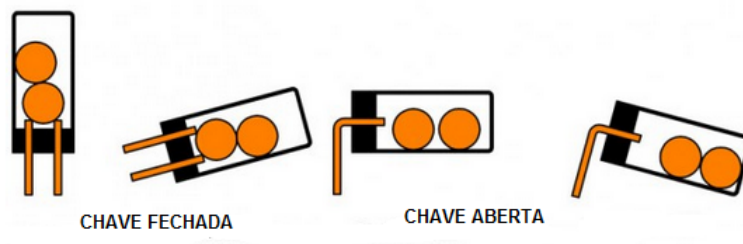


Figura 2.7. Princípio de funcionamento do sensor de *tilt* do tipo *rolling ball*. Quando há contato elétrico a chave está fechada e quando muda de posição e não há mais contato a chave está aberta *Rolling Ball*. Fonte: Adaptado de [1]

2.4 Plataforma de desenvolvimento do tipo Arduino

Os microcontroladores são computadores de propósito específico que possuem tamanho reduzido, baixo custo e baixo consumo de energia e além disso, possuem internamente todos os componentes necessários para seu funcionamento autônomo. Atualmente diversos segmen-

tos que os utilizam como, por exemplo, a indústria automobilística, de telecomunicações, de brinquedos, de eletrodomésticos, de eletroeletrônicos, bélica etc [5].

A sua autonomia deve-se ao fato dos microcontroladores possuírem no mesmo encapsulamento alguns dispositivos importantes. O microprocessador tem a finalidade de interpretar as instruções de programa e processar dados. A memória de programa que armazena de maneira permanente as instruções do programa, muito importante para esse projeto. A memória de dados que memoriza os valores associados com as variáveis definidas no programa. Uma série de pinos de entrada e saída (a quantidade depende do modelo) que realiza a comunicação entre o microprocessador e o meio externo. Além disso, vários periféricos que deixam o hardware mais complexo como temporizadores, controladores de interrupção, comunicação serial, geração de modulação por largura de pulso (*Pulse Width Modulation (PWM)*), conversores analógico/digital etc [23].

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 Arduino é uma plataforma de código aberto utilizados para projetos em eletrônica. Por ser aberto há uma grande comunidade de desenvolvedores do mundo inteiro que publicam bibliotecas já com as funções específicas e prontas. O Arduino consiste em uma placa de circuito físico programável, por isso chamado de microcontrolador, e um *software* para programação chamado de *Integrated Development Environment*(IDE) que utiliza uma linguagem simplificada de C++. O Arduino possui uma grande vantagem de possuir placas ou módulos programáveis de componentes eletrônicos importantes e muito úteis que foi uma das justificativas de ter escolhido essa plataforma.

Há diversos modelos de Arduinos para diferentes aplicações. Por exemplo, o Arduino Uno que pode ser usado em projetos 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, ver Figura 2.8. Outro modelo placa é o Arduino Mega que é utilizado para projetos maiores com maior necessidade de portas e processamento, possuindo o microcontrolador ATmega2560, ver Figura 2.8. 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, ver Figura 2.8. Por fim, outra placa que é desenvolvida para vestimentas e tecidos inteligentes, pois a placa permite ser costurado diretamente sobre o

tecido e de modo similar ser conectado com fontes de alimentação e sensores, ver Figura 2.8. A possibilidade de se utilizar o Arduino LilyPad é o principal motivo da escolha do Arduino para o implementação desse sistema.

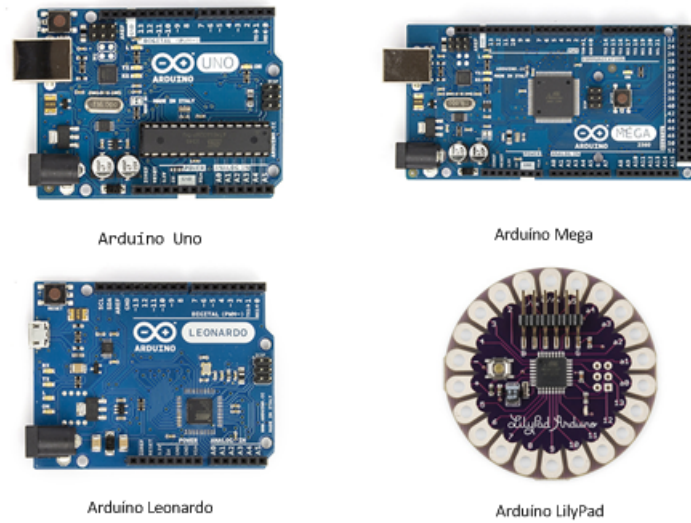


Figura 2.8. Imagem dos Arduínos Uno, Mega, Leonardo e LilyPad. Fonte: [2]

2.4.1 Módulo Acelerômetro ADXL335

Para a aquisição de dados dos ângulos de inclinação escolheu-se utilizar o acelerômetro ADXL335 por já possuir um módulo pronto desse acelerômetro, ver pinagem na Figura 2.9. A grande vantagem desse módulo é a sua saída analógica que facilita a aquisição e transmissão dos dados obtidos. O diagrama de bloco funcional da Figura 2.10 mostra a funcionamento do circuito interno do acelerômetro desde a medição da variação do angulação até o tratamento do sinal para a saída analógica dos três eixos x, y e z. A sua saída é chamada de radiométrica, ou seja, ela varia de 0V para posição do acelerômetro em -3G até 3.3V para saída de +3G.

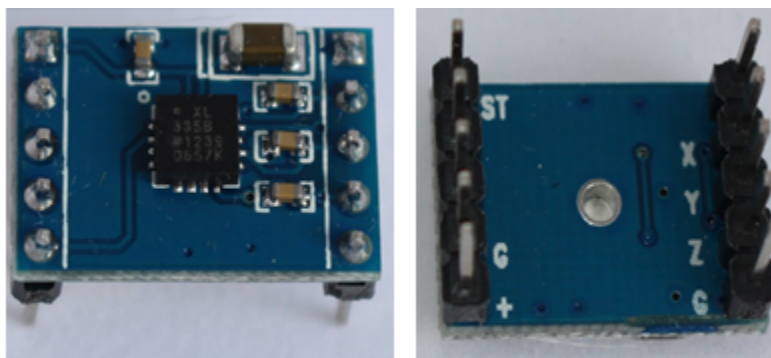


Figura 2.9. Imagem de frente (esq) e verso (dir) do módulo do acelerômetro ADXL335 para Arduino usado no projeto.

O 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 mensurado usando um condensador diferencial que consiste em placas fixas independentes ligados 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 usados para determinar a magnitude e direção da aceleração [7]. A saída do desmodulador é amplificado e o sinal é levado para fora do chip através de uma resistência de 32k. Este processo pode ser visto na Figura 2.10.

A variação dos três eixos de saída (x, y e z) que o acelerômetro sofre quando sofre algum movimento está demonstrado no sistemas de coordenadas da Figura 2.11. A partir dessa Figura relaciona-se a referência que o acelerômetro sofre com a orientação da gravidade como mostrada na Figura 2.12.

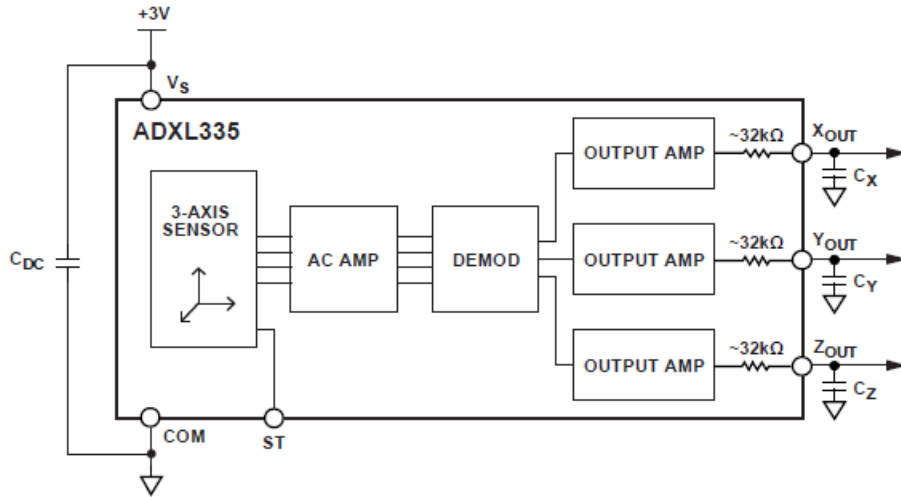


Figura 2.10. Diagrama de bloco funcional do acelerômetro ADXL mostrando o sensor e o tratamento de sinal até as saídas dos três eixos x, y e z. Fonte: [7]

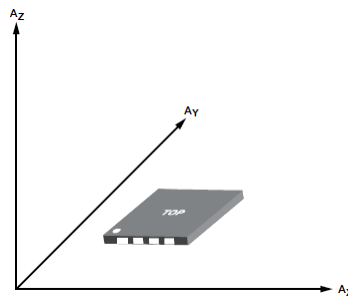


Figura 2.11. Sistemas de coordenadas dos três eixos que o acelerômetro é sensível quando sofre movimentação. TOP é a referência da parte superior do sensor. Fonte: [7]

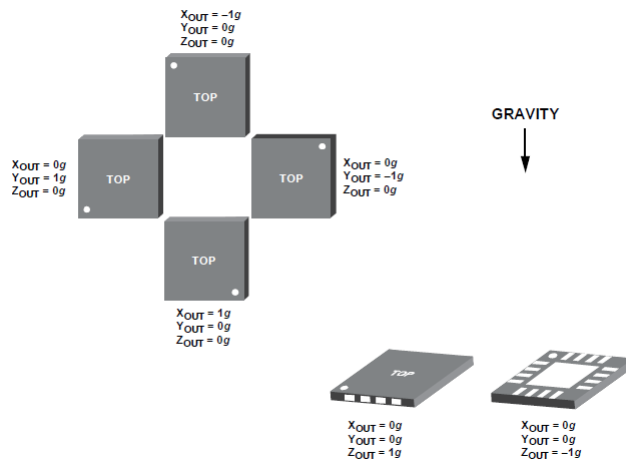


Figura 2.12. Relação das saídas analógicas x, y e z com a orientação da gravidade. TOP é a referência da parte superior do sensor. Fonte: [7]

2.4.2 Módulo Transmissor e Receptor Radio Frequência

A transmissão e recebimento de dados sem fio pode ser feito 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 2.13. Diferentemente das ondas mecânicas, que necessitam de um meio material para se propagar (sólido, líquido ou gás), as ondas eletromagnéticas não precisam de um meio para que a informação seja transmitida. Elas 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 [13].

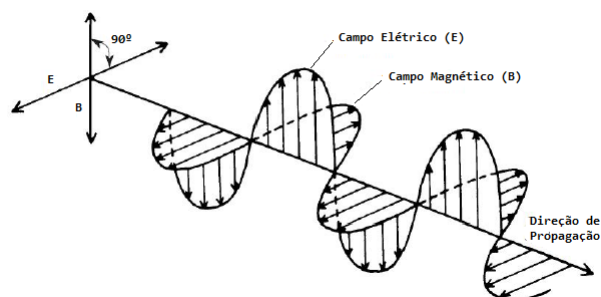


Figura 2.13. Propagação onda eletromagnética ocorre pela sucessão alternada de campos elétricos e magnéticos perpendiculares. Fonte: Adaptado de [13]

As ondas eletromagnéticas são classificadas de acordo com sua frequência(Hz), que é o número de oscilações (ou ciclos) por unidade de tempo. A frequência é inversamente proporcional ao seu comprimento(metros), distância entre dois picos ou vales. A relação entre frequência e o seu comprimento resulta na velocidade de propagação da onda. As ondas de radio frequência são ondas eletromagnéticas cuja frequências utilizadas pela variam entre 30 KHz a 5,8 GHz [6].

O Arduino possui o módulo de transmissão de informações por rádio frequência permitindo a transmissão sem-fio de dados analógicos. A sua frequência de operação é de 433,92MHz e permite transmitir até uma distância de 100 metros se não possuir barreiras, ver Figura 2.14.

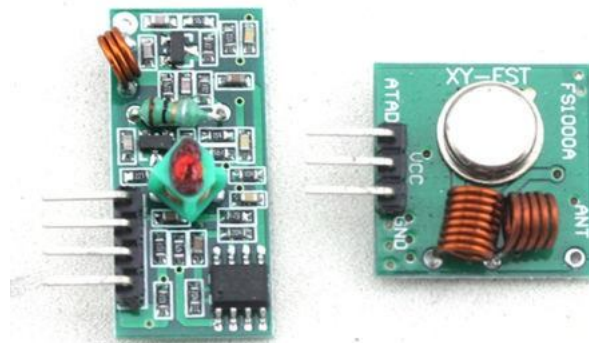


Figura 2.14. Módulo de transmissão em radio frequência com frequência de 433,92MHz e transmite com uma distância de até cem metros. Placa receptor (esquerda) e placa transmissor (direita).

2.4.3 Módulo Relógio RTC

O módulo de relógio de tempo real (*Real Time Clock(RTC)*) é um circuito que mantém o controle do tempo presente. Este módulo é usado integrado com o módulo de cartão SD, 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 I2C, explicado nas seções anteriores, 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 a bateria de lítio de 3V para que a contagem continue mesmo após o desligamento da alimentação externa. Este módulo será importante para o projeto para que o sistema se torne portátil e o acompanhamento dos dados sejam precisos. Na Figura 2.15 mostra a frente e o verso do módulo.

2.4.4 Módulo Cartão SD

Outro módulo que os Arduinos possuem é o de leitura e gravação em cartão SD, Figura 2.16. Em sua placa há um circuito que detecta falhas de energia, acionando assim automaticamente a bateria para evitar perda de dados. O endereço e as informações são transferidas via comunicação serial baseada no protocolo *Inter-Integrated Circuit (I2C)* e *Serial Peripheral Interface (SPI)*. 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 o microcontrolador selecionar com qual circuito que se desejar

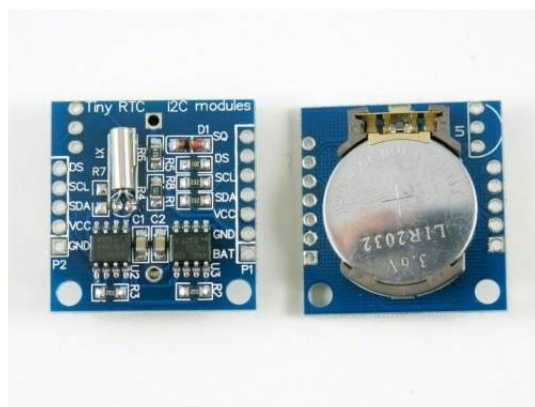


Figura 2.15. Módulo para contagem de tempo e calendário com CI1307 e bateria de lítio de 3V para Arduino.

estabelecer comunicação. A transmissão de informações para o microcontrolador é feito de forma síncrona por dois fios chamados de *Serial Data* (DAS), para enviar e receber dados, e o *Serial Clock* (SCL), usado para o *clock* que sincroniza a comunicação [28]. Na Figura 2.17 mostra este processo com um microcontrolador conectado à vários componentes no mesmo barramento.

O protocolo SPI desenvolvido pela Motorola e o seu barramento é formado por três linhas de transmissão de 8 *bits*. Diferentemente do Protocolo I2C cada linha contém a informação entre os dispositivos conectados ao barramento. Cada linha é responsável por enviar ou receber dados, porém é permitido enviar e receber dados ao mesmo tempo. A Figura 2.18 mostra como os dispositivos ligados. 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 está conectado, no caso dos acelerômetros é o microcontrolador. Cada linha é ativada por uma linha chamada de *Select Slave*(SS) [26].

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 é o escrevo. O pino *Master In Slave Out* (MISO) que é justamente o contrário do MOSI, pois o nele é configurado 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 sincroniza os dados. Além disso, ele

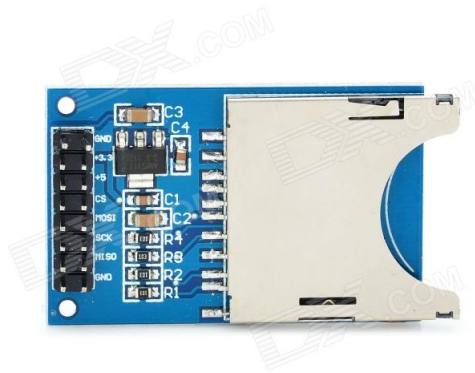


Figura 2.16. Este é o módulo que permite a leitura e gravação de dados em um cartão SD. Este permitirá o armazenamento de dados localmente.

