



**FACULDADE DE TECNOLOGIA SENAI
CIMATEC
PROJETO DE CONCLUSÃO DO CURSO DE
ESPECIALIZAÇÃO EM AUTOMAÇÃO E CONTROLE**

DÉBORA MARIA SHORT SOTERO

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA EMBARCADO
PARA DETECÇÃO DE QUEDA PARA IDOSOS**

SALVADOR

2014

DÉBORA MARIA SHORT SOTERO

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA EMBARCADO
PARA DETECÇÃO DE QUEDA PARA IDOSOS**

Trabalho apresentado ao Curso de Especialização em Automação e Controle da Faculdade de Tecnologia SENAI CIMATEC, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Especialista em Automação e Controle.

Orientador: Prof. Bruno Guimarães Costa Alves, Mestre em Engenharia Elétrica pela UFBA.

SALVADOR

2014

DÉBORA MARIA SHORT SOTERO

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA EMBARCADO PARA DETECÇÃO DE
QUEDA PARA IDOSOS

Trabalho de conclusão de curso apresentado como requisito parcial para a obtenção do título de Especialista em Controle e Automação, Faculdade de Tecnologia SENAI Cimatec.

Aprovada em 27 de junho de 2014

Banca Examinadora

Bruno Guimarães Costa Alves – Orientador
Mestre em Engenharia Elétrica pela UFBA
Salvador, Bahia
Faculdade de Tecnologia SENAI Cimatec

Oberdan Rocha Pinheiro
Mestre em Modelagem Computacional e Tecnologia Industrial
Salvador, Bahia
Faculdade de Tecnologia SENAI Cimatec

27 de junho de 2014

Dedico este trabalho à minha família e aos meus amigos que sempre me deram todo o apoio necessário, e aos meus colegas de trabalho que contribuíram para que o projeto pudesse ser desenvolvido com êxito.

Agradecimentos

A minha mãe e ao meu pai que sempre batalharam para me dar a melhor educação, e me mostraram que tudo é possível desde que tenhamos determinação.

Ao meu irmão que sempre me apoiou e acreditou em minha capacidade. Obrigada, pela amizade mais sincera que pode existir e pelo cuidado e preocupação inigualáveis.

Aos tios e primos que sempre me apoiaram em todos os momentos de minha vida, dos mais difíceis aos mais felizes, e me mostraram a importância de uma boa estrutura familiar na nossa formação pessoal.

Aos meus amigos e colegas de trabalho que colaboraram para a realização deste projeto.

Ao professor Bruno Alves pela orientação neste trabalho.

“O que mais surpreende é o homem, pois perde a saúde para juntar dinheiro, depois perde o dinheiro para recuperar a saúde. Vive pensando ansiosamente no futuro, de tal forma que acaba por não viver nem o presente, nem o futuro. Vive como se nunca fosse morrer e morre como se nunca tivesse vivido.”

Dalai Lama

RESUMO

Este trabalho visa desenvolver um algoritmo de detecção de quedas para que possa ser utilizado por pessoas idosas, utilizando os dados de aceleração do corpo para distinguir atividades comuns diárias (ADL) de uma queda. O projeto utiliza como sensor um acelerômetro de 3 eixos, modelo ADXL345, o qual se comunica a uma plataforma de desenvolvimento *open source*, Arduino UNO, no qual o algoritmo desenvolvido deve ser embarcado de modo a detectar uma queda em tempo real. Para o desenvolvimento do algoritmo foram estudadas técnicas que se baseiam em limiares da aceleração resultante para detectar a ocorrência de uma queda. Conforme observado na literatura, os limiares UFT (*Upper Fall Threshold*) e LFT (*Lower Fall Threshold*) são amplamente utilizados em algoritmos para a detecção de quedas. Entretanto, atividades que exigem maior esforço corporal ainda ocasionariam um falso alarme. Por esta razão, este trabalho também propõe uma nova técnica, a qual leva em consideração a energia associada ao sinal medido pelo acelerômetro para diferenciar as atividades.

Palavras-chave: Queda; Idosos; Arduino; Algoritmo de Detecção de Quedas; Acelerômetro.

ABSTRACT

This work has as objective to develop a fall detection algorithm to be used by elderly. This algorithm uses the data from the body acceleration to distinguish activities daily living (ADL) from falls. The sensor used in the project is an accelerometer with 3 axis, model ADXL345, that is integrated to a microcontroller board Arduino UNO, wherein the developed algorithm must be embedded, so it can detect a fall in real time. Techniques based on resultant acceleration thresholds, such as the Upper Fall Threshold (UFT) and the Lower Fall Threshold (LFT) that are widely used in the literature, were studied to develop the fall detection algorithm. However, activities that requires large body effort would lead to a false alarm. For that reason, this work also purpose a new technique, which takes into account the energy associated to the signal measured by the accelerometer to discern the activities.

Key Words: Fall; Elderly; Arduino; Fall Detection Algorithm; Accelerometer.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figure 2.1.Sistema Massa-Mola. Fonte: Zonta (2000)..... | 17 |
| Figure 2.2.Sistema Massa-Mola do Acelerômetro da família ADXL. Fonte: Putnam (1996). | 19 |
| Figure 2.3.Capacitor Diferencial. Fonte: Putnam (1996) | 19 |
| Figura 2.4.Acelerômetro ADXL345..... | 20 |
| Figura 2.5. Formato de Dados no Eixo X. Fonte: Analog Devices (2013) | 21 |
| Figura 2.6. Integração entre o Arduino e o ADXL345. Fonte: Savaitgalio Projektai (2014) .. | 22 |
| Figura 2.7. Dispositivos no Barramento I2C. Fonte: Robot Eletronics (2014)..... | 22 |
| Figura 2.8. <i>Start Bit</i> e <i>Stop Bit</i> na Comunicação I2C. Fonte: Robot Eletronics (2014) | 23 |
| Figura 2.9. Endereçamento de Dispositivos no Barramento I2C. Fonte: Robot Eletronics (2014) | 23 |
| Figura 2.10. Exemplo de Limiares para Detecção de Queda. Fonte: Bourke (2006)..... | 25 |
| Figure 3.1. Aceleração Resultante em Atividades Comuns e Queda. Fonte: Autor..... | 30 |
| Figure 3.2. Aceleração Resultante em Atividades Comuns e Queda. Fonte: Autor..... | 30 |
| Figura 4.1. Gráfico de Quedas do Indivíduo 1. Fonte: Autor..... | 35 |
| Figura 4.2. Gráfico de Quedas do Indivíduo 2. Fonte: Autor..... | 35 |
| Figura 4.3. Dados de Aceleração de ADL e Corrida. Fonte: Autor. | 36 |
| Figura 5.1: Lilypad Arduino - Tecnologia Vestível. Fonte: Multilógica Shop (2014). | 37 |
| Figura 5.2. Lilypad Arduino. Fonte: Arduino (2014)..... | 38 |
| Figura 5.3. Placa de Alimentação do Lilypad Arduino. Fonte: MIT Media Lab (2014). | 38 |
| Figura 5.4. Integração dos Componentes do Lilypad Arduino. Fonte: MIT Media Lab (2014). | 39 |
| Figura 5.5. XBee Lilypad. Fonte:Multilógica Shop (2014). | 40 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|--|----|
| Tabela 3.1. Levantamento de Dados de ADL para Testes. Fonte: Autor..... | 28 |
| Tabela 3.2. Levantamento de Dados de Queda para Testes. Fonte: Autor..... | 29 |
| Tabela 3.3. Energia de Dados Adjacentes a um Pico. Fonte: Autor..... | 32 |
| Tabela 4.1. Levantamento de Dados de Queda para Validação. Fonte: Autor..... | 33 |
| Tabela 4.2. Levantamento de Dados de ADL para Validação. Fonte: Autor..... | 34 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CI – Circuito Integrado

MEMS - *MicroElectroMechanical Systems*

PSD - *Phase-Sensitive Detector*

SRAM - *Static random-access memory*

SCL - *Serial Clock Line*

SDA - *Serial Data Line*

ACK - *Acknowledge*

LSB - *Least significant bit*

MSB - *Most significant bit*

ADL - *Activities Daily Living*

LFT - *Lower Fall Threshold*

UFT - *Upper Fall Threshold*

UPV - *Upper Peak Value*

LPV - *Lower Peak Value*

UFP - *Upper Fall Peak*

LFP - *Lower Fall Peak*

IDE - *Integrated Development Environment*

OSI - *Open Source Initiative*

LISTA DE SÍMBOLOS

Hz - Hertz

g - Unidade Gravitacional

s - Segundos

SUMÁRIO

| | | |
|--------|---|----|
| 1 | INTRODUÇÃO..... | 14 |
| 1.1. | Motivação..... | 14 |
| 1.2. | Objetivos | 14 |
| 1.3. | Metodologia | 15 |
| 1.4. | Visão Geral do Trabalho | 15 |
| 2 | FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA | 17 |
| 2.1. | Funcionamento do Acelerômetro | 17 |
| 2.1.1. | Acelerômetros MEMS | 18 |
| 2.1.2. | Especificações do ADXL345 | 20 |
| 2.2. | Plataforma de Desenvolvimento Arduino UNO | 21 |
| 2.2.1. | Interface de Comunicação I2C | 22 |
| 2.3. | Técnicas para Detecção de Queda..... | 24 |
| 2.4. | Energia de um Sinal Discreto..... | 26 |
| 3 | ALGORITMO PARA A DETECÇÃO DE QUEDAS..... | 27 |
| 3.1. | Levantamento de Dados de Teste..... | 27 |
| 3.2. | Análise de Limiares..... | 29 |
| 3.3. | Análise Energética..... | 31 |
| 4 | VALIDAÇÃO DO ALGORITMO..... | 33 |
| 4.1. | Levantamento de Dados para Validação | 33 |
| 4.2. | Resultados | 34 |
| 5 | DESIGN PROPOSTO | 37 |
| 5.1. | Lilypad Arduino | 37 |
| 5.1.1. | Alimentação do Lilypad Arduino | 38 |
| 5.1.2. | Comunicação do Lilypad Arduino | 39 |
| 6 | CONCLUSÃO..... | 41 |
| 6.1. | Trabalhos Futuros..... | 41 |
| | REFERÊNCIAS | 43 |

CAPÍTULO 1

1 INTRODUÇÃO

1.1. Motivação

As quedas representam uma das maiores causas de mortalidade de idosos. Segundo Right at Home (2014), cerca de 50% dos idosos não conseguem se levantar sozinhos após uma queda e permanecer no chão por um longo período após a queda, fenômeno conhecido como *long lie*, ocasiona sérias complicações à saúde dessas pessoas, como pneumonia, hipotermia, desidratação, e até mesmo a morte. Por essa razão faz-se necessário agir de modo a prevenir tal fenômeno, que traz um impacto extremamente negativo não só à qualidade de vida de pessoas idosas, como também ao sistema de saúde pública por seu caráter custoso.