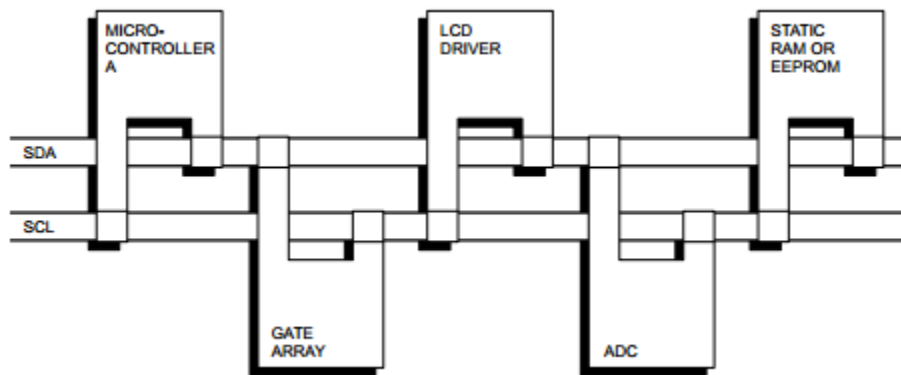


Figura 2.17. A figura mostra o conceito básico do Protocolo I2C para a comunicação serial entre um microcontrolador conectado à vários componentes. Fonte: Adaptado de [28]

permite ser alimentado tanto de 5V quanto de 3.3V.

2.5 Multiplexadores

O multiplexador ou seletor de dados é um circuito lógico que aceita diversos dados digitais ou analógicos de entrada e seleciona um deles, em um certo instante, para a saída. O roteamento do sinal de entrada desejado para a saída é controlado pelas entradas de seleção, chamadas também de endereço [34].

A Figura 2.19 mostra um esquemático do que é um multiplexador. A multiplexação atua como uma chave digital controlada por várias posições, no qual o código digital aplicadas nas

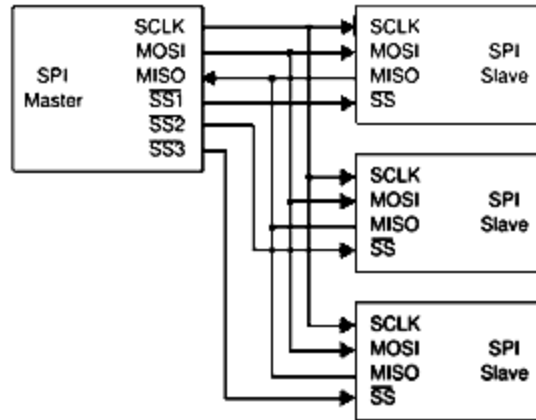


Figura 2.18. Diagrama para o uso da comunicação com o Protocolo SPI para diversos dispositivos conectados à dispositivo central responsável por iniciar a transferência da informação, gera sinais de *clock* e controle. Fonte: [22]

entradas de seleção controla qual entrada de dados será chaveada para a saída. Por exemplo, a saída Z será igual a entrada de dados I0 para um determinado código de seleção e Z será igual a I1 para outro código de seleção; e assim sucessivamente [34].

A multiplexação nesse projeto foi necessário para chavear as saídas x, y e z dos seis acelerômetros. Por isso, o escolhido foi o multiplexador/demultiplexador 4051, pois ele permite chavear até 8 entradas e portanto, possui três entradas digitais de seleção (A, B e C). A Figura 2.20 mostra o encapsulamento e o diagrama de blocos funcional do circuito interno.

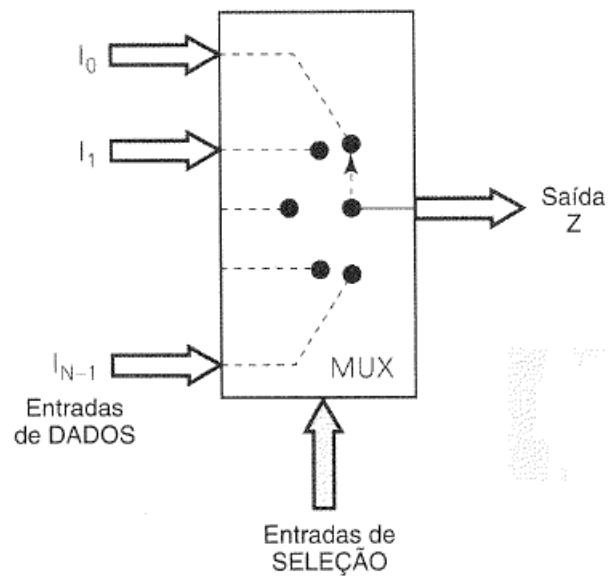


Figura 2.19. Este é um diagrama de um multiplexador digital. O código de seleção determina qual entrada é transmitida para a saída Z. Adaptado de: [34]

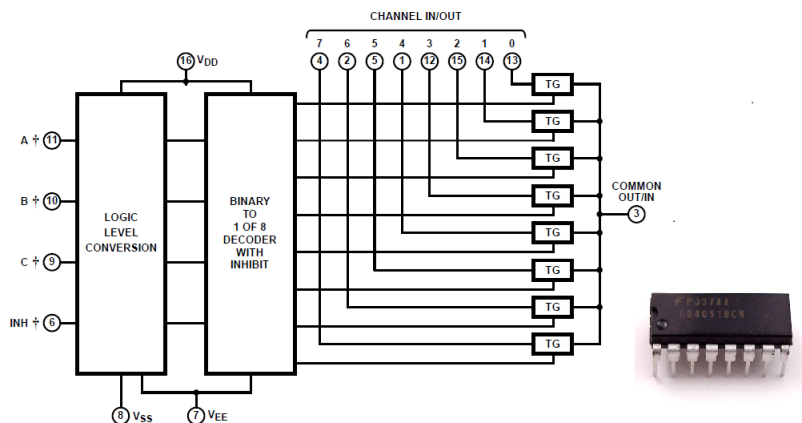


Figura 2.20. Diagrama de blocos funcional do circuito integrado 4051 utilizado para multiplexação no projeto e o seu encapsulamento. Como visto ele possui oito entradas digitais ou analógicas e três entradas digitais de seleção (A, B e C). Adaptado de: [16]

3 Metodologia

3.1 Desenvolvimento do sistema microcontrolado para aquisição e análise de sinais relacionados a equilíbrio

O desenvolvimento do projeto começou pelo levantamento bibliográfico pesquisas detalhadas do que já foi desenvolvido acerca do tema estudado. Para o estudo de equilíbrio foi necessário conhecer como ocorre o controle do equilíbrio corporal e os principais distúrbios que causam desequilíbrio, sendo assim, foram feitas pesquisas sobre o equilíbrio corporal e o balanço postural e como estas variáveis afetam o cotidiano das pessoas. Nessas pesquisas percebeu-se a necessidade também de pesquisar profundamente os conceitos mais relevantes acerca de centro de massa e centro de pressão, principalmente como estas grandezas influenciam e são influenciadas no equilíbrio corporal.

Para adquirir sinais relacionados ao equilíbrio corporal foi feito pesquisas sobre os sensores comerciais que podem ser utilizados como o acelerômetro, giroscópio, inclinômetros analógicos de um e dois eixos e sensores do tipo *switch*. 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. Para completar também foi pesquisado sobre os microcontroladores até que o utilizado foi o Arduino Uno, no qual estará todo o código para aquisição, transmissão e armazenamento dos sinais adquiridos pelos acelerômetros. O sistema possui também multiplexadores, emissor e o cartão SD para armazenamento local. O Arduino Uno é alimentado por uma bateria de 9V conectado por um adaptador. Porém, é importante resaltar que é previsto utilizar no futuro o Arduino LilyPad por ele permitir ser costurado diretamente na roupa. Também foi utilizado o Arduino Leonardo que controla o receptor dos sinais transmitidos pelo transmissor.

A implementação do circuito foi feito primeiramente por meio de uma simulação em um esquemático. Para desenho dele foi utilizado o *software* Proteus que permite o desenho e simulação de circuitos eletrônicos com o ambiente Isis. Este *software* foi escolhido principalmente pela sua capacidade de simular a programação de microcontroladores, inclusive o Arduino utilizado.

Posteriormente, foi feito os testes em uma *protoboard* do circuito simulado. Nesses testes foram verificados a aquisição dos acelerômetros que foram ligados aos multiplexadores e a multiplexação e seu código programado no Arduino Uno. O módulo de envio também foi montado na *protoboard* e testado o código feito no Arduino Uno. Outro módulo que

foi testado na *protoboard* foi o do cartão SD, assim como também o módulo de contagem de relógio e calendário. No código feito no programa IDE do Arduino foi desenvolvido a aquisição e leitura dos acelerômetros, envio dos dados pelo módulo RF, gravação e leitura no cartão SD, a gravação da hora e data no arquivo do SD card por meio do módulo RTC. Além disso, o código 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.

Nessa etapa também foi testado a alimentação externa por meio de uma bateria e a programação no Arduino Leonardo do receptor dos dados enviados pelo emissor. Por fim, nesses testes foram feitos também a leitura e plotagem da leitura dos ângulos obtidos pelos eixos x e y por meio do *software* MatLab. Nessa plotagem verificou-se a variação da angulação dos sensores que será muito importante no desenvolvimento do classificador.

Após todos testes realizados e verificados foi feita então a implementação das placas propriamente dito e colocadas nos bolsos costurados em uma camisa chamada de segunda pele. Esta camisa foi escolhida por ser ajustar ao corpo de forma a ser apropriada para adquirir as variações reais de angulação do corpo. As posições das sete placas implementadas foram colocadas nas costas por serem aquelas que podem dar a melhor resposta da inclinação corporal. Nas seis placas espalhadas pelas costas estão contidas os acelerômetros e a placa central conta com o microcontrolador Arduino, o transmissor do módulo RF, o módulo de cartão SD, os multiplexadores, o módulo RTC e a bateria. O módulo receptor foi conectado a um outro Arduino, o Leonardo, ligado a um computador para receber os dados em tempo real. Toda essa configuração está representada no diagrama da Figura 3.1. O Arduino foi escolhido para fazer toda essa implementação, principalmente, pelo fato de poder utilizar o Arduino do modelo Lilypad produzido exatamente para projetos em vestimentas.

As placas com acelerômetro e a placa central são ligadas por meio de cinco fios: um para o terra comum, outro para a alimentação dos acelerômetro e outros três para o envio dos dados medidos pelo acelerômetro um para cada eixo. Ver Figura 3.1. O fio preto é o terra comum no circuito, o verde é a alimentação de 3.3V, o amarelo é a saída analógica do eixo x, o vermelho é saída analógica do eixo y e o fio laranja é a saída analógica do eixo z.

3.1.1 Classificador para equilíbrio corporal

Este projeto está sendo realizado em parceria com um trabalho de mestrado na Universidade de Brasília Campus Gama. O mestrando utilizará o sistema como parte do seu trabalho para desenvolver um classificador de equilíbrio corporal baseado em máquina de vetor de suporte

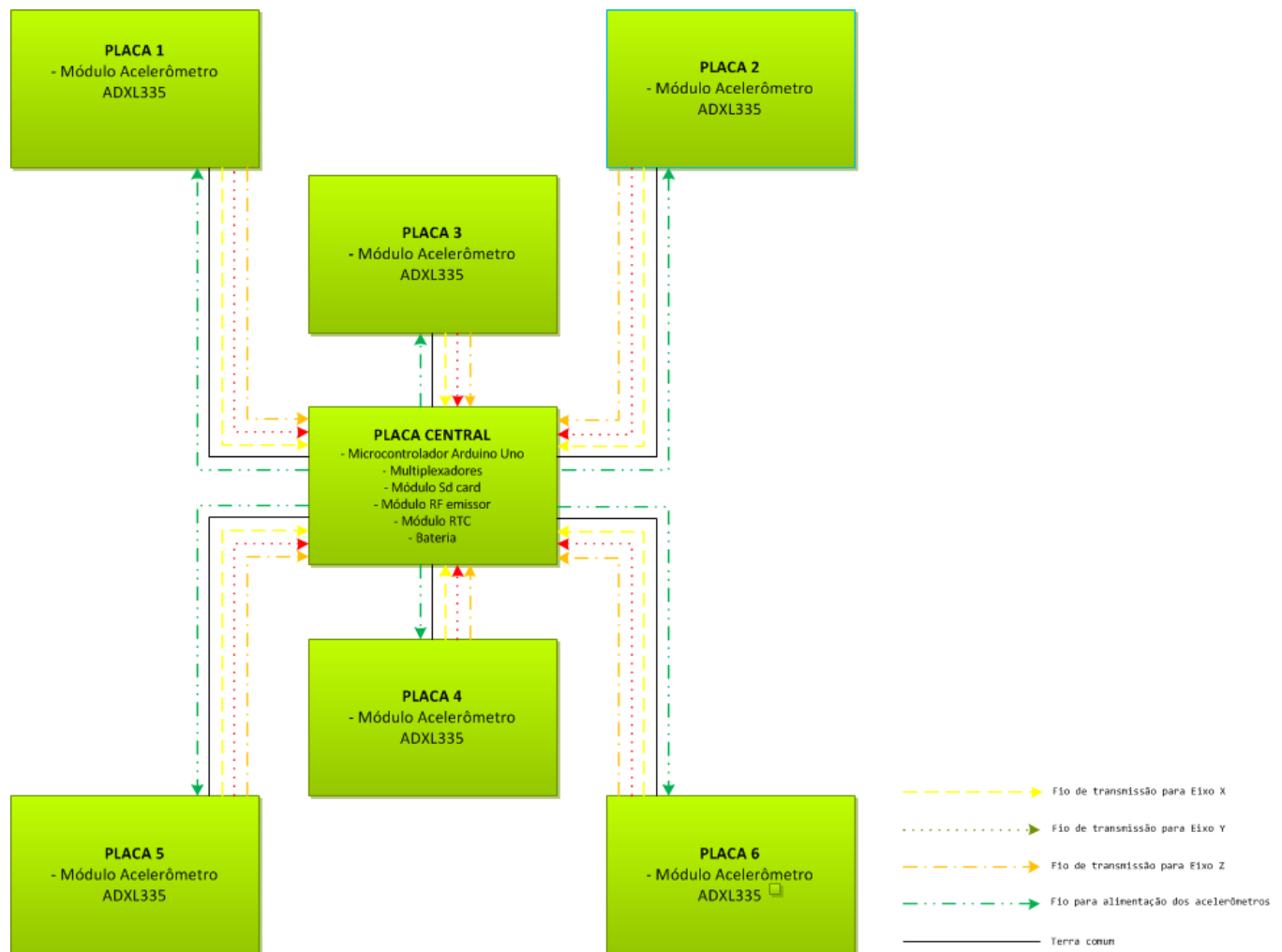


Figura 3.1. O sistema será composto por seis placas com um acelerômetro em cada e uma placa central. As placas serão ligadas por cinco fios. Preto é o terra comum, verde a alimentação, amarelo o eixo x, vermelho o eixo y e laranja o eixo z.

que classificará os sinais adquiridos em níveis de equilíbrio estáveis ou não.

3.2 Avaliação experimental do sistema de aquisição de sinais de equilíbrio

Nessa etapa será detalhado quais serão os experimentos utilizados para validar e analisar os sinais relacionados ao equilíbrio corporal obtidos pelo sistema composto pelos sensores de aquisição a serem analisados pelo algoritmo de classificação de equilíbrio. Desde a simulação do sistema, a montagem detalhada de todas as partes do circuito para testes,

3.2.1 Simulação computacional do circuito de aquisição

A simulação do circuito eletrônico foi feita no *software* Proteus no seu ambiente chamado de ISIS. A Figura 3.2 mostra o circuito composto por um divisor de tensão e um potenciômetro utilizado para simular a variação de ângulo no acelerômetro, na qual a variação da resistência significa a mudança de inclinação.