A prevenção anteriormente citada pode ser alcançada a partir do sistema proposto neste projeto, sendo esta sua principal motivação. O sistema para detecção de quedas pode ser aplicado tanto aos pacientes idosos em hospitais e casas de repouso, garantindo-lhes um rápido atendimento em casos de queda, assim como às pessoas da terceira idade que preferem levar uma vida mais independente e não abrem mão de continuarem vivendo sozinhas em seus lares, mas precisam de uma maior garantia de segurança no seu dia-a-dia, o que daria um maior conforto e tranquilidade também aos seus familiares, que se preocupam com a sua saúde e segurança.

1.2. Objetivos

Este trabalho tem como principal objetivo desenvolver um algoritmo para detecção de quedas, distinguindo os eventos de queda das atividades comuns diárias (ADL) realizadas pelo indivíduo. O dispositivo no qual este algoritmo será embarcado poderá ser utilizado por pessoas idosas, garantindo-lhes maior segurança em seus lares, ou por hospitais ou casas de repouso, onde é indispensável que os pacientes sintam-se seguros e sejam rapidamente assistidos na ocorrência de acidentes.

Assim, este trabalho tem como objetivos principais:

- a) Desenvolvimento do algoritmo de detecção de quedas;
- b) Validação do algoritmo de detecção de quedas;
- c) Sugestão de hardware onde o algoritmo pode ser embarcado;

- d) Levantamento das melhorias a serem realizadas para que o produto seja comercializável.

1.3. Metodologia

Adotou-se a seguinte metodologia para o desenvolvimento do algoritmo para detecção de quedas:

- a) Revisão bibliográfica no tema;
- b) Levantamento das técnicas existentes para a detecção de quedas;
- c) Escolha da técnica mais adequada aos requisitos do projeto;
- d) Compra de materiais necessários para o desenvolvimento do projeto;
- e) Levantamento de dados de teste para determinação de limiares;
- f) Análise de dados de teste;
- g) Implementação do algoritmo;
- h) Levantamento de dados para validação do algoritmo;
- i) Análise de dados para validação;
- j) Documentação do projeto.

1.4. Visão Geral do Trabalho

A partir da metodologia adotada para o desenvolvimento do projeto, foi possível estruturar bem o trabalho, dividindo os capítulos conforme a etapa representada dentro do projeto.

O capítulo 2 deste trabalho traz a fundamentação teórica da tecnologia utilizada para aquisição de dados do sistema e das técnicas estudadas para o desenvolvimento do algoritmo de detecção de queda. O funcionamento do acelerômetro e da plataforma de desenvolvimento

Arduino UNO são os primeiros tópicos abordados neste capítulo. Em seguida dá-se ênfase às técnicas utilizadas em trabalhos anteriores para a detecção de quedas, explicando como os limiares podem ser determinados. Por fim, tem-se uma breve abordagem dos conceitos e cálculos associados à energia de sinais digitais. Dessa forma, este capítulo é subdividido em diversas seções de modo a abordar os principais aspectos que são a base para todo o desenvolvimento do projeto.

Após a fundamentação teórica, o trabalho segue com a aplicação dos conceitos explicados. Sendo assim, o capítulo 3 aborda o levantamento de dados e a análise dos mesmos para determinação de limiares de queda, além da construção de um novo critério para a detecção de quedas diante das dificuldades observadas na aplicação de apenas um limiar.

O capítulo 4 apresenta o processo de validação do algoritmo desenvolvido no trabalho. Primeiramente é apresentado o levantamento de dados para validação, e em seguida os resultados que garantem o bom funcionamento do dispositivo.

O capítulo 5 compreende uma discussão a respeito das possibilidades já existentes no mercado para embarcar o algoritmo desenvolvido. Dessa forma, a placa de desenvolvimento Lilypad Arduino é amplamente abordada ao longo deste capítulo.

O capítulo 6 conclui o trabalho, comentando os objetivos alcançados assim como as melhorias a serem implementadas em projetos futuros de modo a tornar o sistema desenvolvido neste trabalho comercializável.

CAPÍTULO 2

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

O projeto consiste no desenvolvimento de um algoritmo confiável para detecção de quedas, o qual utiliza os dados de aceleração do corpo para diferenciar as diversas atividades comuns diárias, possíveis de serem realizadas por um indivíduo idoso, de um evento de queda. Para o desenvolvimento do projeto foi utilizado um acelerômetro para obtenção de dados referentes à aceleração do corpo e a plataforma de desenvolvimento Arduino UNO.

2.1. Funcionamento do Acelerômetro

Acelerômetros são dispositivos capazes de medir a aceleração de um corpo tomando-se como referência a aceleração da gravidade. Esses sensores baseiam-se nos princípios físicos da Lei de Hooke e da Segunda Lei de Newton para determinar a aceleração do corpo (Putnam, 1996), sendo tais leis determinadas pelas equações a seguir:

$$F = m \cdot a \quad (1)$$

$$F = k \cdot x \quad (2)$$

Onde: m = Massa do corpo;

a = Aceleração;

k = Constante da mola;

x = Deslocamento.

A partir das equações 1 e 2 e da figura a seguir evidencia-se como a aceleração pode ser facilmente determinada.

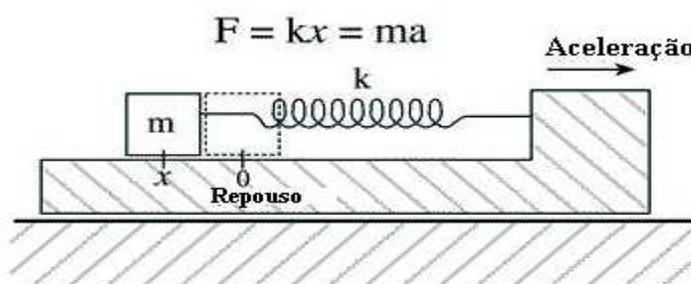


Figure 2.1. Sistema Massa-Mola. Fonte: Zonta (2000)

Ao aplicarmos uma força a esta massa, a mola responderá com uma força proporcional ao seu deslocamento. Isolando-se a aceleração na equação vista na figura, temos:

$$a = \frac{kx}{m} \quad (3)$$

A tecnologia implementada nos acelerômetros consiste basicamente em uma massa inercial suspensa por molas, a qual é submetida a forças que atuam de modo a causarem uma deflexão na posição inicial desta massa. A saída do sensor é gerada a partir da conversão desta deflexão em um sinal elétrico (Vittorio, 2001).

Apesar de utilizarem os mesmos princípios físicos, existem diferentes maneiras de se detectar a aceleração, o que caracteriza os diferentes tipos de acelerômetros (Silva, 2011). Dos acelerômetros mecânicos destacam-se os capacitivos, os piezoelétricos e os piezoresistivos. Entretanto tais tipos estão sendo substituídos pelos acelerômetros baseados em MEMS (Sistemas Microeletromecânicos) (Figueiredo, 2007). No projeto foi utilizado um acelerômetro ADXL345 de três eixos, o qual utiliza a tecnologia dos MEMS, sendo este selecionado por já ter sido utilizado com esta aplicação por Huynh (2013). Dessa forma, o presente trabalho faz uma abordagem mais direcionada a este tipo de tecnologia.

2.1.1. Acelerômetros MEMS

A tecnologia utilizada na construção dos acelerômetros MEMS da família ADXL consiste na associação do sistema massa-mola, já mencionado na seção 2.1, a um sistema de capacitores responsável pela medição do deslocamento, e seguido por um sistema de condicionamento do sinal.

O sistema massa-mola é composto por uma barra de silício cujas extremidades são fixadas no sistema de mola, como pode ser visualizado na figura a seguir.

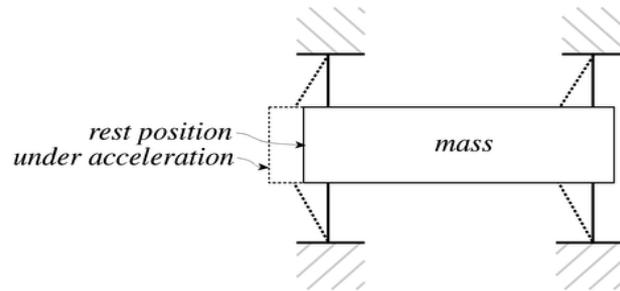


Figure 2.2. Sistema Massa-Mola do Acelerômetro da família ADXL. Fonte: Putnam (1996)

A medição do deslocamento da barra de silício se dá através do sistema de capacitores, baseando-se na propriedade de que a capacitância está relacionada à distância das lâminas metálicas que constituem aquele capacitor, e esta relação é pela seguinte equação:

$$C = \frac{k}{x_0} \quad (4)$$

Onde C: Capacitância;

k: Propriedade do material entre as placas

x_0 : Distância entre placas

Dessa maneira, uma vez conhecido k e sabendo-se o valor da capacitância C, o espaço entre as placas, x_0 , pode ser facilmente calculado (Putnam, 1996).