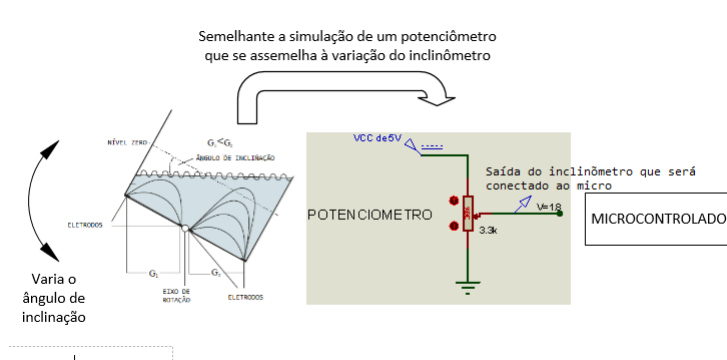


Figura 3.2. Ilustração da comparação feita entre a variação na inclinação com a saída de um potenciômetro. A saída do potenciômetro que no sistema serão os inclinômetros será ligado no microcontrolador. Fonte: Adaptado de [32].

Nesse programa pode-se simular também a multiplexação dos eixos x, y e z por meio do circuito integrado 4051. 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. Portanto, foram utilizadas 6 das 8 entradas que o multiplexador oferece. Os seletores foram codificados de 0 a 5 de forma binária, nas quais, cada número seleciona os eixos x, y e z de um acelerômetro. Por exemplo, o 000 significa leitura dos três eixos do primeiro acelerômetro, o 001 a leitura dos três eixos do segundo acelerômetro, e assim por diante, ver Figura 3.3.

Nem todo o sistema pôde ser simulado, mas a aquisição e envio das saídas analógicas foi simulado nessa etapa. Toda a simulação feita pode ser programada utilizando o processador que o próprio Arduino possui (ATMEGA328) presente no Proteus. O código foi feito no editor IDE do Arduino e exportado para o Proteus. Pode-se simular a variação dos potenciômetros, a multiplexação e saída por meio de *leds*. As saídas representadas por *leds* foram programadas para acender ou apagar dependendo do valor de resistência apresentado pelos potenciômetros. Nessa fase pôde simular também a velocidade de aquisição dos dados e a independência dos acelerômetros, pois pode-se programar para somente a alteração em um acelerômetro ser mostrado pelos leds. Tudo isso programado no editor IDE do Arduino. Na Figura 3.3 mostra todo esquemático simulado e um exemplo de variação em um acelerômetro.

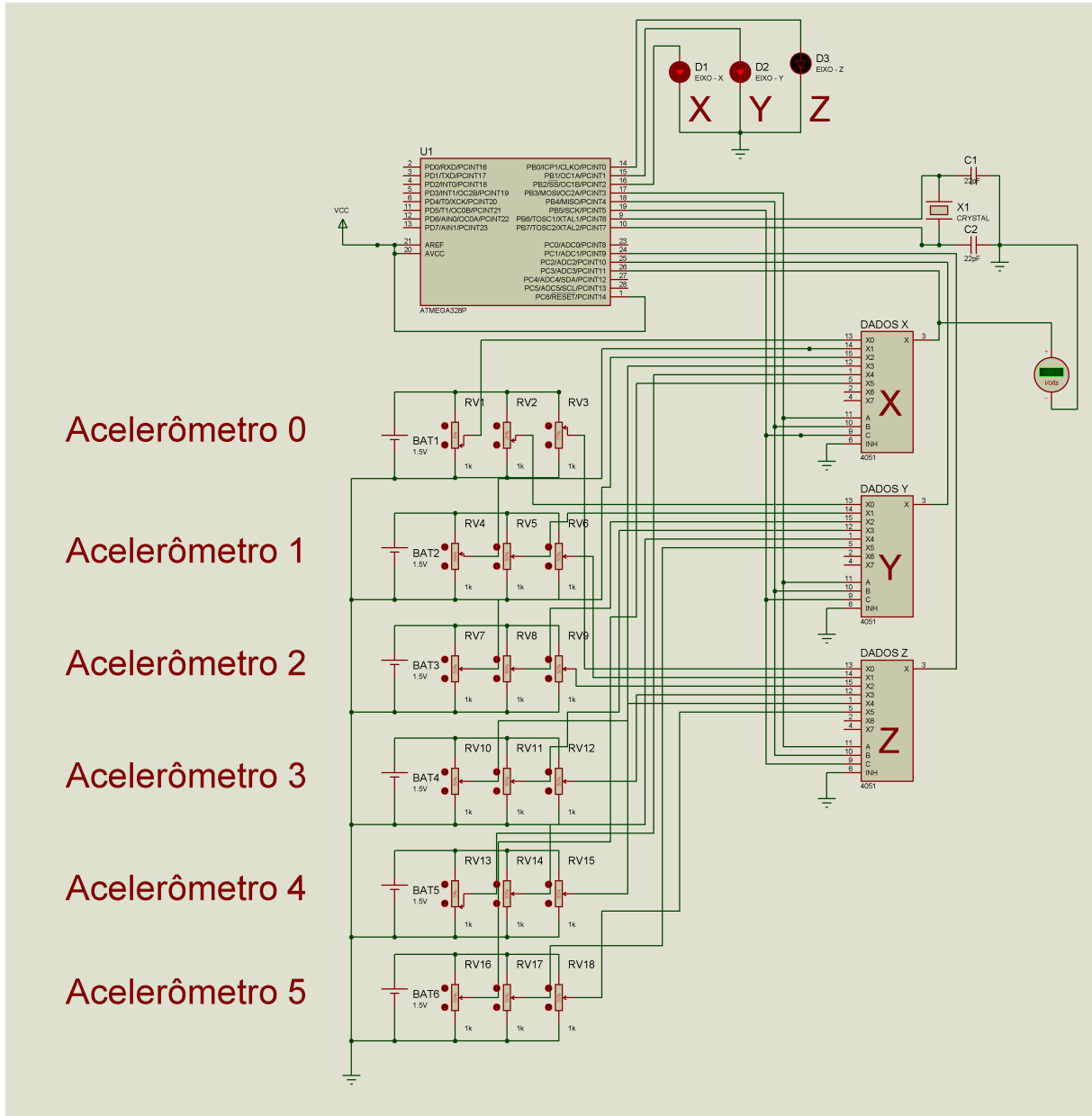


Figura 3.3. Esquemático utilizado no Proteus para simular a parte do circuito de variação da angulação nos três eixos e o envio das saídas analógicas para o Arduino. O código feito no IDE também foi simulado nesse esquemático.

3.2.2 Montagem do circuito para testes

A montagem de todo o circuito foi feito em uma *protoboard* para a realização de todos os testes, confirmação de tudo o que foi simulado e desenvolvimento do sistema de análise dos dados obtidos. Ela foi feita conectando os seis módulos do acelerômetro ADXL335 aos três multiplexadores 4051. Assim como feito na simulação e respeitando a pinagem mostrada na Figura 3.4 todos os seis eixos x foram ligados nas entradas (pinos 13, 14, 15, 12, 1 e 5, respectivamente) do primeiro multiplexador, todos os eixos y ligados nas entradas do segundo (pinos 13, 14, 15, 12, 1 e 5, respectivamente) e todos os seis eixos z nas entradas (pinos 13, 14, 15, 12, 1 e 5, respectivamente) do terceiro multiplexador.

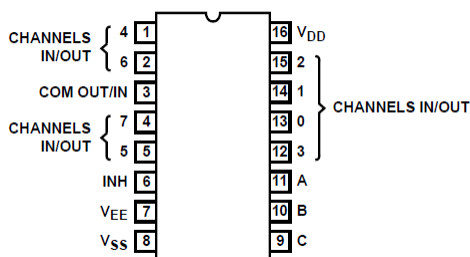


Figura 3.4. Pinagem do circuito integrado multiplexador 4051 utilizado para a multiplexação das saídas analógicas dos acelerômetros. Nele temos os pinos de entrada (1, 2, 4, 5, 12, 13, 14 e 15), o pino de seleção (9, 10 e 11), o pino de saída (3) e o pino de INH (6).

A seleção dos multiplexadores representadas pelos pinos A(11), B(10) e C(9) foram curto-circuitadas entre si e ligadas aos pinos digitais (5, 6 e 7) do Arduino Uno, respectivamente. As saídas dos multiplexadores, o pino 3 de cada, foram ligados aos pinos analógicos A1, A2 e A3 do Arduino Uno. O pino INH determina se o 4051 funciona como multiplexador (0V) ou demultiplexador (5V), portanto nesse caso ele foi aterrado. Os pinos 7 e 8 também foram aterrados e a alimentação de 5V fornecida pelo Arduino no pino 16. Toda essa ligação está mostrada no diagrama da Figura 3.5.

O módulo de emissor de radio frequência possui três pinos: um para o recebimento do sinais que serão enviados, chamado de DATA, outro para alimentação de 5V e um para o terra. O pino DATA foi ligado no pino digital 3 do Arduino Uno. Esta ligação está mostrada na Figura 3.6.

Para o módulo de gravação possui 8 pinos e a ligação no Arduino foi feita seguindo o diagrama da Figura 3.7. O pino SCK ligado no pino digital 13, o MISO no pino digital 12, o MOSI no pino digital 11 e o CS no pino digital 4. Além disso ele possui dois pinos de terra que foram ligados ao terra comum e dois pinos de alimentação, um para 3.3V e outro de 5V. O pino de alimentação de 5V foi ligado a alimentação no Arduino. Já o módulo RTC

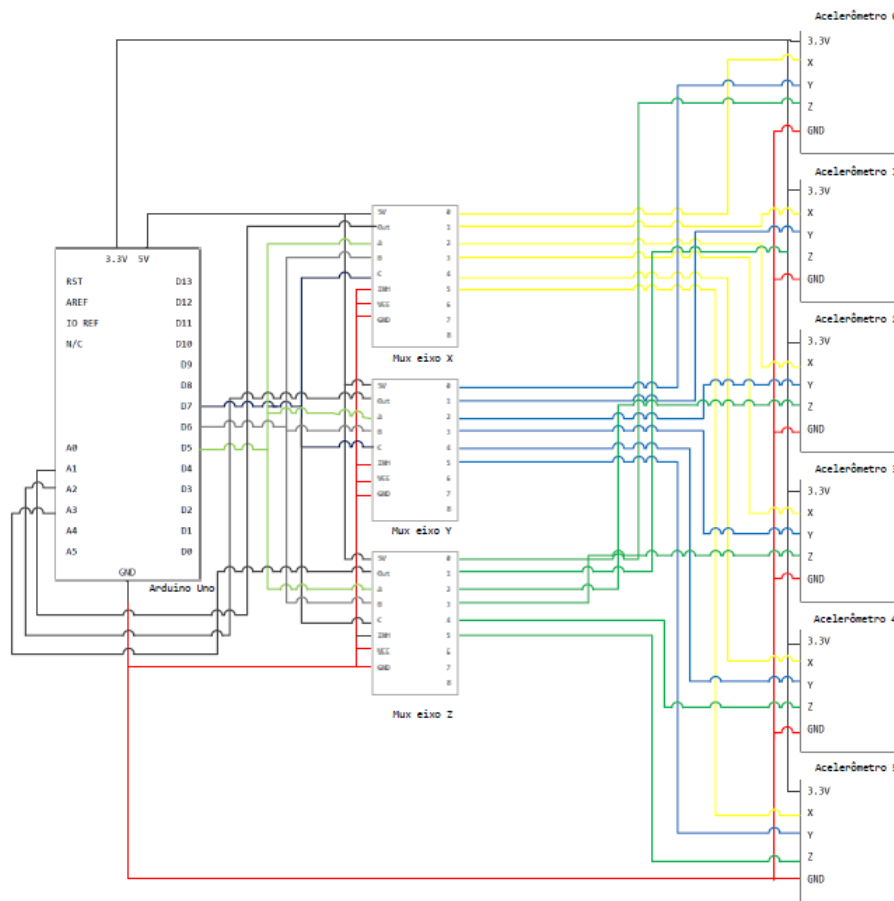


Figura 3.5. Ligação efetuada entre o módulo da acelerômetro ADXL335 com os multiplexadores e a ligação entre os multiplexadores e o Arduino Uno.

utilizado para gravar data e hora possui 4 pinos: o pino SCL foi ligado no pino analógico A5, o SDA no pino analógico A4 do Arduino Uno e sua alimentação no 5V e terra comum do circuito. Toda a ligação dos módulos do cartão SD e do RTC podem ser visualizados na Figura 3.7.

O outro circuito montado foi o do módulo de receptor por radio frequência que capta os sinais enviados pelo emissor. A ligação foi feita no Arduino Leonardo. Este módulo possui quatro pinos: dois para DATA que recebem os sinais, um para alimentação de 5V e outro para o terra. A ligação, que pode ser visualizado na Figura 3.8 utilizou os pinos digitais 4 e 5 do Arduino Leonardo para os pinos DATA. Lembrando que o código para recebimento dos sinais feito no programa IDE do Arduino fica em um computador para monitoramento em tempo real.

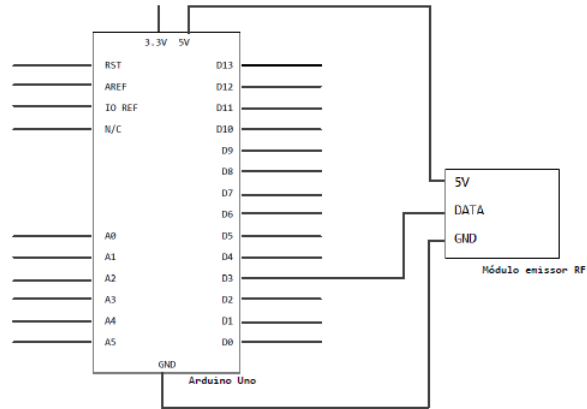


Figura 3.6. Ligação efetuada entre o módulo de emissor de rádio frequência e o Arduino Uno.

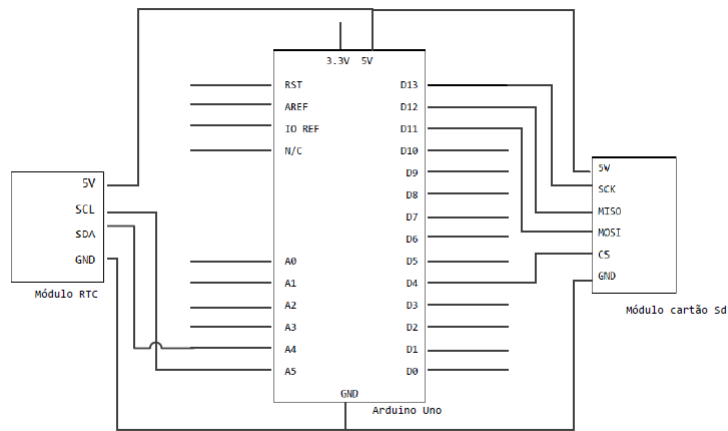


Figura 3.7. Ligação efetuada entre o módulo de cartão SD e RTC no Arduino Uno.

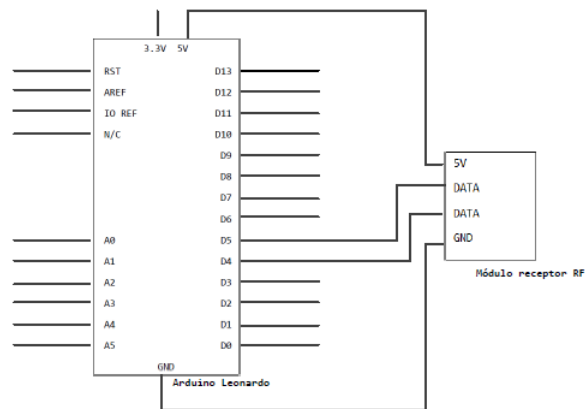


Figura 3.8. Ligação efetuada entre o módulo receptor de sinal via rádio frequência com o Arduino Leonardo.

3.2.3 Implementação do Protótipo e Experimentos

O protótipo feito com todo o circuito simulado, testado e montado foi colocado em camisa chamada de segunda pele que é bem ajustada ao corpo e, portanto capta a variação na angulação do corpo. As sete placas ficaram dispostas na parte de trás da camisa, ou seja, na parte de trás do tronco do paciente como mostrado na Figura 3.9. Para a implementação desse protótipo todos os componentes foram soldados e ligados entre si e para o Arduino Uno por meio de fios soldados. A numeração dos sensores foi definida dessa forma por conta da pinagem dos multiplexadores e estão foram assim estabelecidas de forma que os fios ficassem melhor organizados.

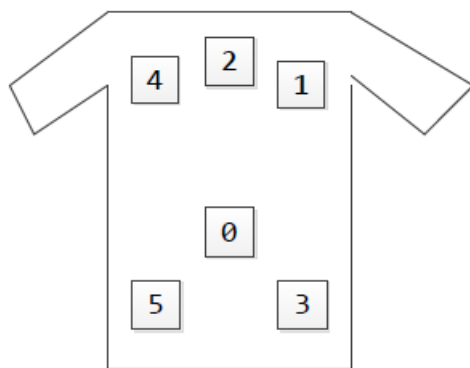


Figura 3.9. Imagem da posição que os sensores ficaram posicionados na camisa.

Após o protótipo ser finalizado foram feitos experimentos com a camisa para verificar a aquisição de cada sensor para cada movimento possível de equilíbrio e desequilíbrio. Estes experimentos foram realizados gravando os dados no cartão SD para visualizar a resposta graficamente, apresentado na seção 4.4. O primeiro experimento feito foi com a camisa ainda não vestida e com o sistema parado por volta de 50 minutos e aquisição foi feita de um eixo de um acelerômetro somente para verificar a relação sinal-ruído que o sensor possui.

Os próximos experimentos foram feitos com a camisa vestida e a gravação no cartão SD foi de todos os eixos e acelerômetros. O primeiro deles foi com a pessoa parada, em posição de equilíbrio estável, por dois minutos. Posteriormente o experimento feito foi com a pessoa caminhando lentamente e uniformemente por cinco minutos. Para a observação da resposta dos acelerômetros para pequenos desequilíbrios fez-se o experimento, camisa vestida, com a pessoa parada sofrendo pequenas variações para diversas direções aleatórias.

Para visualizar o comportamento dos acelerômetros para os três eixos fez-se três outros experimentos movimentando-se o corpo em direções bem definidas. A primeira o movimento

em torno do abdomen, o segundo girando o tronco lateralmente e o terceiro torcendo o corpo em torno do abdomen, mas lateralmente. Esses três movimentos estão exemplificados na Figura 3.10, sendo a primeira, da esquerda para direita, a posição inicial para todos os movimentos, a segunda imagem é torção do corpo em torno do abdomen, a terceira é o giro do tronco lateralmente e o quarta é a torção lateral em torno do abdomen.. Cada movimento foi realizado de forma separado e repetido cinco vezes seguidas. Os resultados dessas gravações podem ser vistos graficamente na seção 4.4.

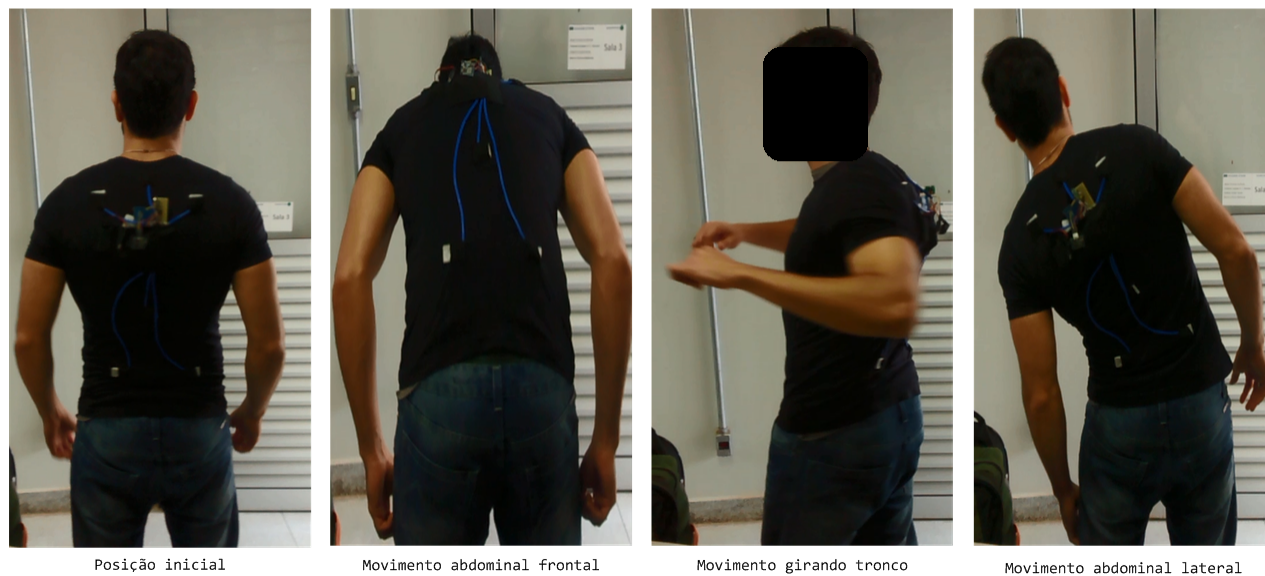


Figura 3.10. Movimentos corporais feitos para experimento do protótipo. A primeira imagem, da esquerda para a direita, é a posição inicial para todos os movimentos. A segunda imagem é torção do corpo em torno do abdomen, a terceira é o giro do tronco lateralmente e o quarto é a torção lateral em torno do abdomen.

Para observar a resposta dos sensores para os casos de quedas bruscas mais quatro experimentos foram realizados, com o protótipo vestido. Primeiramente, fez-se a simulação da queda frontal, repetindo-se três vezes, que uma pessoa pode sofrer seguindo um roteiro com tempos pré-estabelecidos para cair e para levantar, como mostrado na Tabela 3.1. O segundo foi repetido a queda frontal mais cinco vezes com os tempos não pré-definidos para cair e levantar. A segunda queda e terceiro experimento dessa parte foi simular a queda para lateral direita da pessoa cinco vezes seguidas com tempos não pré-definidos para cair e levantar. E por fim, simulou-se também a queda para lateral esquerda da pessoa cinco vezes com tempos para cair e levantar não pré-definidos. Cada movimento foi realizado de separadamente e os resultados dessas gravações podem ser vistos graficamente na seção 4.4. Na Figura 3.10 pode-se visualizar exemplificação de como foi feito estes experimentos de quedas. 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 também e mais dois instantes da simulação de queda para a direita da pessoa e a mesma coisa para a terceira para o caso de queda para o lado esquerdo.

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 3.11. 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 também e mais dois instantes da simulação de queda para a direita da pessoa e na terceira sequência está a posição inicial e mais dois instantes para o caso de queda para o lado esquerdo.

4 Resultados e Discussão

4.1 Caracterização dos códigos implementados nos Arduinos

O código implementado no Arduino Uno controla a aquisição e variação dos acelerômetros, gravação no cartão SD e envio dos sinais para o módulo receptor. O módulo receptor foi programado em outro Arduino, Leonardo, para monitorar em tempo real a angulação do corpo. No código principal foi implementado quatro modos de operação que podem ser escolhidos facilmente como entradas do sistema afim de acrescentar funcionalidades e opções ao usuário.

O primeiro modo de operação grava no cartão SD e transmite para o receptor no Arduino Leonardo aquisição dos três eixos de todos os acelerômetros. Na Figura 4.1 pode-se observar na imagem esquerda a transmissão e na direita a gravação dos dados obtidos. A velocidade de gravação e transmissão foi satisfatória podendo ser alterada na implementação do código.

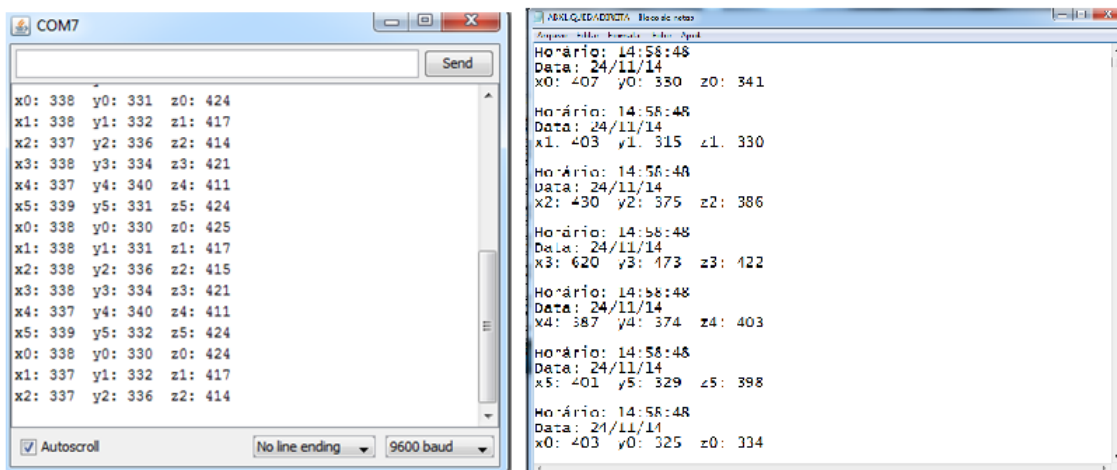


Figura 4.1. Resultado do modo de operação 1 do código no Arduino Uno. Esse modo transmite (esq.) e grava (dir.) os sinais dos três eixos de todos os acelerômetros.

O segundo modo implementado faz aquisição de todos os acelerômetros, como no modo 1, porém somente transmite para o receptor os sinais dos três eixos e de todos os acelerômetros e não grava no cartão SD essas informações. Esse modo foi implementado para que a transmissão de dados fosse mais rápida, pois no modo 1 leva um tempo maior para transmitir pelo fato de levar um tempo para também gravar. Na Figura 4.2 pode observar o resultado

desse modo de operação que será muito importante na análise de equilíbrio em tempo real, porque tem-se a resposta de todos os seis acelerômetros ao mesmo tempo.

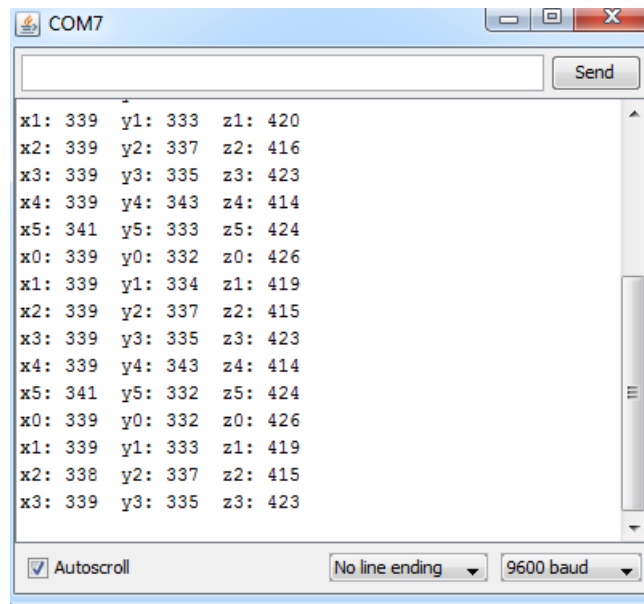
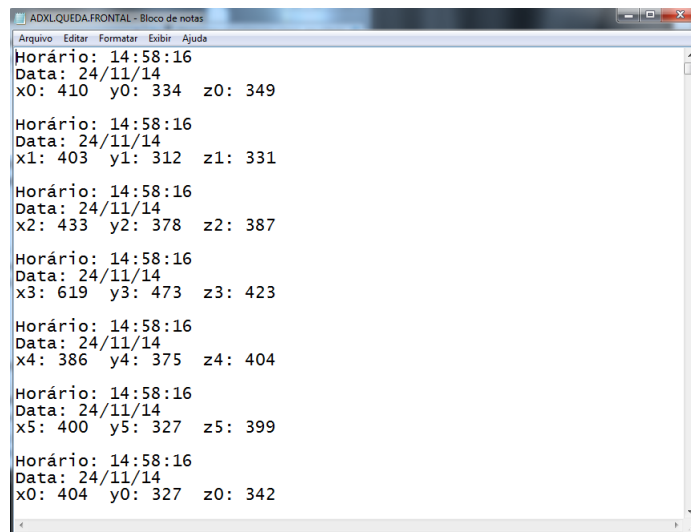


Figura 4.2. Resultado do modo de operação 2 do código no Arduino Uno. Esse modo somente transmite os sinais dos três eixos de todos os acelerômetros.

O terceiro modo de operação somente grava e não transmite as informações de todos eixos e de todos os acelerômetros. Este 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. A Figura 4.3 mostra o resultado desse modo.

Finalmente no quarto de operação o sistema somente transmite as informações adquiridas pelos eixos x e y de um acelerômetro a ser escolhido pelo usuário. Este 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, ver Figura 4.4.



```
ADXLQVEDA.FRONTAL - Bloco de notas
Arquivo  Editar  Formatar  Exibir  Ajuda
Horário: 14:58:16
Data: 24/11/14
x0: 410  y0: 334  z0: 349

Horário: 14:58:16
Data: 24/11/14
x1: 403  y1: 312  z1: 331

Horário: 14:58:16
Data: 24/11/14
x2: 433  y2: 378  z2: 387

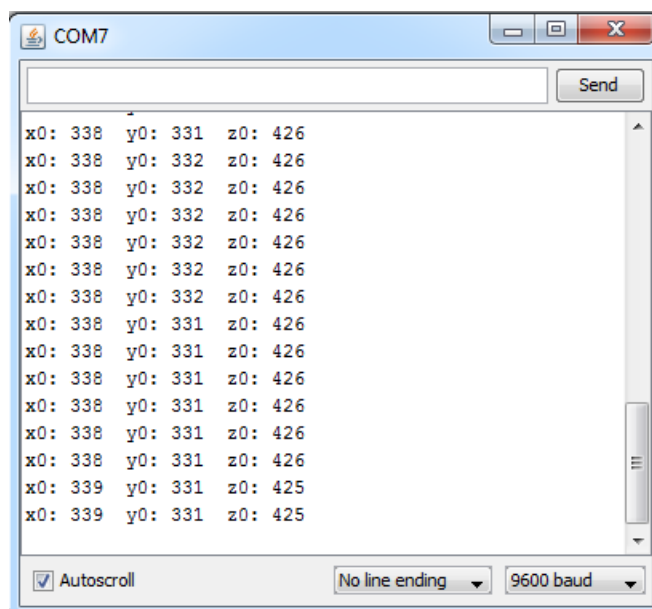
Horário: 14:58:16
Data: 24/11/14
x3: 619  y3: 473  z3: 423

Horário: 14:58:16
Data: 24/11/14
x4: 386  y4: 375  z4: 404

Horário: 14:58:16
Data: 24/11/14
x5: 400  y5: 327  z5: 399

Horário: 14:58:16
Data: 24/11/14
x0: 404  y0: 327  z0: 342
```

Figura 4.3. Resultado do modo de operação 3 do código no Arduino Uno. Esse modo somente grava no cartão SD os sinais dos três eixos de todos os acelerômetros.



```
COM7
Send
x0: 338  y0: 331  z0: 426
x0: 338  y0: 332  z0: 426
x0: 338  y0: 332  z0: 426
x0: 338  y0: 332  z0: 426
x0: 338  y0: 332  z0: 426
x0: 338  y0: 332  z0: 426
x0: 338  y0: 332  z0: 426
x0: 338  y0: 331  z0: 426
x0: 338  y0: 331  z0: 426
x0: 338  y0: 331  z0: 426
x0: 338  y0: 331  z0: 426
x0: 338  y0: 331  z0: 426
x0: 338  y0: 331  z0: 426
x0: 339  y0: 331  z0: 425
x0: 339  y0: 331  z0: 425
```

Figura 4.4. Resultado do modo de operação 4 do código no Arduino Uno. Esse modo somente transmite os sinais dos eixos x e y de um acelerômetro escolhido pelo usuário.

4.2 Produção do Protótipo

O protótipo feito com todo o circuito simulado, testado e montado foi colocado em camisa chamada de segunda pele que é bem ajustada ao corpo e, portanto capta bem a variação na angulação do corpo. As sete placas ficaram dispostas na parte de trás da camisa, ou seja, na parte de trás do tronco do paciente. Todos componentes foram soldados nessa implementação e algumas fotos foram tiradas durante este processo. A Figura 4.5 mostra a foto dos resultados parciais e final dessa produção.