O acelerômetro ADXL345 aplica o conceito de capacitores diferenciais para medir o deslocamento da estrutura. Como pode ser visto na figura seguinte, um capacitor diferencial apresentará duas placas externas fixas e uma placa interna móvel.

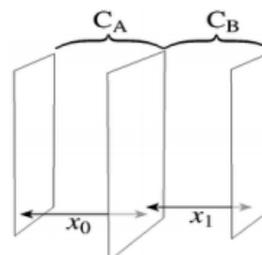


Figure 2.3. Capacitor Diferencial. Fonte: Putnam (1996)

Enquanto a placa móvel encontrar-se centralizada, as capacitâncias C_A e C_B apresentarão o mesmo valor. Entretanto, movimentos mínimos são capazes de gerar o aumento da capacitância de um lado, e redução do outro. Por esta razão os capacitores diferenciais são amplamente utilizados quando deseja-se alcançar uma alta sensibilidade para medições de pequenos movimentos, como o realizado em acelerômetros (Furukawa, 2014).

Em resumo, a aceleração causa um deslocamento na barra de silício e um desequilíbrio nas capacitâncias do capacitor diferencial, gerando um resultado na saída do sensor, cuja amplitude é proporcional à aceleração. A magnitude e a polaridade da aceleração são então determinadas após a saída do sensor passar pelo circuito condicionador de sinal, composto por um circuito PSD - Sistema de Detecção Sensível à Fase (Analog Devices, 2013).

O acelerômetro ADXL345 utilizado no projeto pode ser visualizado na figura 2.4.



Figura 2.4. Acelerômetro ADXL345.

2.1.2. Especificações do ADXL345

O ADXL345 é um acelerômetro de 3 eixos, desenvolvido pela Analog Devices com capacidade de medir acelerações de até $\pm 16g$, ou seja ± 16 vezes a aceleração gravitacional da Terra. Este sensor mede a aceleração estática da gravidade para aplicações de sensoriamento de inclinação, assim como a aceleração dinâmica resultante de movimentos ou impactos. A aceleração em cada um dos eixos pode ser lida a partir dos seus respectivos registradores de dados.

Os registradores de dados do ADXL345 são continuamente atualizados, conforme a taxa de saída de dados especificada pelo usuário, de até 3200 Hz. O formato dos dados de aceleração consiste em dois conjuntos de 8 bits para cada eixo, um conjunto com os bits menos significativos, sendo estes designados por X0, Y0 e Z0, e outro com os mais

significativos e os bits de sinal, os quais são designados por X1, Y1 e Z1. O total de bits depende da resolução de saída selecionada pelo usuário, podendo chegar até 13 bits de resolução [14]. A figura 2-5 apresenta o formato de dados no modo de resolução completa.

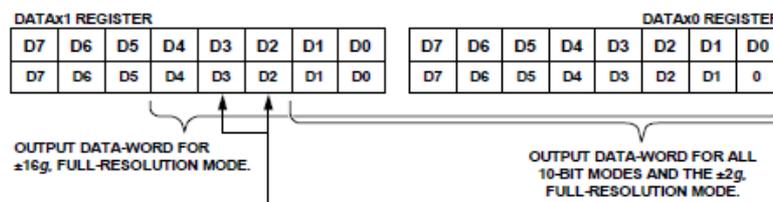


Figura 2.5. Formato de Dados no Eixo X. Fonte: Analog Devices (2013)

Portanto, configurando-se o acelerômetro com uma resolução de 13 bits e um alcance de ± 16 g, cada eixo deve ler um valor de 256 quando a aceleração corresponder a 1g. A biblioteca *ADXL345.h* desenvolvida para a integração do acelerômetro com a plataforma de desenvolvimento Arduino efetua as configurações necessárias para que o sensor forneça dados nos formatos necessários, de acordo com as requisições do projeto. Através dessa biblioteca são configurados os registradores do ADXL345 e são realizadas as conversões do valor medido para cada eixo no seu valor em unidades gravitacionais, g.

2.2. Plataforma de Desenvolvimento Arduino UNO

Além do funcionamento do acelerômetro utilizado no projeto, faz-se necessário compreender como se dá a sua integração com a plataforma de desenvolvimento Arduino UNO, responsável pela aquisição e processamento dos dados extraídos do acelerômetro.

O Arduino é uma plataforma *open-source*¹ de prototipagem eletrônica, amplamente utilizada entre desenvolvedores, estudantes e hobistas por sua flexibilidade e facilidade de interação com *software* e *hardware*. O Arduino UNO possui, entre outros componentes, um microcontrolador ATmega328, seis entradas analógicas, e exige uma tensão de operação de 5V e uma tensão de entrada recomendada entre 7V e 12V (Picoreti, 2014).

¹ Conforme a definição criada pela OSI, um programa *open source* deve, entre outros fatores, ter distribuição livre, incluir seu código fonte, permitir modificações e trabalhos derivados e não haver discriminação contra pessoas ou grupos e contra áreas de atuação. (Software Livre Brasil, 2014).

O microcontrolador ATmega328 possui 32KB de memória Flash, onde é gravado o código desenvolvido, e 2KB de SRAM, onde são salvas as variáveis, sendo estas apagadas quando o Arduino é desenergizado.

A integração entre sensor e Arduino se dá através da interface de comunicação I2C, sendo este, portanto, o tópico seguinte a ser abordado neste capítulo. A figura 2-5 apresenta as conexões realizadas nesse tipo de comunicação.

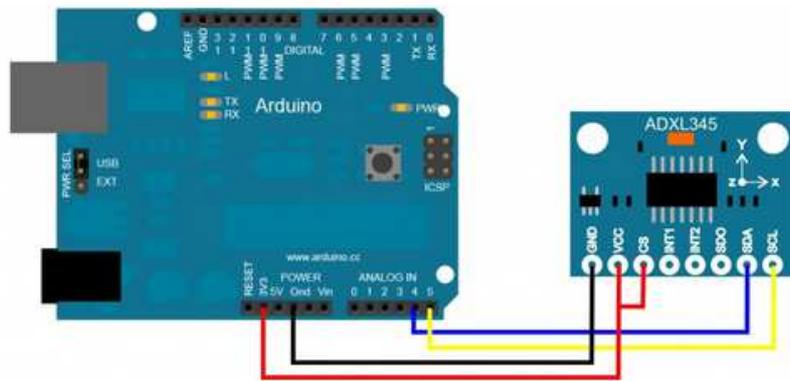


Figura 2.6. Integração entre o Arduino e o ADXL345. Fonte: Savaitgalio Projektai (2014)

2.2.1. Interface de Comunicação I2C

Esta interface de comunicação é constituída por dois sinais: o SCL (Barramento de Clock Serial) e o SDA (Barramento de Dados Serial). Estes sinais são conectados a todos os dispositivos no barramento I2C e exigem resistores de *pull-up*, normalmente de 4.7 k Ω , como pode ser visto na figura 2-6.

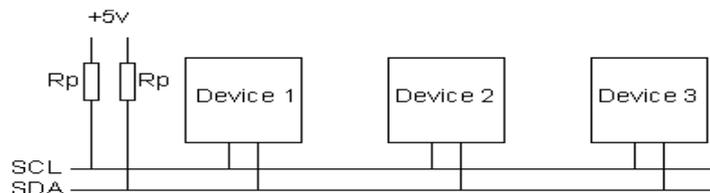


Figura 2.7. Dispositivos no Barramento I2C. Fonte: Robot Eletronics (2014)

Em uma comunicação I2C somente o mestre pode iniciar uma transferência, pois o dispositivo mestre é responsável por produzir o *clock* do SCL. A comunicação entre mestre e

escravo só pode ter início após a emissão de um *Start bit* no barramento I2C, enquanto o encerramento da comunicação ocorre após a emissão de um *Stop bit* no mesmo barramento.

Pela figura 2.8 pode-se observar os momentos em que se estabelecem estas sequências de *Start* e *Stop bits*, que estão relacionados com as bordas de descida e de subida do SDA, respectivamente, no momento em que o sinal de *clock* está em nível lógico alto, SCL=1 (Robot Eletronics, 2014).

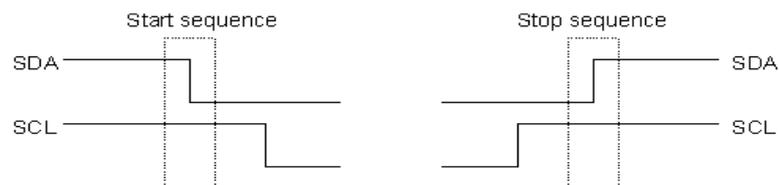


Figura 2.8. *Start Bit* e *Stop Bit* na Comunicação I2C. Fonte: Robot Eletronics (2014)

Em outras palavras, o *Start bit* é indicado pela transição de nível alto para nível baixo do SDA enquanto SCL encontra-se em nível alto. Já o *Stop bit* consiste na transição de nível baixo para nível alto do SDA, enquanto SCL encontra-se em nível alto. Ou seja, a sincronização dos dados do SDA com o *clock* ocorrem de modo que o SDA só pode sofrer mudanças enquanto o SCL=0.