A primeira foto mostra as posições que as placas, o microcontrolador Arduino Uno e a bateria ficaram na camisa. O bolso maior fica a placa que contém os módulos de transmissão RF, de gravação SD, de temporização RTC e o Arduino Uno. O bolso ao lado dele está a bateria de 9V que alimenta o Arduino e nos seis bolsos pequenos espalhados pelo tronco ficaram os seis acelerômetros ADXL335 conectados ao bolso maior, que contém a placa. A segunda foto mostra um maior avanço do desenvolvimento da placa central totalmente soldada e ligada ao Arduino Uno. Nota-se que os cinco fios que ligam cada acelerômetro à placa central ficaram envolvidos por um envoltivo isolante para proteger o circuito e deixou o protótipo melhor organizado e aparente. As soldas feitas foram todas testadas várias vezes para se ter a certeza que estão conectadas corretamente e bem firmes, porém esse é um protótipo e não se descarta que com a sua utilização frequente as soldas apresentem algum problema. A terceira visualiza-se o resultado final do protótipo feito observando-se que se teve o cuidado de colocar esponjas dentro dos bolsos que suportam o calor do sistema para que as soldas feitas não incomodassem ou machucasse quando vestir a camisa.

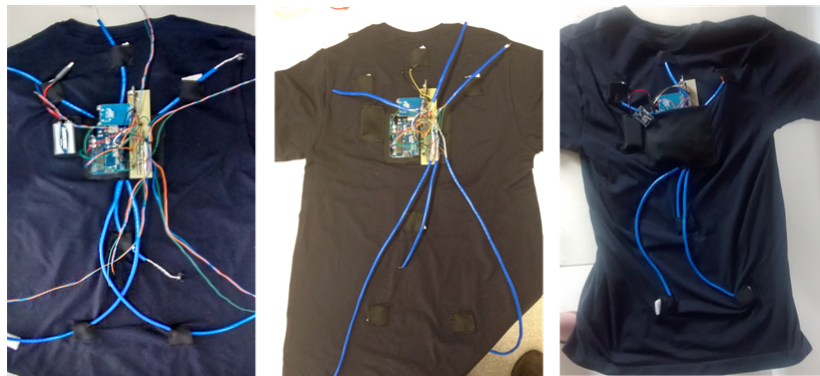


Figura 4.5. Fotos de todo o processo de produção do protótipo.

Por fim, na Figura 4.6 mostra o protótipo final vestido em uma pessoa. Pode-se observar que a camisa é muito justa ao corpo dando validade aos sinais de mudança na angulação corporal. A pessoa que vestiu relatou que ela ficou confortável e que não sentiu incômodo algum por causa das placas ou qualquer aquecimento durante todo período de experimentos

realizados.

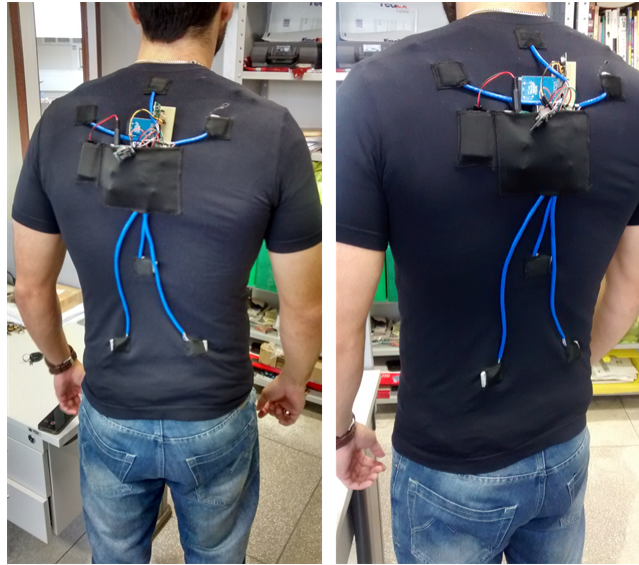


Figura 4.6. Foto do protótipo final vestido.

4.3 Aquisição em Tempo Real

A etapa final foi de aquisição e avaliação dos sinais adquiridos desenvolvido utilizando o *software* 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 o objetivo principal 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.

Com o treinamento desses dados lidos poderá ser 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 4.7, mostra o resultado de quando o sensor está parado, ou seja, no caso em que a pessoa está sem movimento corporal e é bem possível que não houve desequilíbrio. No

gráfico é possível ver que não há alteração em nenhum momento em nenhum dos eixos.

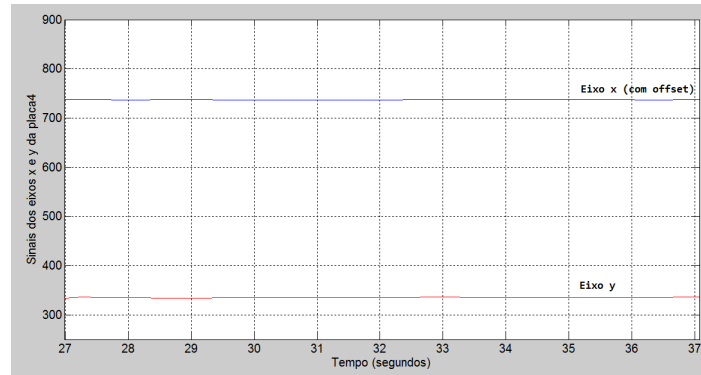


Figura 4.7. Resposta gráfica resultante da aquisição dos eixos x e y para um acelerômetro em que o sensor não detecta movimento. Linha azul é o eixo x e a linha vermelha é o eixo y do acelerômetro.

A Figura 4.8 mostra a gráfico de resposta para o caso em que só houve movimento no eixo x e o eixo y permaneceu parado. Este caso mostra a independência de aquisição entre os eixos e pode ser um exemplo em que o paciente sofreu queda ou alteração na angulação em somente um eixo (x) durante a análise. Esta conclusão será dada na implementação do classificador com a obtenção de várias amostras.

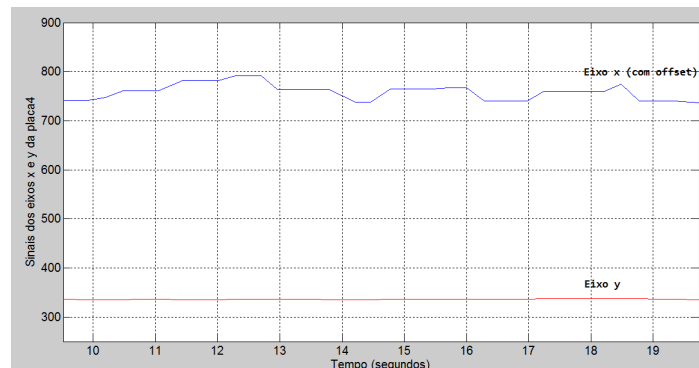


Figura 4.8. Resposta gráfica resultante da aquisição dos eixos x e y para um acelerômetro em que o sensor detecta somente movimento no eixo x. Linha azul é o eixo x e a linha vermelha é o eixo y do acelerômetro.

Na Figura 4.9 mostra o desequilíbrio em outro sentido, o y, e o eixo x permaneceu parado. Esse é outro caso em que mostra a independencia dos eixos em que o paciente pode ter sofrido queda ou desequilíbrio em somente um eixo. Essa análise será concluída no classificador que será desenvolvido.

Quando o movimento feito é aleatório o resultado da movimentação nos eixos x e y está no gráfico da Figura 4.10. O monitoramento em tempo real nesse caso é satisfatório não

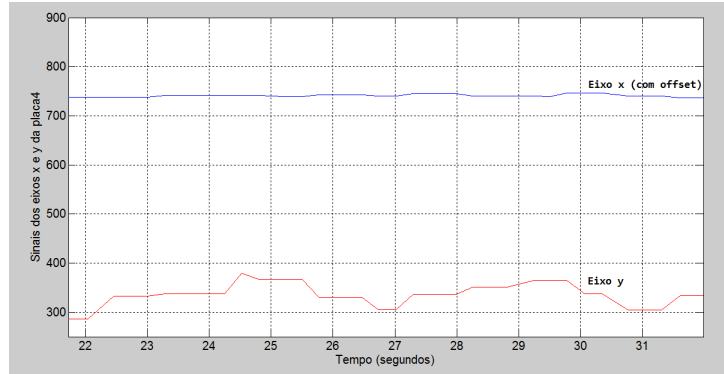


Figura 4.9. Resposta gráfica resultante da aquisição dos eixos x e y para um acelerômetro em que o sensor detecta somente movimento no eixo x. Linha azul é o eixo x e a linha vermelha é o eixo y do acelerômetro.

apresentando atraso aparente quando alguma mudança na posição do sensor acontece. Porém, um resultado melhor para este caso seria a mudança de transmissão por rádio frequência para rede sem fio (*wireless*).

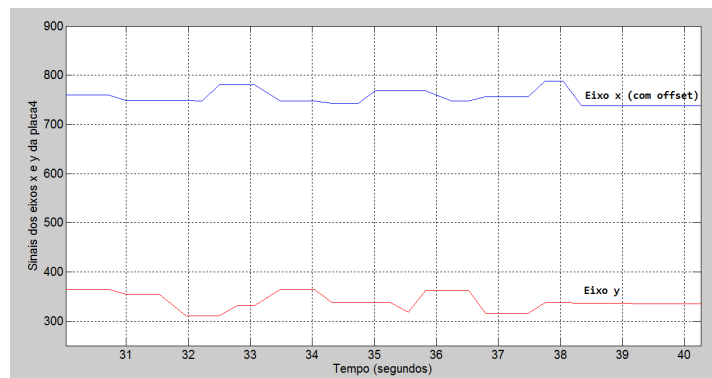


Figura 4.10. Resposta gráfica resultante da aquisição dos eixos x e y para um acelerômetro em que o sensor detecta nos eixos x e y. Linha azul é o eixo x e a linha vermelha é o eixo y do acelerômetro.

4.4 Outros experimentos específicos para validação do Protótipo

Os dados gravados pelo cartão SD nos experimentos realizados com o protótipo feito foram lidos por um programa feito no *software* Matlab para serem plotados. O programa lê os dados dos arquivos .txt gravados no cartão SD e plota os seus valores em relação ao tempo de aquisição. Nas figuras a seguir estão os resultados obtidos para cada experimento e em todas elas os gráficos estão dispostos de acordo com a posição de cada no tronco como forma de relacionar a análise de cada gráfico com a sua posição. Eles também serão usados para a implementação do classificador de equilíbrio que já está sendo desenvolvido pelo aluno de mestrado.

A Figura 4.11 mostra os gráficos para o experimento feito com a pessoa que não possui problemas com o equilíbrio parada por dois minutos utilizando o protótipo. Estes gráficos mostram a estabilidade de resposta dos acelerômetros e pode-se concluir que este experimento pode ser usado na necessidade de monitorar o equilíbrio estático de uma pessoa. Esta análise pode ser feita por meio de seis gráficos obtidos em seis posições diferentes do tronco.

Para o experimento realizado com uma pessoa andando lentamente e continuamente por cinco minutos o resultado gráfico pode ser visualizado na Figura 4.12. Analisando estes gráficos pode-se perceber a aquisição por parte dos acelerômetros de vibrações obtidas pelo 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 a esquerda (acelerômetros 4 e 5) e confirma que os acelerômetros são sensíveis a essa variação.

Para observar o comportamento dos sistema no caso de um desequilíbrio aleatório sem queda e sem está caminhando fez-se o experimento simulando esta situação, ver Figura 4.13. Os gráficos obtidos nesse experimento mostram variações abruptas e aleatórias em todos os acelerômetros significando que estes resultados podem ser usados no caso de uma avaliação para uma pessoa que apresenta problemas com o equilíbrio estático, diferentemente o que mostrou os gráficos obtidos na experiência com o voluntário parado por dois minutos.

A Figura 4.14 mostra os resultados do experimento com movimento de torção frontal em torno do abdomen repetido cinco vezes. Os resultados gráficos mostram a variação contínua em todos os acelerômetros e que eles não voltaram ao seu estado inicial. É importante resaltar que as diversas variações observadas a partir de 160 segundos aconteceu devido a vibrações do sistema na momento de desligá-lo.

Para o experimento que girou o tronco cinco vezes, ver Figura 4.15, os gráficos mostram nitidamente o comportamento dos acelerômetros para este caso podendo visualizar as cinco

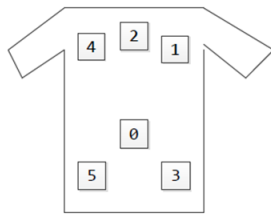
variações que eles sofreram. Por exemplo, no gráfico do acelerômetro 3 é possível notar para o eixo x que o traço começa contínuo e ocorre a primeira variação crescente, primeiro giro para a esquerda e depois uma variação decrescente, que representa o primeiro giro para a direita. Depois o traço repete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

Na Figura 4.16 estão os gráficos resultante para o experimento torcendo o abdomen lateralmente, para direita e para a esquerda, por cinco vezes. Como ocorreu no caso do giro de tronco nesses gráficos também é possível observar bem nítido cinco variações de subida e queda dos traços representando as seguidas torções para a direita e esquerda. Estes gráficos mostram também que este 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.

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 4.17. Os gráficos mostram, exatamente nos tempos estabelecidos grandes variações nos três eixos. Seguindo o roteiro feito, até os 10 segundos o voluntário estava sem movimento quando simulou a queda e é possível observar este fato no gráficos. Por volta de 20 segundos outra grande variação foi percebido quando ocorreu o levantar do voluntário. Estas grandes variações se repetem mais quatro vezes representando as duas repetições realizadas posteriormente. Este experimento pôde mostrar como os acelerômetros reagem a queda de uma pessoa portando o protótipo e será muito importante para a implementação do classificador.

Assim como o experimento feito simulando a queda frontal com um roteiro de tempo também foi feito simulando a queda frontal repetido cinco vezes e em tempos aleatórios e os gráficos resultantes estão na Figura 4.18. Os gráficos mostram assim como na figura anterior, Figura 4.17, as variações abruptas que os acelerômetros sofrem quando ocorre a queda e o levantar.

Os dois últimos experimentos, simulação de cinco quedas para a direita e para esquerda, estão representados na Figura 4.19 e Figura 4.20, respectivamente. Assim como nos gráficos obtidos para a queda frontal estes dois casos também mostram 10 grandes alterações nos traços representando as cinco quedas e cinco levantadas que o voluntário realizou. A diferença entre estes 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 no caso de queda para a esquerda. Este fato pode ter ocorrido pela forma que o voluntário simulou a queda que pode ter pressionado algum acelerômetro durante a execução.