Antes de realizar uma transferência de dados, faz-se necessário informar o endereço do dispositivo desejado no barramento. O barramento I2C apresenta 7 bits de endereço, o que significa uma capacidade de até 128 dispositivos no barramento. São enviados 8 *bits*, sendo que o *bit* menos significativo (LSB) enviado tem a função de informar ao escravo se o mestre está realizando uma operação de leitura (*bit* 1) ou de escrita (*bit* 0) nele. O processo aqui descrito pode ser visualizado na figura 2.9.

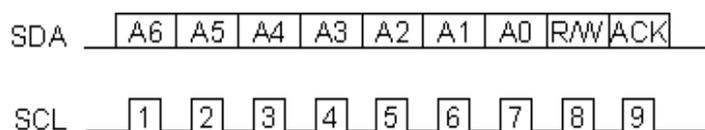


Figura 2.9. Endereçamento de Dispositivos no Barramento I2C. Fonte: Robot Eletronics (2014)

Os dados são transferidos em sequências de 8 *bits* que são alocados no barramento SDA começando com o bit mais significativo (MSB). Para cada conjunto de 8 *bits*

transferido, o dispositivo que está recebendo os dados retorna um bit de confirmação (ACK), ou seja, são necessários 9 pulsos de *clock* para transferir 8 bits de dados. Se o ACK for um sinal de nível baixo significa que aqueles dados foram devidamente recebidos, podendo ser enviado um novo byte, caso contrário o dispositivo não poderá receber outros dados, e o mestre deve cessar a transferência através de um *Stop bit* (Robot Eletronics, 2014).

As entradas analógicas A4 e A5 do Arduino UNO correspondem aos sinais SDA e SCL, respectivamente. A biblioteca *Wire.h* apresenta todas as funções descritas anteriormente, permitindo que se estabeleça a comunicação entre o Arduino e os dispositivos do barramento I2C.

2.3. Técnicas para Detecção de Queda

A utilização de acelerômetros na detecção de quedas consiste em avaliar o valor de magnitude da aceleração e, quando este valor exceder um determinado limiar, a queda deve ser detectada. O vetor resultante contendo as acelerações nos três eixos é obtido pela equação seguinte (Kangas, 2007):

$$Acc = \sqrt{(A_x)^2 + (A_y)^2 + (A_z)^2} \quad (5)$$

Onde: Acc = Vetor aceleração resultante;

A_x , A_y e A_z = Acelerações nos eixos x, y e z, respectivamente.

A partir da equação 5 temos que o sinal resultante do acelerômetro é obtido realizando-se a raiz da soma dos quadrados dos sinais de cada eixo do acelerômetro, sendo que, quando estacionário, esse sinal resultante é dado por uma constante +1 g.

Na ocorrência de uma queda, o vetor aceleração resultante, Acc, sofre uma alteração abrupta em seu valor. Os limiares de aceleração utilizados em algoritmos para detecção de queda observados em outros estudos na área são aqui descritos.

Os dados obtidos pelo acelerômetro durante simulações de atividades apresentam valores de pico superior (UPV) e valores de pico inferior (LPV), e cada evento de queda gravado apresenta seu pico de queda superior (UFP) e seu pico de queda inferior (LFP). O limiar de queda superior (UFT) é ajustado como a menor magnitude (módulo) UFP gravada e o limiar de queda inferior (LFT) é determinado pela menor magnitude LFP gravada. Ou seja,

considerando-se o conjunto de dados levantados nesta primeira análise de limiar, 100% das quedas gravadas seriam detectadas, uma vez que o menor pico desse conjunto de quedas corresponderia ao limiar para a detecção de queda (Bourke, 2006).

Os limiares UFT e LFT são ajustados a partir dos valores de pico obtidos durante os eventos de queda, dessa forma garante-se que os valores de pico das atividades diárias comuns estejam abaixo desse valor para que não sejam detectados como uma queda erroneamente. Na figura 2.10 estes conceitos podem ser visualizados.

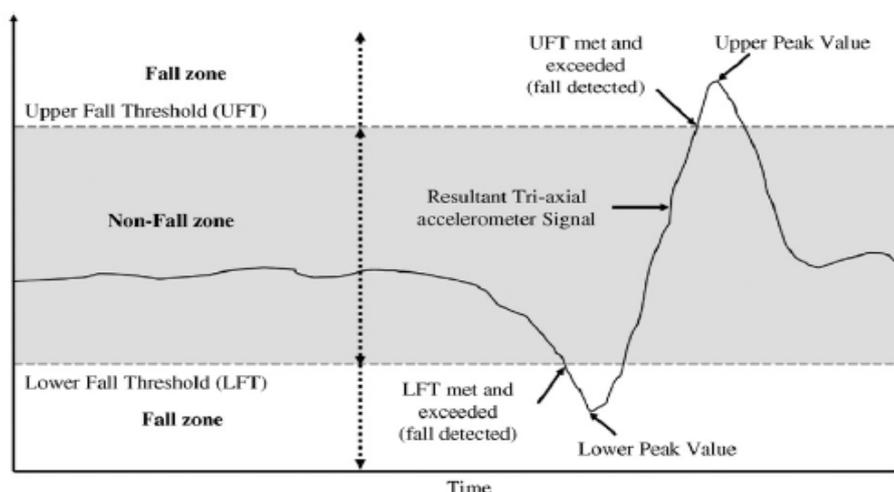


Figura 2.10. Exemplo de Limiares para Detecção de Queda. Fonte: Bourke (2006).

Em resumo, temos:

- Limiar de Queda Inferior (LFT): é ajustado como a menor magnitude dos valores de pico inferior para os eventos de queda gravados.
- Limiar de Queda Superior (UFT): é ajustado como a menor magnitude dos valores de pico superior para os eventos de queda gravados. Relaciona-se com o pico da força de impacto que o corpo sofre com a queda.

Os algoritmos para detecção de queda podem utilizar os dois limiares definidos anteriormente a partir dos dados coletados dos sensores (Huynh, 2013). Entretanto, conforme estudos anteriormente realizados, o UFT fornece uma maior confiabilidade na detecção de quedas (Bourke, 2006) e, por esta razão, será o tipo de limiar adotado no algoritmo para detecção de quedas desenvolvido neste trabalho.

Outro fator que precisa ser levado em consideração é a localização mais adequada do acelerômetro para esta aplicação. Pesquisas nesse tema levaram à conclusão de que o tronco é a localização ótima para sensores de queda (Bourke, 2006),(Noury, 2003), mais precisamente no centro do peito (Huynh, 2013) e esta será, portanto, a localização adotada para o acelerômetro neste projeto.

2.4. Energia de um Sinal Discreto

A energia de um sinal discreto é um outro conceito importante para a compreensão do algoritmo desenvolvido neste trabalho para a detecção de quedas. Dado um sinal discreto $x[n]$, a sua energia é definida como o somatório ao longo do tempo do valor de $x[n]$ elevado ao quadrado, como pode ser visto na equação a seguir (Araújo, 2014).

$$E_x = \sum_{n=-\infty}^{\infty} |x[n]|^2 \quad (6)$$

Este somatório pode ser alterado a fim de tomarmos janelas finitas de tempo. No capítulo seguinte será demonstrado como o conceito de energia será útil para a distinção de um evento de queda de outras atividades que exigem maior esforço.

CAPÍTULO 3

3 ALGORITMO PARA A DETECÇÃO DE QUEDAS

A implementação do algoritmo depende inicialmente do levantamento de uma base de dados suficiente para que se possa determinar os limiares descritos no capítulo anterior.

3.1. Levantamento de Dados de Teste

Os experimentos para levantamento dos dados de atividades comuns para teste foram realizados com 10 indivíduos saudáveis, 4 pessoas do sexo feminino e 6 pessoas do sexo masculino, com idades de 12 a 57 anos, pesos de 35 a 80 kg e alturas de 1.50 m a 1.70 m. O acelerômetro ADXL345 foi costurado a uma camisa na altura no peito do indivíduo, de modo a obtermos dados confiáveis de aceleração para as atividades comuns diárias (ADL), tais como caminhar, sentar-se, levantar-se, deitar-se e correr. Foram coletados 5 valores referentes a cada uma das atividades descritas anteriormente para cada indivíduo.

A tabela 3.1 apresentará os valores máximos atingidos considerando-se todas as atividades comuns diárias gravadas por indivíduo, ou seja, dos 5 conjuntos de dados levantados de ADL será extraído o máximo valor alcançado pela aceleração. De acordo com o que foi abordado no capítulo anterior, pode-se afirmar que estão sendo apresentados os dados referentes ao máximo valor de pico superior (UPV) de cada atividade desempenhada por cada indivíduo.

Contudo, o levantamento de dados de queda foram realizados com apenas 2 indivíduos jovens e saudáveis do sexo feminino, com idades de 24 e 26 anos, pesos de 60 kg e 55 kg e alturas de 1.70 m e 1.65 m. Para tanto foi utilizada a mesma camisa costurada com o sensor acelerômetro na altura do peito do indivíduo, uma vez que essa seja a posição mais adequada para o sensor considerando-se esta aplicação, conforme explicado anteriormente.

A tabela 3.2 apresentará os valores máximos atingidos para cada queda simulada por indivíduo, ou seja, esta tabela nos traz os picos superiores de queda (UFP's), que, conforme foi explicado anteriormente, são os dados necessários para que se possa estabelecer o limiar para a queda.

Tabela3.1. Levantamento de Dados de ADL para Testes. Fonte: Autor.

| | Atividade | Valor Máximo de Aceleração (g) |
|--------------|------------------|---------------------------------------|
| Indivíduo 1 | Caminhar | 1.3 |
| | Sentar/Levantar | 1.68 |
| | Deitar | 1.62 |
| | Correr | 2.18 |
| Indivíduo 2 | Caminhar | 1.44 |
| | Sentar/Levantar | 1.79 |
| | Deitar | 1.78 |
| | Correr | 2.13 |
| Indivíduo 3 | Caminhar | 1.48 |
| | Sentar/Levantar | 1.95 |
| | Deitar | – |
| | Correr | 2.25 |
| Indivíduo 4 | Caminhar | 1.53 |
| | Sentar/Levantar | 2.18 |
| | Deitar | – |
| | Correr | 3.07 |
| Indivíduo 5 | Caminhar | 1.35 |
| | Sentar/Levantar | 1.86 |
| | Deitar | – |
| | Correr | 2.21 |
| Indivíduo 6 | Caminhar | 1.29 |
| | Sentar/Levantar | 1.62 |
| | Deitar | – |
| | Correr | 3.23 |
| Indivíduo 7 | Caminhar | 1.39 |
| | Sentar/Levantar | 1.86 |
| | Deitar | – |
| | Correr | 3.31 |
| Indivíduo 8 | Caminhar | 1.29 |
| | Sentar/Levantar | 1.55 |
| | Deitar | – |
| | Correr | 3.33 |
| Indivíduo 9 | Caminhar | 1.32 |
| | Sentar/Levantar | 1.6 |
| | Deitar | – |
| | Correr | 3.07 |
| Indivíduo 10 | Caminhar | 1.2 |
| | Sentar/Levantar | 1.48 |
| | Deitar | – |
| | Correr | 3.1 |

Tabela3.2. Levantamento de Dados de Queda para Testes. Fonte: Autor.

| | Número da Queda | Pico Superior de Queda (UFP) |
|-------------|-----------------|------------------------------|
| Indivíduo 1 | 1 | 3.43 |
| Indivíduo 1 | 2 | 3.5 |
| Indivíduo 1 | 3 | 3.43 |
| Indivíduo 1 | 4 | 3.03 |
| Indivíduo 1 | 5 | 3.06 |
| Indivíduo 2 | 1 | 3.33 |
| Indivíduo 2 | 2 | 3.27 |
| Indivíduo 2 | 3 | 3.38 |
| Indivíduo 2 | 4 | 3.4 |
| Indivíduo 2 | 5 | 3.33 |

3.2. Análise de Limiars

A partir dos dados apresentados nas tabelas acima podemos então realizar a análise para determinação dos limiars a serem adotados no algoritmo para detecção de quedas. Os dados observados na segunda tabela referem-se aos UFP's. Dessa maneira, o menor valor observado nesta tabela será adotado como limiar (UFT), garantindo que 100% das atividades gravadas sejam adequadamente identificadas como uma queda.

Os dados das duas tabelas precisam ser comparados para que se possa verificar se o valor de aceleração resultante de alguma atividade comum excede o limiar estabelecido para a detecção de quedas.

A queda de número 4 do primeiro indivíduo na tabela 3.2 apresenta um UFP de 3.03 g, sendo este, portanto, o valor adotado como limiar para a detecção de quedas. A figura 3.1 apresenta o gráfico obtido através da ferramenta matemática, MATLAB, com os dados de aceleração referentes ao ato de caminhar, seguido pelo ato de sentar-se, levantar-se, e por fim por uma queda, sendo o eixo das ordenadas composto pela aceleração resultante em unidades gravitacionais, g, e o eixo das abscissas pelo número de amostras.

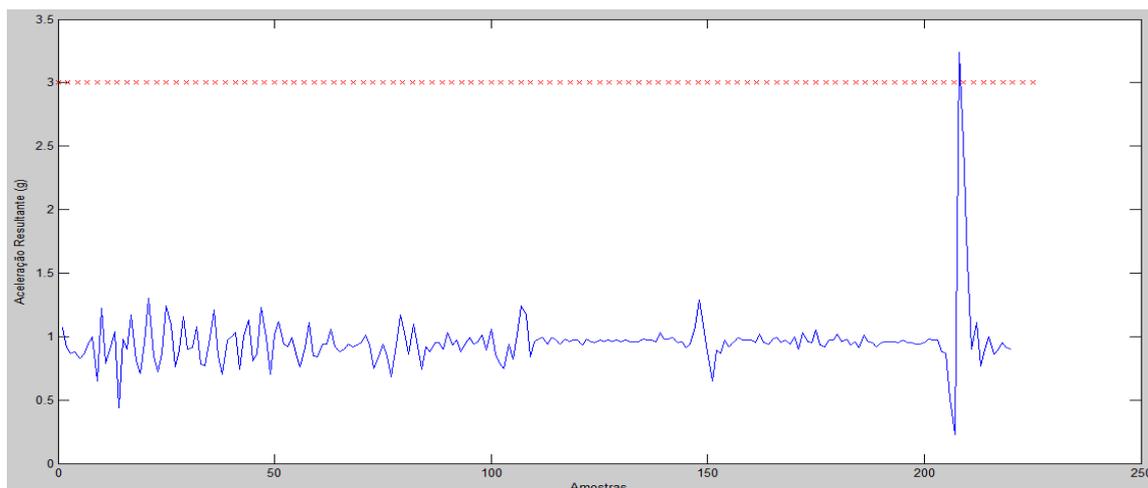


Figure 3.1. Aceleração Resultante em Atividades Comuns e Queda. Fonte: Autor.

A partir dessa figura podemos verificar que, quando comparadas às atividades comuns diárias, uma queda seria facilmente detectada adotando-se um limiar em 3 g. Entretanto, verificou-se que atividades que exigem maior esforço e, conseqüentemente, geram uma maior aceleração do corpo, poderiam ocasionar um falso alarme caso esse limiar fosse o único parâmetro analisado. A figura 3.2 apresenta um gráfico com os dados de aceleração referentes a um ato de corrida, seguido por uma caminhada, e terminando em uma queda, sendo o eixo das ordenadas novamente composto pela aceleração resultante em g e o eixo das abscissas pelo número de amostras.

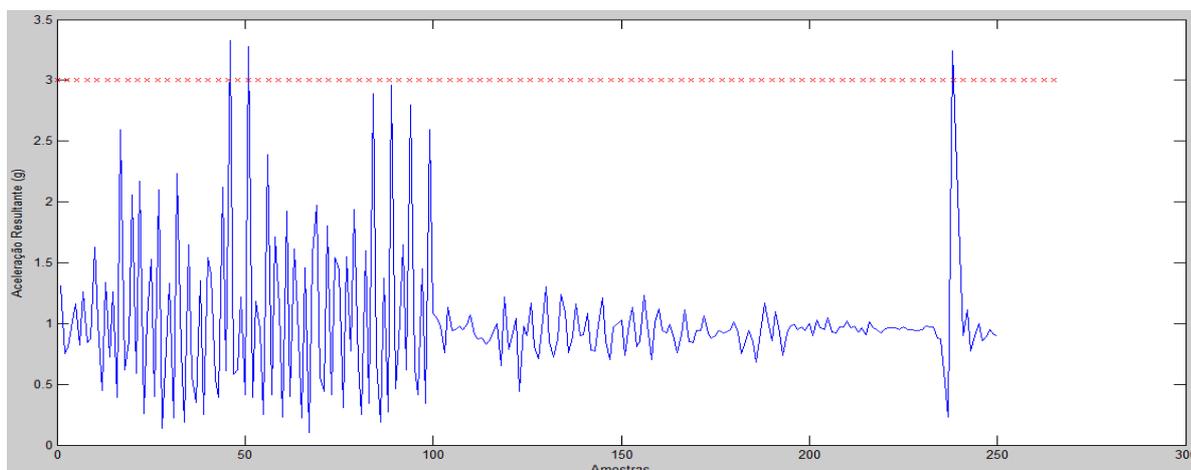


Figure 3.2. Aceleração Resultante em Atividades Comuns e Queda. Fonte: Autor.

Analisando-se a figura acima, verificamos que não é possível distinguir uma corrida de uma queda através de um simples limiar para os dados de aceleração resultante. Dessa forma, faz-se necessário estabelecer outros critérios de modo a evitar a ocorrência de um falso alarme.

3.3. Análise Energética

O método utilizado para distinguir uma corrida de uma queda consiste em analisar a energia dos dados de aceleração anteriores e posteriores à queda. Observou-se a partir do gráfico da figura 3-2 que os valores de aceleração anteriores e posteriores ao pico de queda são muito baixos, ou seja, a queda é caracterizada por um pico isolado no valor da aceleração resultante. Já o gráfico de uma corrida apresenta um comportamento diferente, pois os dados do sensor ultrapassam o valor de limiar diversas vezes, e mesmo os sinais que não chegam a ultrapassar o limiar atingem um valor relativamente elevado quando comparado aos sinais adjacentes ao pico de uma queda.

Estas observações foram determinantes para que o novo critério para detecção de quedas fosse desenvolvido. Tal método consiste, primeiramente, em analisar se o valor obtido pelo sensor ultrapassa o valor de 3 g (UFT), sendo este o limiar estabelecido para distinguir as atividades diárias comuns (ADL) de uma atividade de maior esforço ou uma queda. Em seguida, analisa-se a energia dos dados anteriores e posteriores a cada pico.

Para realizar a análise energética dos dados de aceleração adjacentes ao pico utiliza-se os conceitos de energia de um sinal digital. A fim de eliminar os valores de pico inferiores (LPV), uma vez que estudos anteriores comprovam maior confiabilidade nos algoritmos para detecção de queda baseados no UFT, o sinal medido pelo acelerômetro é subtraído de uma unidade. A partir disso a energia é calculada conforme a equação (5), tomando-se um intervalo de tempo equivalente a 100 amostras posteriores e 100 amostras anteriores ao pico de queda.