Referência para posição da placas

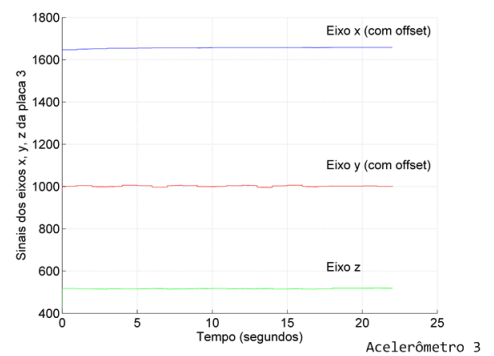
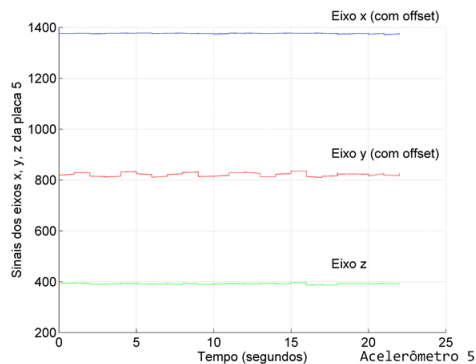
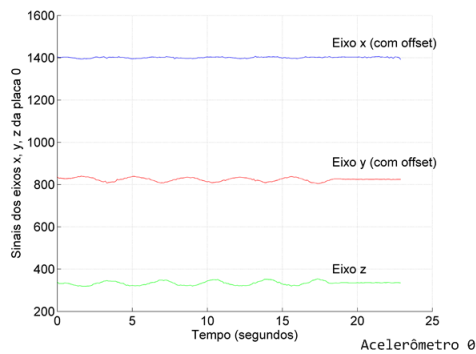
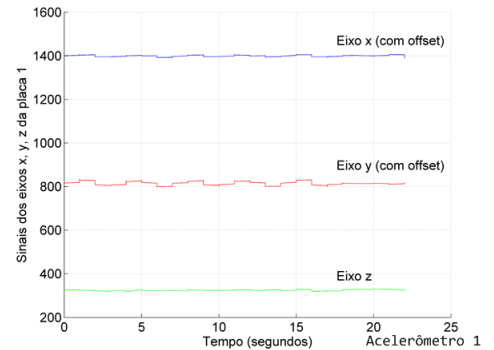
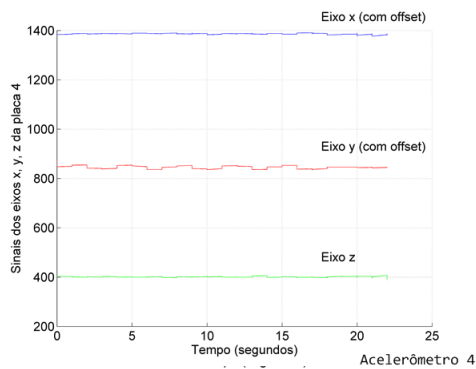
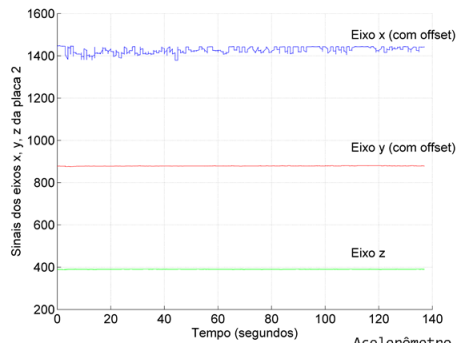
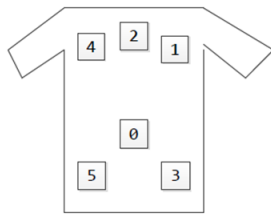


Figura 4.11. Gráficos para experimento, com protótipo, para a pessoa parada por dois minutos. Seguindo a referência da posição dos sensores na camisa os gráficos estão colocados de acordo com a posição de cada um no tronco.



Referência para posição da placas

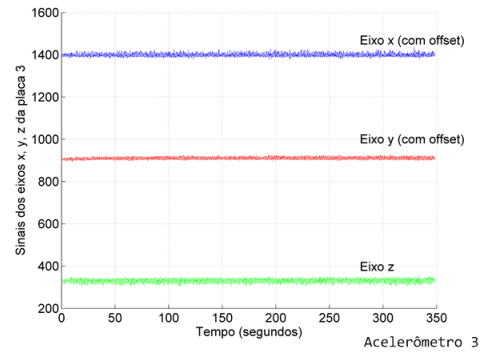
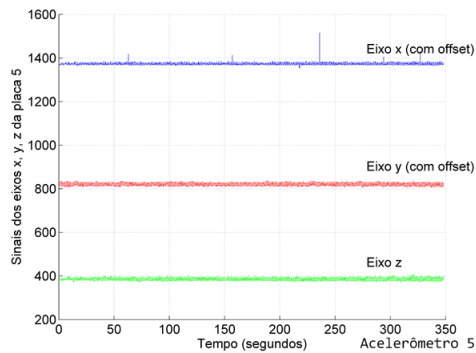
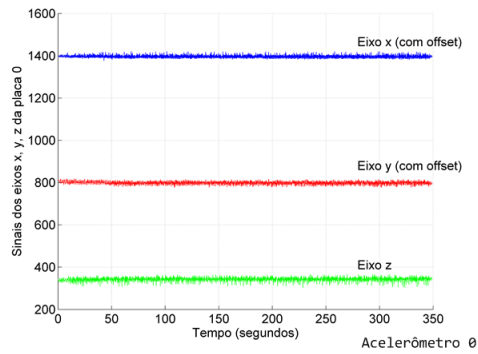
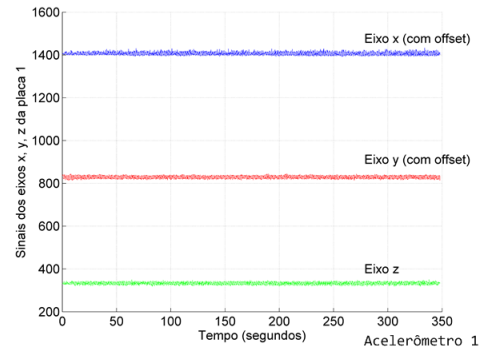
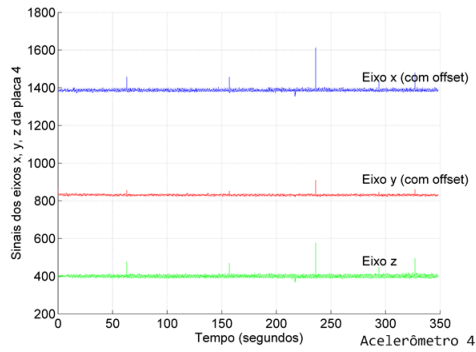
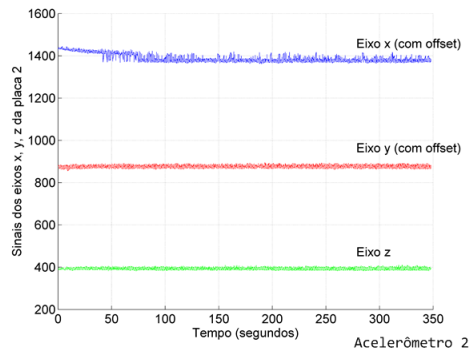
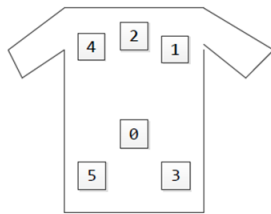


Figura 4.12. Gráficos para experimento, com protótipo, para uma pessoa caminhando por cinco minutos lentamente. Seguindo a referência da posição dos sensores na camisa os gráficos estão colocados de acordo com a posição de cada um no tronco.



Referência para posição da placas

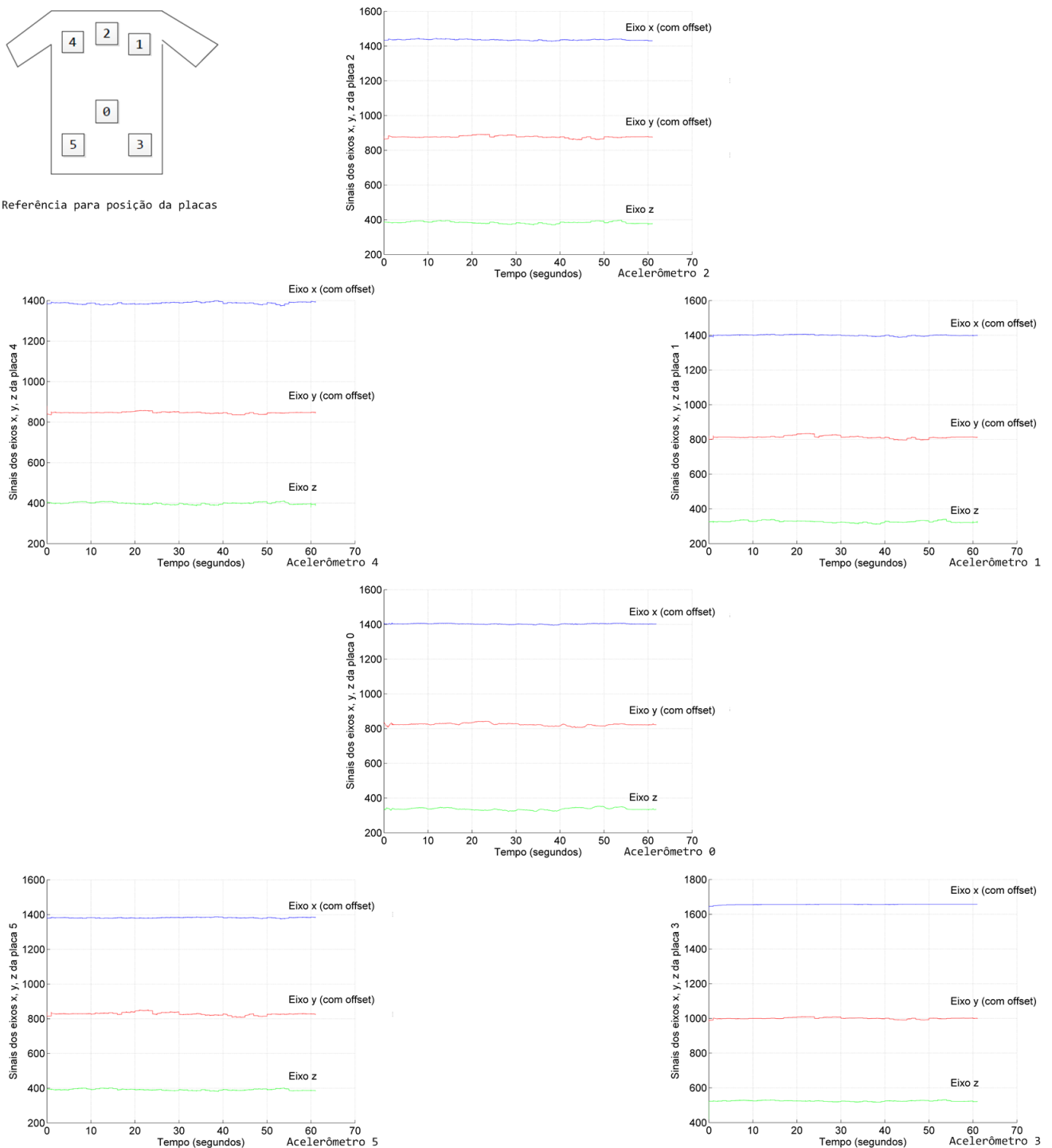
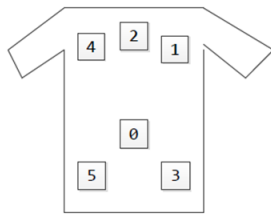


Figura 4.13. Gráficos para experimento, com protótipo, simulando desequilíbrio aleatório. Seguindo a referência da posição dos sensores na camisa os gráficos estão colocados de acordo com a posição de cada um no tronco.



Referência para posição da placas

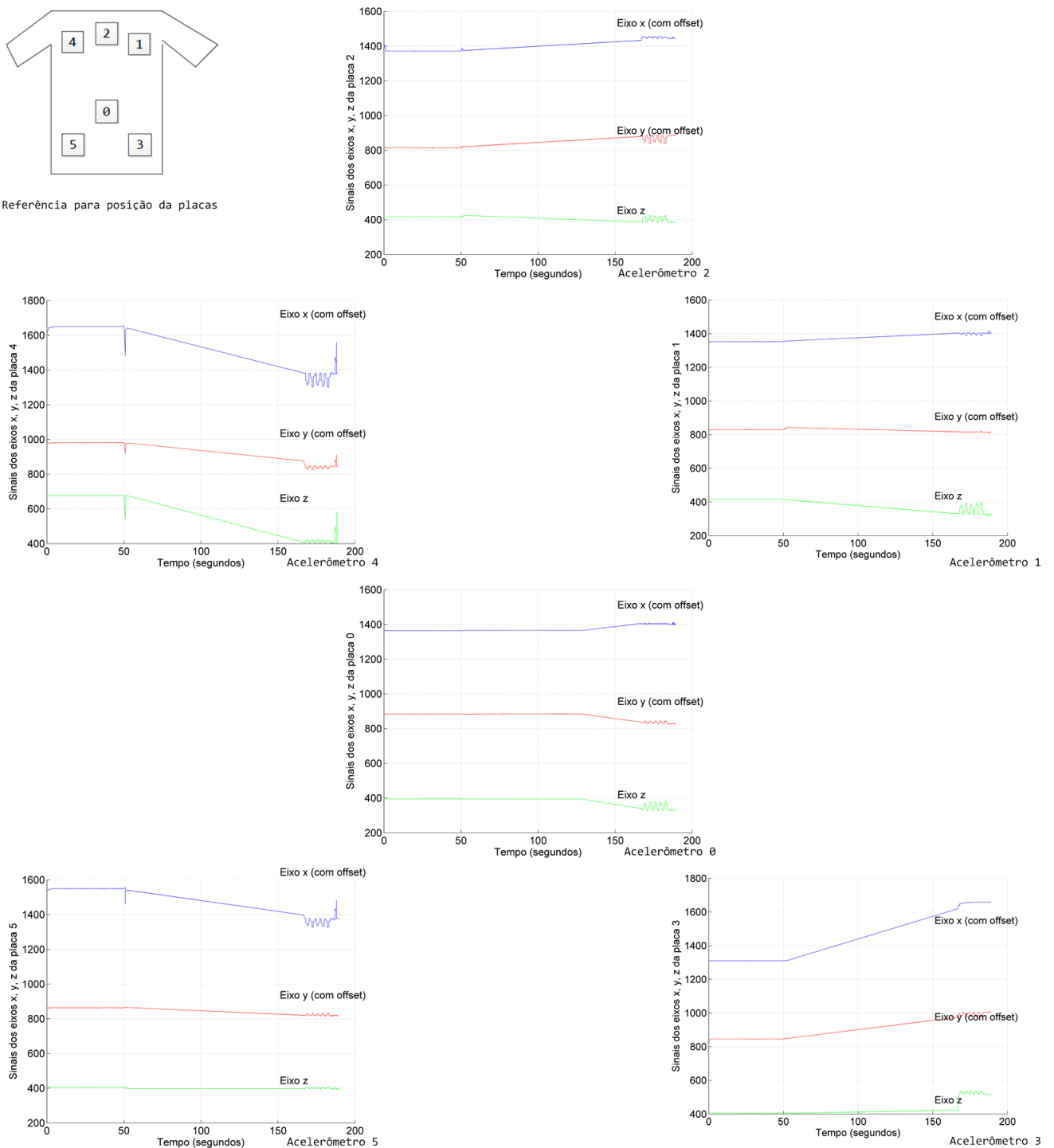
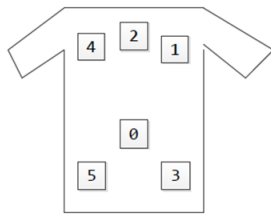


Figura 4.14. Gráficos para experimento, com protótipo, torcendo o corpo em torno do abdômen repetido 5 vezes. Seguindo a referência da posição dos sensores na camisa os gráficos estão colocados de acordo com a posição de cada um no tronco.