A tabela 3-3 apresenta os valores de energia calculados para as quedas já simuladas. Realizou-se um novo levantamento dos dados de aceleração durante a corrida apenas com os dois indivíduos que também simularam a queda, de modo a se obter os valores mínimos de energia durante o ato de corrida, quando esta ultrapassa o limiar estabelecido para detecção de quedas.

Tabela3.3. Energia de Dados Adjacentes a um Pico. Fonte: Autor.

| | Atividade | Pico de Queda Superior (UFP)/ Valor de Pico Superior (UPV) | Energia de Dados Anteriores e Posteriores ao Pico |
|-------------|-----------|--|---|
| Indivíduo 1 | Queda 1 | 3.43 | 9.87 |
| | Corrida 1 | 2.37 | - |
| Indivíduo 1 | Queda 2 | 3.5 | 5.12 |
| | Corrida 2 | 3.52 | 57.7 |
| Indivíduo 1 | Queda 3 | 3.43 | 10.85 |
| | Corrida 3 | 2.27 | - |
| Indivíduo 1 | Queda 4 | 3.03 | 3.53 |
| | Corrida 4 | 2.45 | - |
| Indivíduo 1 | Queda 5 | 3.06 | 13.86 |
| | Corrida 5 | 2.47 | - |
| Indivíduo 2 | Queda 1 | 3.33 | 3.78 |
| | Corrida 1 | 2.91 | - |
| Indivíduo 2 | Queda 2 | 3.5 | 4.9 |
| | Corrida 2 | 2.45 | - |
| Indivíduo 2 | Queda 3 | 3.27 | 8.5 |
| | Corrida 3 | 2.31 | - |
| Indivíduo 2 | Queda 4 | 3.38 | 12.02 |
| | Corrida 4 | 3.07 | 49.22 |
| Indivíduo 2 | Queda 5 | 3.5 | 10.87 |
| | Corrida 5 | 3.11 | 54.27 |

Nesta tabela aparecem em destaque as corridas que excedem o valor do limiar de queda de 3 g. Com base nestes dados podemos determinar um limiar de energia a ser analisado quando uma determinada atividade exceder o limiar de aceleração. O limiar de energia adotado foi igual a 20, e este limiar apresentou uma eficiência de 100% na detecção de queda na ocorrência de uma queda e não detecção de queda quando a atividade realizada é uma corrida.

As análises de limiar de aceleração resultante e de energia comentadas neste capítulo foram realizadas no MATLAB. Entretanto, uma vez determinados estes limiares, faz-se necessário embarcar o código de detecção de quedas no Arduino, para que todo o processamento dos dados do sensor seja executado no próprio microcontrolador. Para tanto, utilizou-se a IDE do Arduino, onde foram implementadas as rotinas de aquisição e processamento de dados para a detecção de quedas.

CAPÍTULO 4

4 VALIDAÇÃO DO ALGORITMO

4.1. Levantamento de Dados para Validação

Essa etapa do projeto foi realizada, primeiramente, com os dois indivíduos que se submeteram ao teste de quedas. Foram realizados 10 testes com cada um dos indivíduos, aonde os valores de aceleração foram gravados para serem posteriormente processados, analisando-se se o limiar de queda foi ultrapassado, e em caso afirmativo, calculando-se a energia das amostras adjacentes ao pico. A tabela 4-1 apresenta os dados de queda levantados para a validação do algoritmo.

Tabela 4.1. Levantamento de Dados de Queda para Validação. Fonte: Autor.

| | Número da Queda | Pico Superior de Queda (UFP) | Energia de Dados Anteriores e Posteriores ao Pico |
|-------------|-----------------|------------------------------|---|
| Indivíduo 1 | 1 | 3.49 | 6.6 |
| Indivíduo 1 | 2 | 3.33 | 10.79 |
| Indivíduo 1 | 3 | 3.49 | 6.62 |
| Indivíduo 1 | 4 | 3.33 | 6.08 |
| Indivíduo 1 | 5 | 3.18 | 9.7 |
| Indivíduo 1 | 6 | 3.33 | 8.53 |
| Indivíduo 1 | 7 | 3.33 | 1.61 |
| Indivíduo 1 | 8 | 3.4 | 8.5 |
| Indivíduo 1 | 9 | 3.33 | 6.04 |
| Indivíduo 1 | 10 | 3.49 | 7.62 |
| Indivíduo 2 | 1 | 3.46 | 7.4 |
| Indivíduo 2 | 2 | 3.33 | 6.46 |
| Indivíduo 2 | 3 | 3.59 | 5.78 |
| Indivíduo 2 | 4 | 3.49 | 5.38 |
| Indivíduo 2 | 5 | 3.33 | 10.2 |
| Indivíduo 3 | 6 | 3.59 | 3.97 |
| Indivíduo 4 | 7 | 3.54 | 8.21 |
| Indivíduo 5 | 8 | 3.14 | 8.04 |
| Indivíduo 6 | 9 | 3.33 | 1.05 |
| Indivíduo 7 | 10 | 3.37 | 7.27 |

Em seguida, realizou-se os testes das atividades comuns diárias e corridas, para garantir que tais atividades não ocasionariam uma falsa detecção de queda. Foram realizados 5 testes com os 10 indivíduos que participaram da fase de levantamento de dados para testes

iniciais. Os testes foram desempenhados da seguinte maneira: O indivíduo caminha por 10s, em seguida senta-se e permanece sentado por 5s, por fim levanta-se e corre por um período de 10s. Deseja-se, dessa forma, verificar se os dados de aceleração para ADL são sempre inferiores ao limiar de 3g e, no caso de um ato de corrida, quando este valor é ultrapassado, verifica-se se a energia das amostras adjacentes ao pico é superior a 20.

A tabela 4-2 apresenta os dados de ADL e corrida, cujos valores superiores de pico (UPV) foram os mais relevantes entre as 5 simulações de cada indivíduo.

Tabela 4.2. Levantamento de Dados de ADL para Validação. Fonte: Autor.

| | Máximo Valor Superior de Pico (UPV) | Energia de Dados Anteriores e Posteriores ao Pico |
|--------------|--|--|
| Indivíduo 1 | 3.14 | 75.58 |
| Indivíduo 2 | 3.49 | 57.57 |
| Indivíduo 3 | 3.28 | 70.01 |
| Indivíduo 4 | 3.19 | 71.47 |
| Indivíduo 5 | 3.06 | 93.26 |
| Indivíduo 6 | 3.14 | 32.19 |
| Indivíduo 7 | 3.04 | 76.91 |
| Indivíduo 8 | 3.2 | 81.68 |
| Indivíduo 9 | 3.02 | 68.61 |
| Indivíduo 10 | 3 | 72.12 |

No tópico 4.2 são apresentados os dados obtidos após o levantamento desses dados.

4.2. Resultados

Dos testes de quedas realizados, 100% das quedas foram devidamente identificadas, pois em todos os casos o valor do limiar de 3 g para a aceleração foi excedido e o valor calculado das energias dos dados de aceleração anteriores e posteriores a esse pico foram inferiores ao limiar estabelecido de 20, como pôde ser verificado na tabela 4.1. Nas figuras 4.1 e 4.2 temos os gráficos com as 10 simulações de queda desempenhadas por cada indivíduo. Nestes gráficos pode ser observado o padrão de comportamento dos dados de uma queda, assim como os picos que são o fator determinante para a detecção de uma queda.

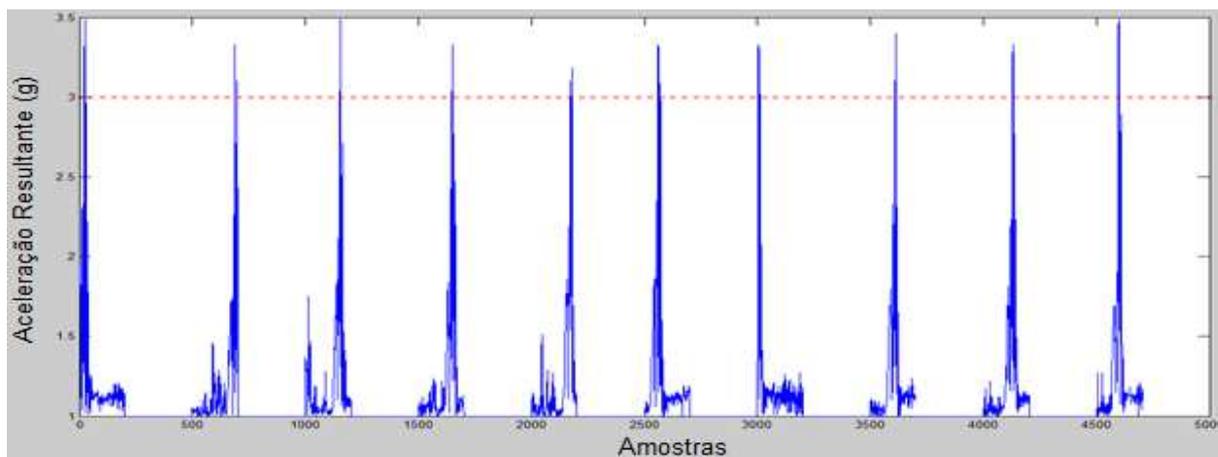


Figura 4.1. Gráfico de Quedas do Indivíduo 1. Fonte: Autor.