Referência para posição da placas

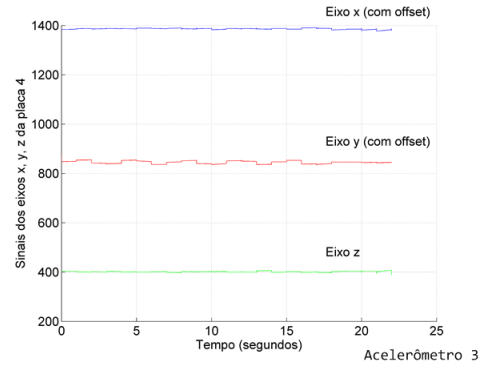
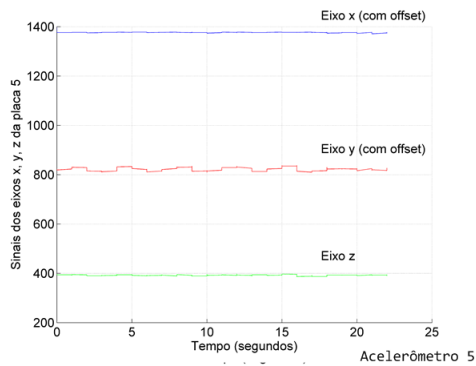
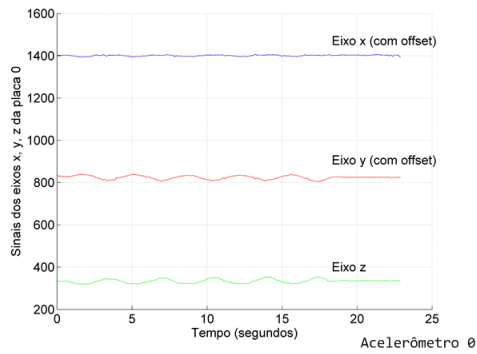
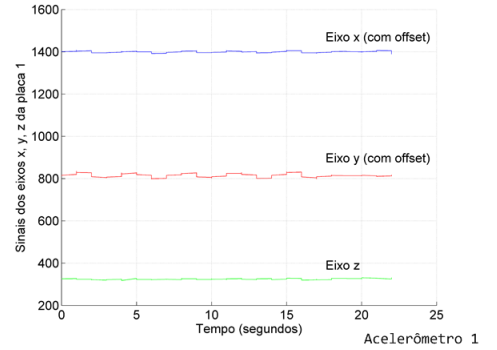
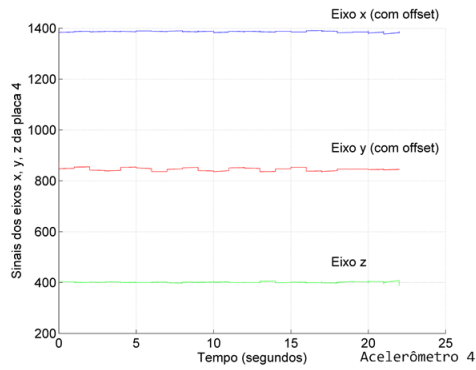
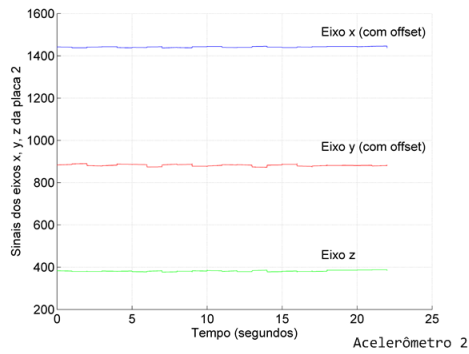
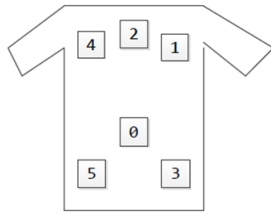


Figura 4.15. Gráficos para experimento, com protótipo, girando o tronco repetido 5 vezes. Seguindo a referência da posição dos sensores na camisa os gráficos estão colocados de acordo com a posição de cada um no tronco.



Referência para posição da placas

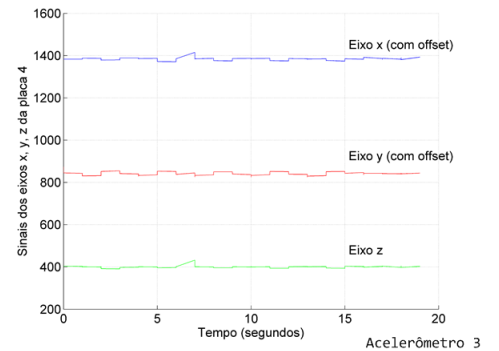
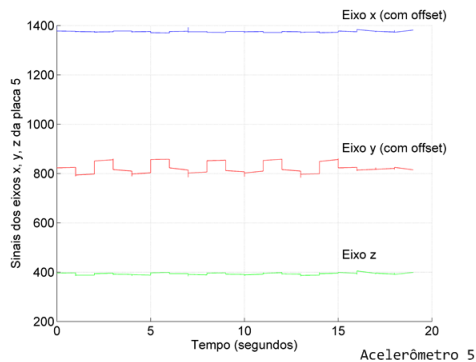
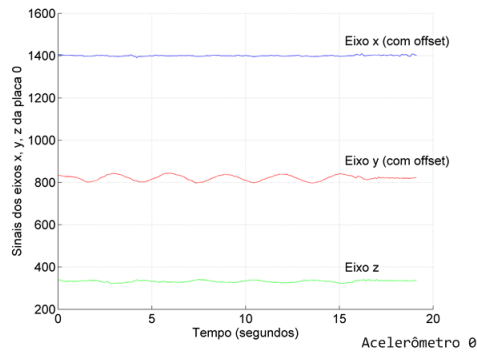
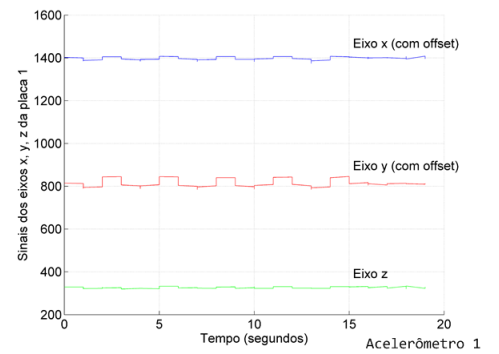
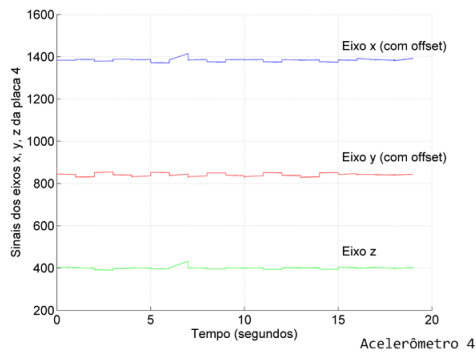
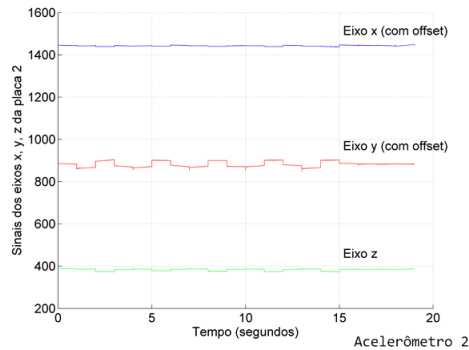
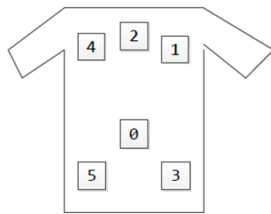


Figura 4.16. Gráficos para experimento, com protótipo, torcendo o abdomen lateralmente repetido 5 vezes. Seguindo a referência da posição dos sensores na camisa os gráficos estão colocados de acordo com a posição de cada um no tronco.



Referência para posição da placas

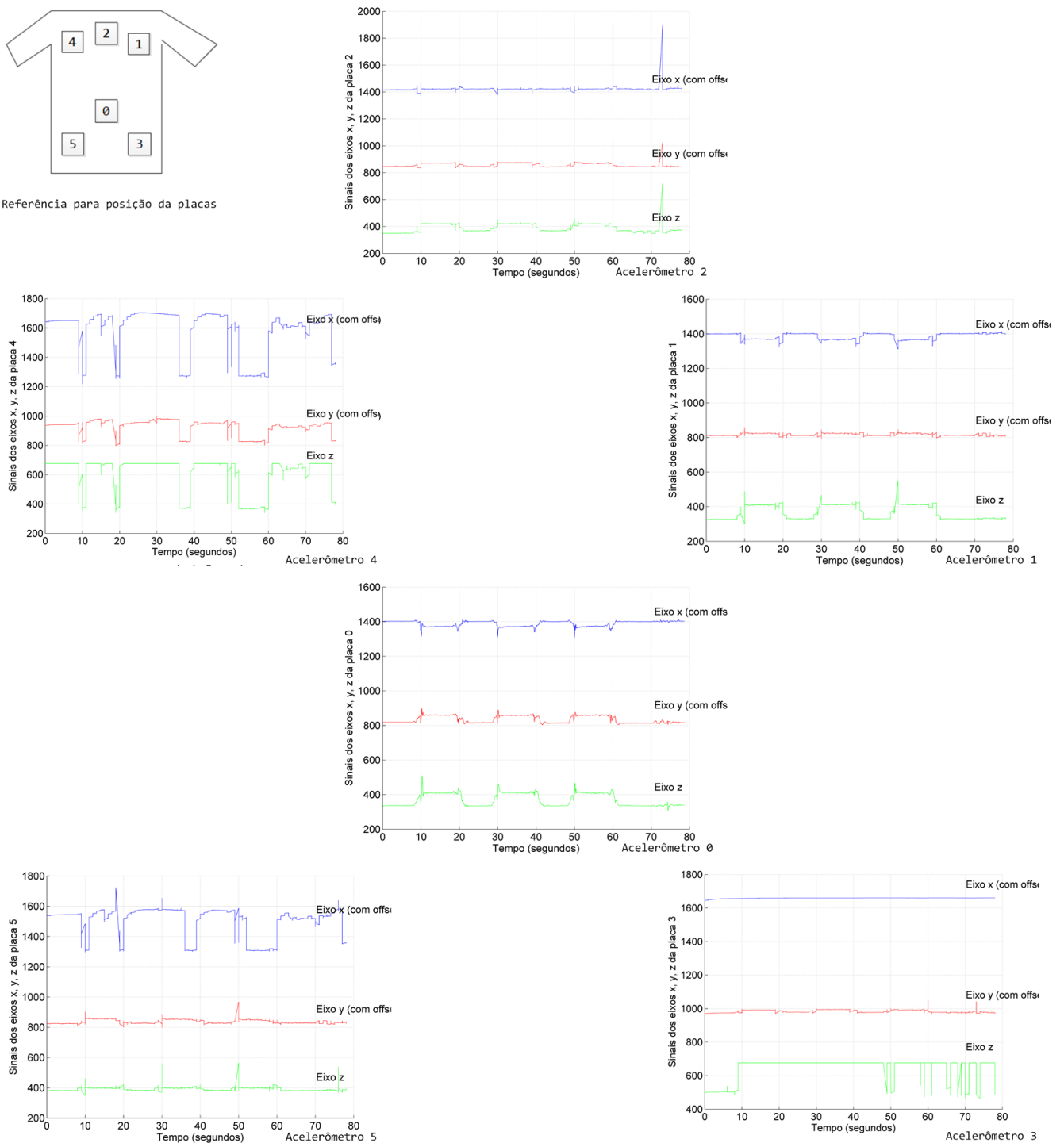
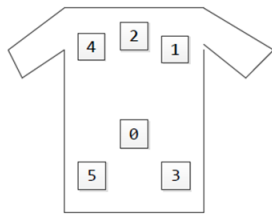


Figura 4.17. Gráficos para experimento, com protótipo, simulando queda frontal com roteiro de tempo repetido 3 vezes. Seguindo a referência da posição dos sensores na camisa os gráficos estão colocados de acordo com a posição de cada um no tronco.



Referência para posição da placas

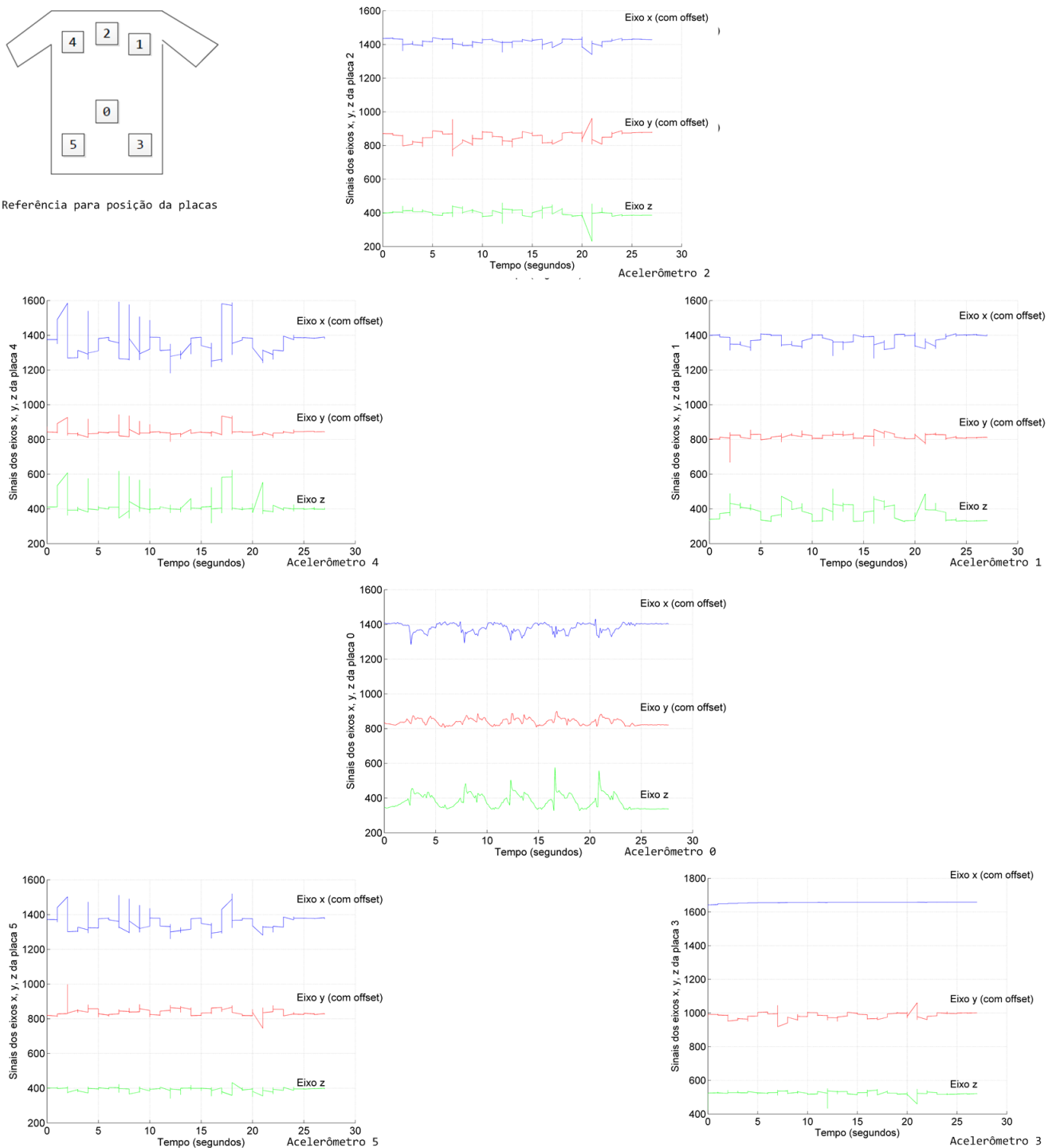
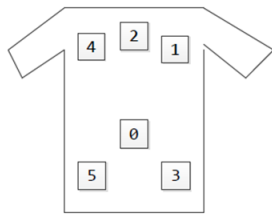


Figura 4.18. Gráficos para experimento, com protótipo, simulando queda frontal repetido 5 vezes. Seguindo a referência da posição dos sensores na camisa os gráficos estão colocados de acordo com a posição de cada um no tronco.



Referência para posição da placas

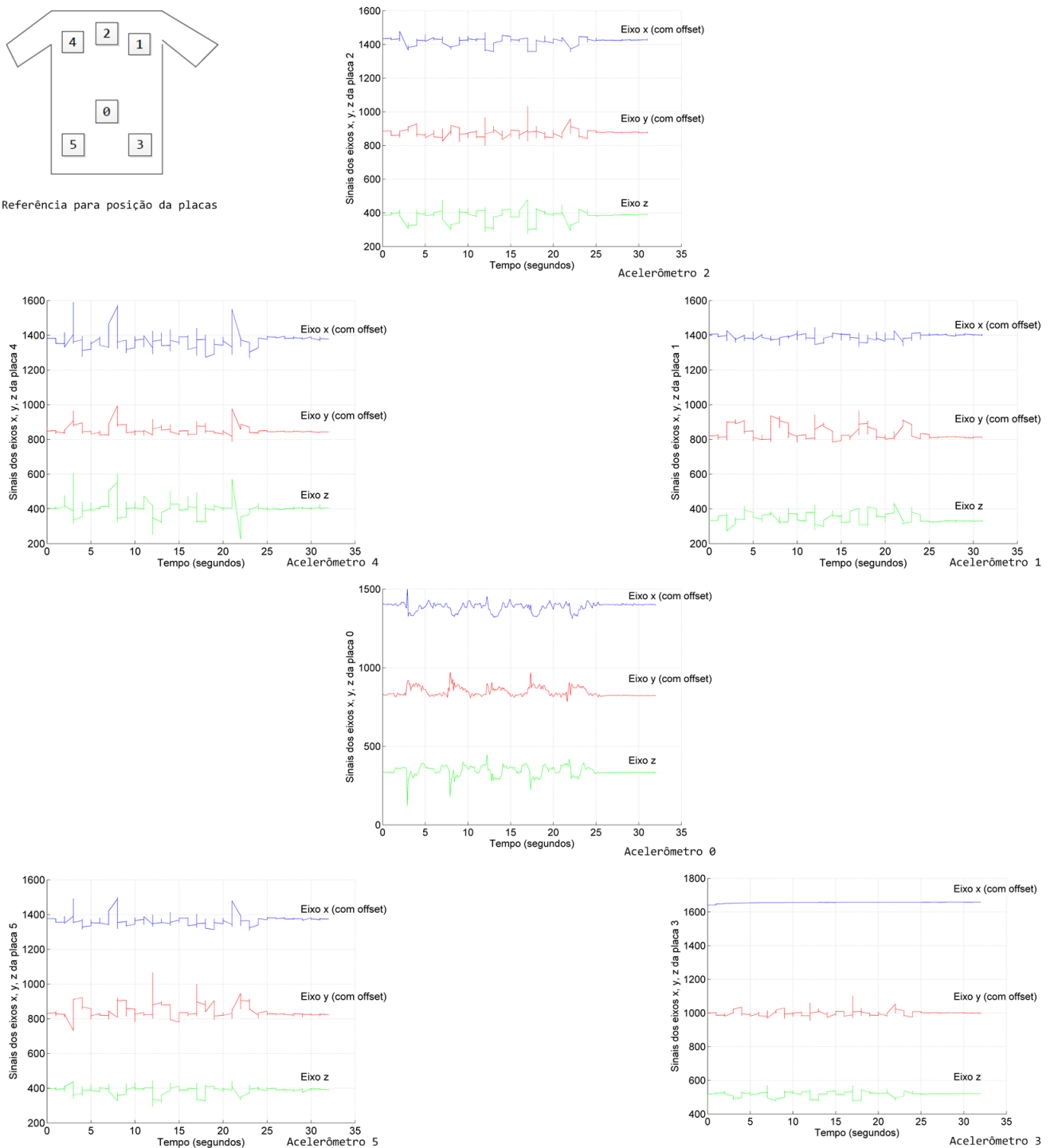
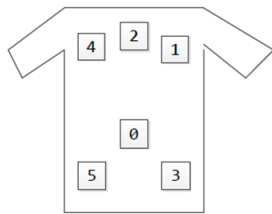


Figura 4.19. Gráficos para experimento, com protótipo, simulando queda para a direita repetido 5 vezes. Seguindo a referência da posição dos sensores na camisa os gráficos estão colocados de acordo com a posição de cada um no tronco.



Referência para posição da placas

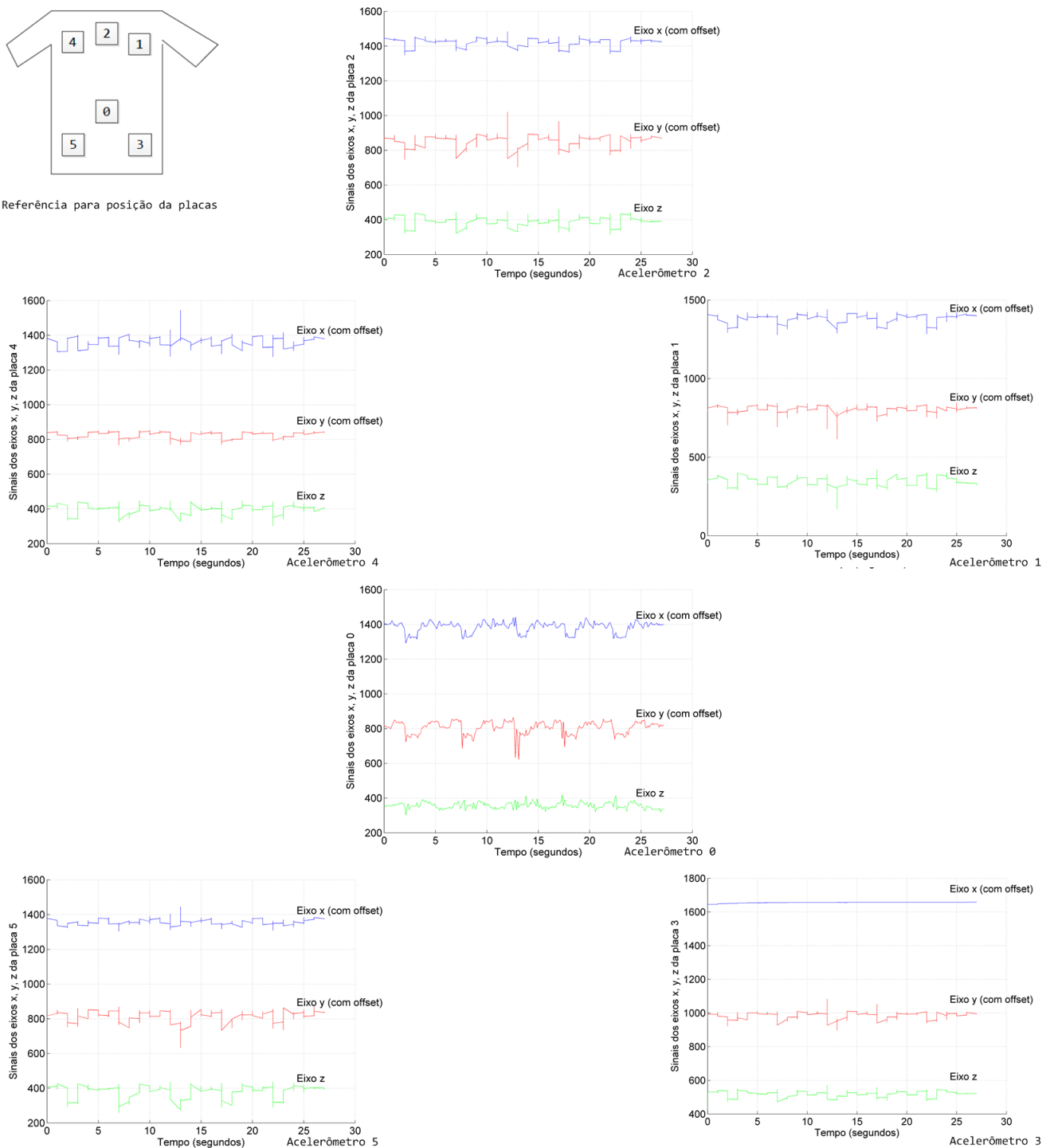


Figura 4.20. Gráficos para experimento, com protótipo, simulando queda para a esquerda repetido 5 vezes. Seguindo a referência da posição dos sensores na camisa os gráficos estão colocados de acordo com a posição de cada um no tronco.

5 Conclusão

Este trabalho propôs o desenvolvimento de um sistema para aquisição de sinais relacionados à angulação do corpo. 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 por RF e lidos para plotagem em tempo mostrando a variação do equilíbrio corporal.

Todo o sistema foi implementado em uma camisa chamada de segunda pele, melhor ajuste ao corpo, de fácil colocação nos usuários e confortável. A transmissão de dados com uma taxa da ordem de 20 amostras por segundo foi suficiente para análise, sem atraso, 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: 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 nesse sistema gravando todos os dados de todos os sensores com uma taxa de gravação da ordem de 150Hz.

O monitoramento de sinais relacionados ao equilíbrio corporal é algo muito necessário atualmente e que ajudará diversas pessoas que possuem dificuldades no seu equilíbrio. O sistema construído com melhorias, como a inclusão de alarmes, por exemplo, pode ser utilizado por pessoas com problemas de equilíbrio. Pessoas podem ser antecipadas de um problema futuro com o uso desse sistema evitando quedas e acidentes, principalmente em idosos. O projeto teve como objetivos alcançados a implementação de um sistema para monitoração da angulação corporal composto por um *hardware* com placas para aquisição com acelerômetros dispostos pelo tronco e de um *software* capaz de ler os sinais adquiridos e plotar em tempo real a sua aquisição.

A principal limitação do sistema foi a transmissão de dados por rádio frequência. Por se usar essa via de transmissão, que possui uma taxa de transmissão da ordem de 20 amostras, só foi viável fazer a avaliação em tempo real, sem atraso, para dois eixos e somente para um acelerômetro. Para a avaliação em tempo real de todos os eixos e todos os acelerômetros percebeu-se atraso em torno de 3 segundos que não é viável para a intenção de se fazer o monitoramento. Uma sugestão para trabalhos futuros é trocar a via transmissão de rádio frequência para rede sem fio *wireless* que possui taxa de transmissão maior que a rádio frequência.

A implementação do protótipo se mostrou muito eficiente no seu resultado final tendo todos os seus componentes bem soldados. Porém, como é um protótipo há uma certa sensi-

bilidade com o tempo de uso que pode causa problemas nas ligações.

A principal diferença desse projeto para outros identificados pelo autor é a densidade de informações adquiridas por seis sensores com três eixos cada um, ou seja, são 18 informações em tempo real. Diferentemente, por exemplo, da plataforma de pressão que possui apenas quatro sensores que percebem as diferenças de pressão feita pelo corpo sobre os sensores. Como este sistema possui mais informações ele permite uma avaliação mais precisa do que os sistemas encontrados.

Esse trabalho está sendo feito em parceria com um trabalho de mestrado já em andamento. Com a utilização desse sistema será desenvolvido um classificador para o equilíbrio estático. Este classificador será feito utilizando os dados obtidos nesse sistema e comparando os sinais de pessoas que apresentam dificuldade com o seu equilíbrio e pessoas que não possuem essa dificuldade detectada. Toda essa análise será feita em uma clínica especializada no tratamento de pessoas que possuem dificuldade com o equilíbrio corporal e disposta a ser parceira no desenvolvimento desse projeto. O contato com a clínica já foi feito e o protótipo está pronto para fazer estes testes.

Referências

- [1] Tilt sensor tutorial, 2013. Disponível em <http://www.instructables.com/id/Tilt-Sensor-Tutorial/all/?lang=pt>. Último acesso em 7 de junho de 2014.
- [2] Site arduino, 2014. Disponível em <http://arduino.cc/>. Último acesso em 12 de novembro de 2014.
- [3] S.J.M. Bamberg, P. LaStayo, L. Dibble, J. Muselman, and S.K.D. Raghavendra. Development of a quantitative in-shoe measurement system for assessing balance: sixteen-sensor insoles. *EMBS Annual International Conference*, 2006.
- [4] J. A. S. Budzinski. Trabalho para disciplina de instrumentação eletrônica, 2014. Disponível em <http://www.eletrica.ufpr.br/edu/Sensores/1999/joao/funcionamento.htm>. Último acesso em 30 de maio de 2014.
- [5] D. F. da Silva. 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.
- [6] Anatel: Agência Nacional de Telecomunicações. Tabela de atribuição de faixas de frequência. Disponível em <http://www.anatel.gov.br/>.
- [7] Analog Devises. Accelerometer adxl335, 2010. Datasheet ADXL335.
- [8] M. Duarte and S.M.S.F. Freitas. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Rev. bras. fisioter*, 14(3):183–192, 2010.
- [9] L. L. Ekman. *Neurociência: fundamentos para a reabilitação*. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 3th edition, 2008.
- [10] L. J. Figueiredo, A. R. Gafaniz, G. S. Lopes, and R. Pereira. Aplicações de acelerómetros. Trabalho, Instituto Superior Técnico, Lisboa, Portugal, 2007.
- [11] N. A. E. Forhan. Giroscópios mems. Technical report, Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais - INPE, 2010.
- [12] E.S. Franco and E.B. Caetanelli. Avaliação vestibular em crianças sem queixas auditivas e vestibulares, por meio da vectoeletronistagmografia computadorizada. *Sistema de Gestão de Publicações da RAI0*, 10, 2006.

- [13] P. V. C. Godoy. Tecnologia rfid: Uma proposta de sistematização na gestão hospitalar. Monografia (graduação em engenharia elétrica com Ênfase em eletrônica), Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2011.
- [14] EV Gurfinkel. Physical foundations of stabilography. *Agressologie*, 14, 1999.
- [15] Q. T. Huynh, U. D. Nguyen, S. V. Tran, A. Nabih, and B. Q. Tran. Fall detection system using combination accelerometer and gyroscope. *Proc. of the Second Intl. Conf. on Advances in Eletronic Devices and Circuits - EDC 2013*, 2013.
- [16] Texas Instruments. Cd4051b, cd4052b, cd4053b, 2000. Datasheet CI4051.
- [17] I. G. Sene Jr., T. M. G. A. Barbosa, A. F. Rocha, F. A. O. Nascimento, and H. S. Carvalho. Monitoração da temperatura corporal baseada em uma rede de sensores sem fios. *XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica - SBIS*.
- [18] D. L. King and V. M. Zatsiorsky. Extracting gravity line displacement from stabilograph recordings. *Gait and Posture*, 6, 1997.
- [19] HR Konrad, M Girard, and R. Helfert. Balance and aging. *Laryngoscope*, 109(9):454–460, 1999.
- [20] K. Kroente, RM Hoffman, and D. Einstadter. How common are various causes of dizziness? a critical review. *South Med J.*, 93(2):160–167, 2000.
- [21] W. Liu, S.H. Kim, J. T. Long, P. S. Pohl, and P. W. Duncan. Anticipatory postural adjustments and the latency of compensatory stepping reactions in humans. *Neuroci Lett*, 336:1–4, 2003.
- [22] B. K. Maciel, L. B. Soares, and Y. Q. Aguiar. Barramento serial i2c e spi, 2013. Trabalho para o Centro de Ciências Computacionais da Universidade Federal de Rio Grande.
- [23] M. Marchesan. 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.
- [24] L. Mochizuki and A. C. Amadio. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, 3(3):77–83, 2003.

- [25] L.F. Oliveira. Análise quantitativa de sinais estabilométricos na avaliação do equilíbrio de gestantes. Tese (doutorado), Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 1996.
- [26] E. L. Pérez. Protocolo spi: teoría y aplicaciones. Trabalho para o curso de redes de microcontroladores PIC da ingenieria en microcontroladores.
- [27] H. M. Schepers, E. H. van Asseldonk, J. H. Buurke, and P. H. Veltink. Ambulatory estimation of center of mass displacement during walking. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 56(4), 2009.
- [28] Phillips Semiconductors. The i2c-bus and how to use it, 1995. Disponível em http://www.i2c-bus.org/fileadmin/ftp/i2c_bus_specification_1995.pdf. Último acesso em 5 de junho de 2014.
- [29] K.J. Sheehan, B.R. Greene, C. Cunningham, L. Crosby, and R.A. Kenny. Early identification of declining balance in higher functioning olderadults, an inertial sensor based method. *Gait and Posture*, 39, 2014.
- [30] MC Silveira, LFC Lemos, GI Pranke, and CB Mota. Correlações entre centro de massa e centro de pressão. *R. bras. Ci. e Mov*, 21, 2013.
- [31] H. Simila, J. Kaartinen, M. Lindholm, A. Saarinen, and I. Mahjneh. Human balance estimation using a wireless 3d acceleration sensor network. *EMBS Annual International Conference*, 2006.
- [32] Measurement Specialties. High accuracy eletronic inclinometer replaces the common water level, 2012. Disponível em <http://www.meas-spec.com>. Último acesso em 5 de junho de 2014.
- [33] LO Tiensoli, ER Couto, and EL Mitre. Fatores associados à vertigem ou tontura em indivíduos com exame vestibular normal. *Rev CEFAC*, 6(1):94–100, 2004.
- [34] R. J. Tocci, N. S. Widmer, and G. L. Moss. *Sistemas Digitais: princípios e aplicações*. Editora LTC, Rio de Janeiro, 7th edition, 1998.
- [35] A. J. Vander, J. H. Sherman, and D. S. Luciano. *Fisiologia humana: os mecanismos da função de órgãos e sistemas*. Mcgraw-Hill, São Paulo, 3th edition, 1981.
- [36] D. Winter. Human balance and posture during standing and walking. *Gait and Posture*, 3:193–214, 1995.