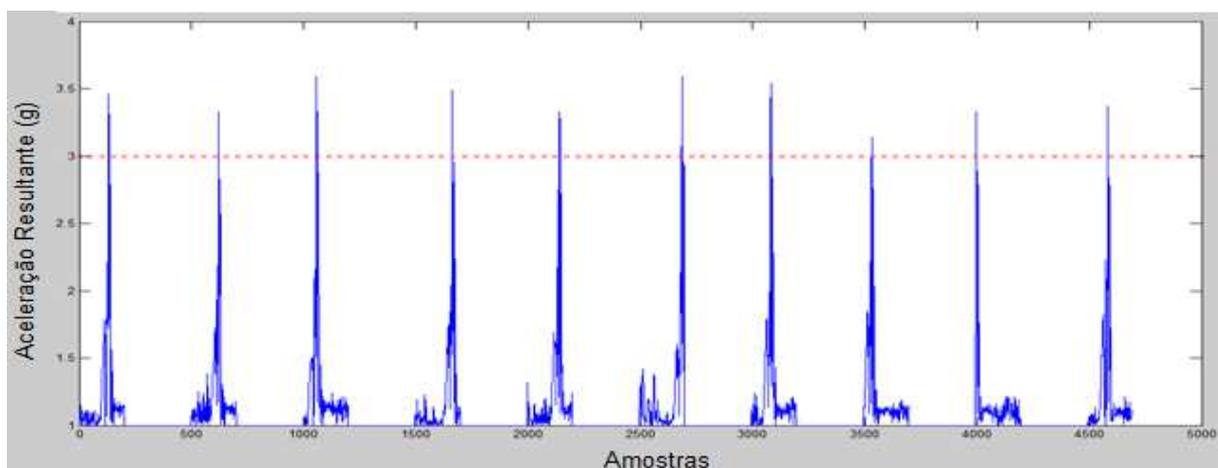


Figura 4.2. Gráfico de Quedas do Indivíduo 2. Fonte: Autor.

Das demais simulações realizadas, 100% dos dados de aceleração das atividades comuns diárias mantiveram-se abaixo do limiar de 3 g, conforme esperado para validar o algoritmo. Das simulações de corrida, todas apresentaram picos superiores ao limiar, entretanto, em 100% desses casos o valor de energia adjacente ao pico foi superior ao limiar de energia 20, validando assim o critério utilizado para a detecção de queda. Na figura 4.3 temos um dos gráficos obtidos para a simulação de ADL e corrida. Neste gráfico evidencia-se o padrão de comportamento dos dados, o qual é observado em todos os testes.

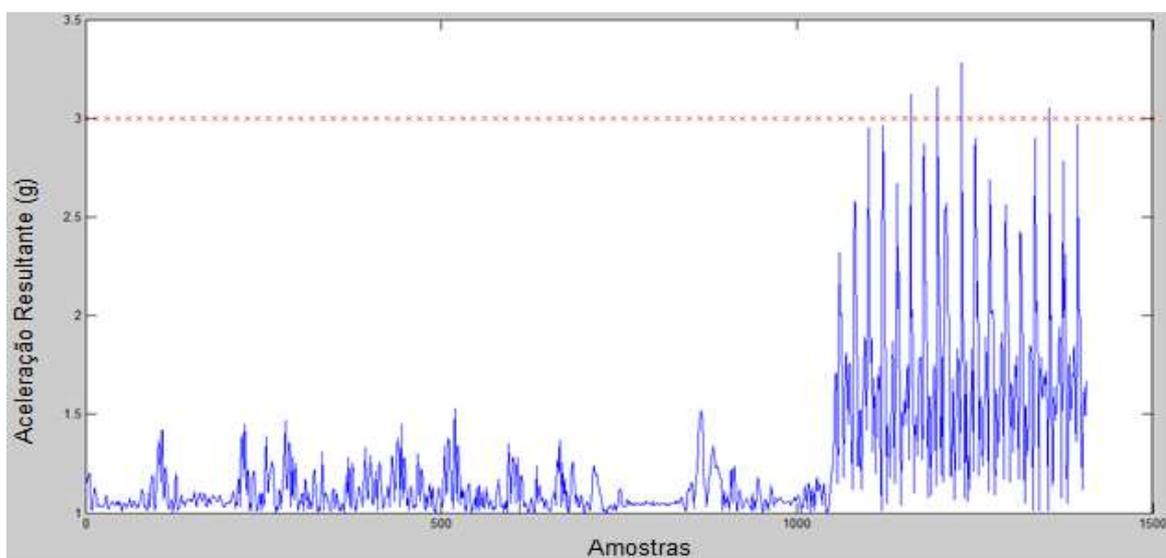


Figura 4.3. Dados de Aceleração de ADL e Corrida. Fonte: Autor.

CAPÍTULO 5

5 DESIGN PROPOSTO

Para que o projeto seja posto em prática, faz-se necessário que o design do produto seja atrativo e bem aceito pelas pessoas às quais o mesmo é destinado. O uso deste dispositivo precisa ser introduzido ao cotidiano das pessoas da terceira idade, pois é interessante que as mesmas se habituem a portá-lo constantemente.

Este capítulo, portanto, destina-se a apresentar algumas sugestões de aplicação do sistema de detecção de quedas desenvolvido neste trabalho. O sistema com o sensor deve estar localizado na altura do peito do indivíduo, dessa forma, propõe-se a utilização do Lilypad Arduino, de modo que o mesmo seja fixado a acessórios como broches, sendo facilmente colocado e retirado pelo usuário, ou a uma vestimenta (camisa ou casaco), uma vez que essas placas são inclusive laváveis. Na figura 5.1 pode-se observar uma das maneiras de se utilizar o Lilypad Arduino, conforme sugerido anteriormente.



Figura 5.1: Lilypad Arduino - Tecnologia Vestível. Fonte: Multilógica Shop (2014).

5.1. Lilypad Arduino

O Lilypad Arduino é uma placa microcontroladora desenvolvida pela Leah Buechley e SparkFun Electronics para ser utilizada em vestimentas e tecidos inteligentes, podendo ser costurada diretamente sobre tecidos e conectado a fontes de alimentação e sensores através de uma linha condutiva²(Arduino, 2014). As tecnologias vestíveis (*wearable technology*) têm se tornado cada vez mais comuns atualmente e, nesse contexto, o Lilypad Arduino tem ganhado

² A linha condutiva é um modo criativo para conectar circuitos eletrônicos em roupas.

espaço no mercado representando uma boa alternativa de plataforma de desenvolvimento para essas novas tendências. A placa é composta pelo microcontrolador ATmega168V ou ATmega328V, que é a versão de baixa potência do ATmega328 utilizado no desenvolvimento deste projeto.

O Lilypad Arduino é um círculo de aproximadamente 50mm de diâmetro, com 0,8mm de espessura, chegando a aproximadamente 3mm com os componentes eletrônicos, e pode ser visualizado na figura 5.2.

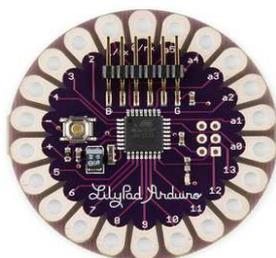


Figura 5.2. Lilypad Arduino. Fonte: Arduino (2014).

A tensão de operação deste microcontrolador é de 2.7 a 5.5V, não podendo exceder este valor, a corrente contínua por pino I/O é de 40mA e o *clock* é de 8MHz. O LilyPad Arduino pode ser programado pela própria IDE do Arduino, e é interessante enfatizar que estas placas são laváveis desde que a fonte de alimentação seja devidamente removida.

5.1.1. Alimentação do Lilypad Arduino

A alimentação do Lilypad Arduino pode ser realizada através da placa pequena e discreta, ideal para a aplicação, como a que pode ser vista na figura 5.3.

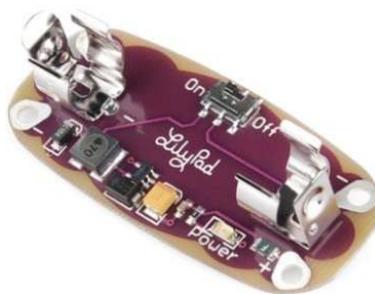


Figura 5.3. Placa de Alimentação do Lilypad Arduino. Fonte: MIT Media Lab (2014).

A placa da figura 5.3 apresenta um encaixe para pilha AAA, entretanto ao ligar a chave de alimentação tem-se uma fonte de alimentação de 5V, fornecendo até 100mA de corrente para a placa do Lilypad. A figura 5.4 demonstra as conexões que podem ser realizadas de modo a integrar os componentes de um projeto, que na figura correspondem ao microcontrolador, à fonte de alimentação, a um LED e a um acelerômetro ADXL335.

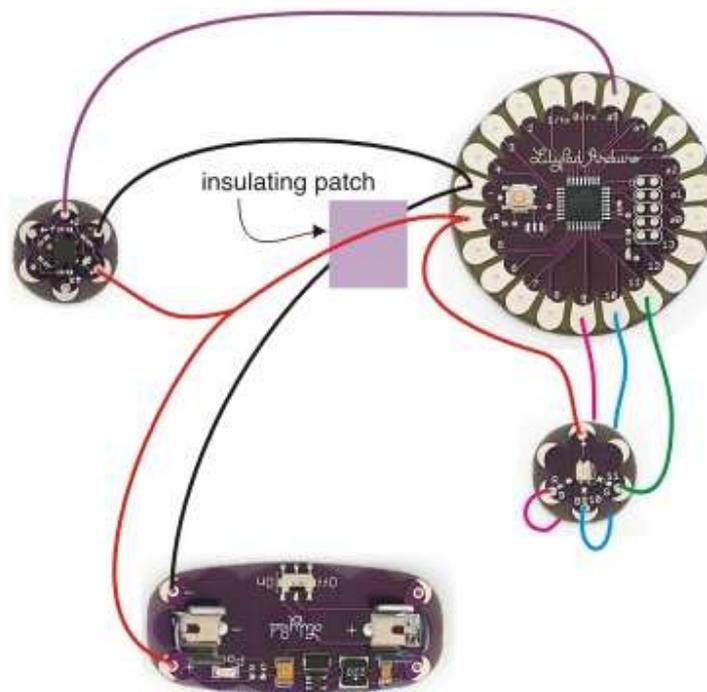


Figura 5.4. Integração dos Componentes do Lilypad Arduino. Fonte: MIT Media Lab (2014).

5.1.2. Comunicação do Lilypad Arduino

Por fim, é necessário comunicar o Lilypad a um computador central ou aparelho celular, para que a mensagem indicando a ocorrência de uma queda seja devidamente transmitida. Essa comunicação pode ser feita através de um módulo *Bluetooth* ou um módulo *Wifi*. O primeiro tem a vantagem de consumir menos energia, entretanto o segundo garante um alcance mais elevado, o que é essencial para esta aplicação, uma vez que o usuário do dispositivo deve ter liberdade de se distanciar do celular ou computador ao qual a mensagem deva ser transmitida.

A figura 5.5 mostra uma placa XBee Lilypad, a qual permite o estabelecimento da comunicação Wifi, pois funciona com todos os módulos XBee. Esta placa já possui toda a regulagem de alimentação para funcionar com o sistema Lilypad.



Figura 5.5. XBee Lilypad. Fonte:Multilógica Shop (2014).

CAPÍTULO 6

6 CONCLUSÃO

O projeto apresenta uma solução simples e eficaz para agir sobre um dos maiores problemas enfrentados por pessoas na terceira idade, sendo inclusive uma das suas maiores causas de mortalidade, conforme pôde ser observado a partir de diversos estudos realizados neste ramo (Costa,2004) e (Fabrício, 2004).

Ao longo deste trabalho foram estudadas as técnicas já conhecidas na literatura para se detectar uma queda, como os limiares UFT e LFT. Tais técnicas foram associadas a um novo critério, aqui desenvolvido, para garantir que as quedas fossem identificadas de maneira confiável, e que as demais atividades não ocasionassem um falso alarme de queda.

O levantamento de dados de teste foi necessário para que os parâmetros e limiares pudessem ser estabelecidos. Já os dados de validação, foram coletados de modo a assegurar a eficácia do algoritmo desenvolvido para aqueles parâmetros definidos na etapa anterior. Entretanto, em ambas as etapas os dados foram obtidos a partir de testes realizados por indivíduos jovens e saudáveis. Estima-se que a eficácia do sistema seja ainda superior quando o mesmo for utilizado por seu público alvo, uma vez que pessoas idosas tendem a realizar as atividades comuns de maneira mais lenta e cautelosa, o que daria uma margem mais elevada entre os valores máximos de aceleração resultante para tais atividades quando comparados com os valores de aceleração resultante durante uma queda.

Dessa forma, pode-se concluir que este trabalho cumpriu o seu objetivo de desenvolver um sistema embarcado confiável, capaz de detectar quedas para ser utilizado por pessoas idosas, garantindo-lhes maior independência e segurança no seu cotidiano. O desenvolvimento do protótipo não faz parte do escopo deste trabalho, entretanto é proposto um design que se adequa muito bem para a aplicação à qual o trabalho está destinado.

6.1. Trabalhos Futuros

Para que o produto desenvolvido neste projeto venha a ser comercializado, alguns trabalhos subsequentes a este precisam ser implementados. Tais trabalhos estão sendo aqui listados:

- Desenvolvimento de um aplicativo para celular, de modo que a mensagem com a informação de ocorrência de uma queda seja enviada para os números cadastrados por dispositivo. Dessa forma, os familiares da pessoa portadora do produto ou centrais de atendimento, no caso de hospitais e casas de repouso, serão devidamente informados quando houver uma detecção de queda;
- Desenvolvimento do protótipo com o hardware proposto;
- Realização de uma pesquisa de mercado para verificar tanto a demanda pelo produto como também o design melhor aceito pelo mercado-alvo;
- Realização do orçamento para estimativa do valor do produto;
- Realização de testes com o protótipo final.

REFERÊNCIAS

ANALOG DEVICES, **Datasheet ADXL345 Digital Accelerometer**. Rev. D, Fevereiro 2013

ARAÚJO, Aluizio Fausto Ribeiro (Prof.). **Análise no Domínio do Tempo de Sistemas Discretos**. Departamento de Sistemas de Computação. Centro de Informática - UFPE. Disponível em: <<http://www.cin.ufpe.br/~dmg/SS-ufpe-04-analise-no-tempo-sistemas-discretos.pdf>> Acessado em: 15 de maio de 2014.

ARDUINO. **LilyPad Arduino**. Disponível em: <<http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardLilyPad>> Acesso em 15 de maio de 2014.

BOURKE, A. K., O'BRIEN, J. V., LYONS, G.M., **Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometer fall detection algorithm**. Biomedical Electronics Laboratory, Department of Electronic and Computer Engineering and Department of Physical Education and Sport Sciences - University of Limerick, Limerick, Ireland. 8 Setembro 2006.

COSTA, Maria Fernanda Lima; PEIXOTO, Sérgio Viana; GIATTI, Luana . **Tendências da Mortalidade entre Idosos Brasileiros (1980-2000)**. Núcleo de Estudos em Saúde Pública e Envelhecimento da Fundação Oswaldo Cruz e da Universidade Federal de Minas Gerais, 2004.

FABRÍCIO, Suzele Cristina Coelho; RODRIGUES, Rosalina A Partezani; JUNIOR, Moacyr Lobo da Costa. **Causas e Consequências de Quedas de Idosos Atendidos em Hospital Público**. Escola de Enfermagem Geral e Especializada de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, 2004.

FIGUEIREDO, Lúcia J., GAFANIZ, Ana R., Gustavo S. LOPES, PEREIRA, Rúben, **Aplicações de Acelerômetros**. 2007. Monografia (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Instituto Superior Técnico de Lisboa, Portugal, 19 Dezembro 2007

FURUKAWA, Celso Massatoshi (Prof.). **Sensores: Tecnologias e Aplicações**. Disponível em: <<http://www.ebah.com.br/content/ABAAAABJgAJ/sensores-transdutores-capacitivos>> Acessado em: 11 de maio de 2014.

HUYNH, Quoc T., NGUYEN, Uyen D., TRAN, Su V., NABILI, Afshin, TRAN, Binh Q., **Fall Detection System Using Combination Accelerometer and Gyroscope**. Proc. of the Second Intl. Conf. on Advances in Electronic Devices and Circuits - EDC 2013

KANGAS, Maarit, KONTTILA Antti, WINBLAD, Ilkka, JÄMSÄ, Timo. **Determination of simple thresholds for accelerometry-based parameters for fall detection**. Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale, Lyon, France. 23-26 Agosto 2007.

MIT MEDIA LAB. **Build: Accelerometer Shirt**. Disponível em: <http://web.media.mit.edu/~leah/LilyPad/build/accelero_shirt.html> Acesso em 15 de maio de 2014.

MULTILÓGICA SHOP. **Lilypad Power Supply**. Disponível em: <<http://multilogica-shop.com/lilypad-power-supply>> Acesso em: 15 de maio de 2014.

MULTILÓGICA SHOP. **Lilypad Xbee**. Disponível em: <<http://multilogica-shop.com/LilyPad-XBee>> Acesso em: 15 de maio de 2014.

NOURY N, BARRALON G, VIRONE G, BOISSY P, HAMEL M, RUMEAU P. A, **Smart sensor based on rules and its evaluation in daily routines**. Proceedings of the 25th annual international conference of the IEEEEMBS. 2003.

PICORETI, Rodolfo. **O que é Arduino?** Vida de Silício. 12 abril 2014. Disponível em: <<http://blog.vidadesilicio.com.br/arduino/o-que-e-arduino/>> Acesso em: 11 de maio de 2014.

PUTNAM, William, KNAPP, R. Benjamin. **Input/Data Acquisition System Design for Human Computer Interfacing**. 1996. Disponível em: <<https://ccrma.stanford.edu/CCRMA/Courses/252/sensors/node9.html>> Acesso em: 11 de maio de 2014.

RIGHT AT HOME, In Home Care & Assitance. **Complications Resulting from Long Lie Times After a Fall**. Disponível em: <<http://www.rightathome.net/professionals/continuing-education-units/complications-resulting-from-long-lie-times-after-a-fall/>> Acesso em: 14 de maio de 2014.

ROBOT ELECTRONICS. **Using the I2C Bus**. Disponível em: <http://www.robot-electronics.co.uk/acatalog/I2C_Tutorial.html> Acessado em: 11 de maio de 2014.

SAVAITGALIO PROJEKTAI. **Arduino + Giroskopas**. Disponível em: <<http://www.savaitgalioprojektai.lt/arduino-projektai/arduino-giroskopas/>> Acessado em: 11 de maio de 2014.

SILVA, Rafael. **Acelerômetros: para que servem e como funcionam?**. 2011. Disponível em: <<http://tecnoblog.net/71310/acelerometro-notebooks/>> Acesso em: 10 de maio de 2014.

SOFTWARE LIVRE BRASIL. **Página inicial da Comunidade Open Source**. Disponível em: <<http://softwarelivre.org/open-source-codigo-aberto>> Acesso em 18 de maio de 2014.

VITTORIO, Salvatore A. **MicroElectroMechanical Systems (MEMS)**. Outubro 2001. Disponível em: <<http://www.csa.com/discoveryguides/mems/overview.php>> Acesso em: 10 de maio de 2014.

ZONTA, Giorgio Raphael. **Funcionamento do Acelerômetro**. Trabalho de Instrumentação Eletrônica - Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Paraná. Professor Eduardo Parente. Disponível em: <<http://www.eletrica.ufpr.br/edu/Sensores/2000/giorgio/Funcionamento.htm>> Acesso em: 10 de maio de 2014.

