

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE ENGENHARIA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

JEREMIAS GELSOMINO DELLAGOSTIN

**Rede de acelerômetros para tecnologia assistiva**

Porto Alegre

2011

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE ENGENHARIA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

## **Rede de acelerômetros para tecnologia assistiva**

Projeto de Diplomação apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para Graduação em Engenharia Elétrica.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Alexandre Balbinot

Porto Alegre

2011

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE ENGENHARIA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

JEREMIAS GELSOMINO DELLAGOSTIN

## **Rede de acelerômetros para tecnologia assistiva**

Este projeto foi julgado adequado para fazer jus aos créditos da Disciplina de “Projeto de Diplomação”, do Departamento de Engenharia Elétrica e aprovado em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

Orientador: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. Alexandre Balbinot, UFRGS

Doutor pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Porto Alegre, Brasil

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Adalberto Schuck Júnior, UFRGS

Doutor pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Porto Alegre, Brasil

Prof. MSc. Ramon Carlos Poisl, UFRGS

Mestre pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Porto Alegre, Brasil

Porto Alegre, dezembro de 2011.

## **DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho à minha mãe, cujo apoio, carinho e dedicação incondicionais foram imprescindíveis em todos os momentos da minha vida.

## **AGRADECIMENTOS**

A minha família pelo incentivo e confiança que sempre depositaram em mim, especialmente ao meu irmão pelo apoio e auxílio em todos os momentos difíceis.

Aos colegas, amigo e amigas pela união, apoio e parceria em todos os momentos desde o começo do curso de Engenharia Elétrica até a finalização deste trabalho de conclusão.

Ao Prof. Dr. Alexandre Balbinot pela orientação ao longo do trabalho.

À empresa Datacom pela excelente experiência profissional.

## RESUMO

Este trabalho apresenta as atividades de desenvolvimento de um sistema de acelerometria sem fio. A finalidade do sistema é o acionamento pela inclinação do corpo de um protótipo de cadeira de rodas motorizada. O princípio do sistema experimental desenvolvido consiste em realizar quatro movimentos com a cadeira de rodas (para frente, para trás, rotação esquerda e rotação direita) de acordo com a informação transmitida sem fio da inclinação do membro do usuário. O sistema possui uma calibração ao ser iniciado que permite a utilização dele por qualquer usuário. Foram desenvolvidos três dispositivos utilizando o acelerômetro triaxial ADXL 330 para a medição da inclinação, módulos XBee-Pro para comunicação sem fio e alimentação por meio de bateria recarregável. O sistema se mostrou satisfatório, transmissão e recepção dos dados dos acelerômetros mostraram erros menores que 0,2% e na calibração se verificou que o maior erro máximo ao realizar o acionamento foi de 2,2%.

Palavras-chave: Tecnologia Assistiva, Acelerometria, ZigBee, Instrumentação Biomédica.

## **ABSTRACT**

This paper presents the development activities of a wireless system accelerometry. The purpose of the system is driven by tilting the body of a prototype motorized wheelchair. The principle of the experimental system is designed to perform four movements with the wheelchair (forward, backward, left rotation and right rotation) according to the information transmitted wirelessly from the inclination of the member user. The system has a calibration to be initiated which allows the use of it by any user. Three devices were developed using ADXL330 triaxial accelerometer to measure tilt, XBee-Pro modules for wireless communication of information through power tilt and rechargeable battery. The system has proved satisfactory, transmission and reception of data from the accelerometers showed errors less than 0.2% and the calibration was found that the biggest mistake when making the drive up was 2.2%.

Keywords: Assistive Technology, Accelerometry, ZigBee, Biomedical Instrumentation.

## SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO .....	14
2.	INTRODUÇÃO AO CONTEXTO HISTÓRICO .....	16
2.1.	TECNOLOGIA ASSISTIVA .....	16
2.2.	ACELEROMETRIA .....	20
2.3.	PADRÃO ZIGBEE .....	22
3.	METODOLOGIA EXPERIMENTAL .....	29
3.1.	APARATO EXPERIMENTAL PROPOSTO .....	29
3.2.	SISTEMA SEM FIO DE ACELEROMETRIA .....	32
3.2.1.	ACELERÔMETRO .....	33
3.2.2.	MÓDULO XBEE-PRO .....	37
3.2.3.	INTERFACE ACELERÔMETRO E MÓDULO XBEE-PRO .....	40
3.2.3.1.	CONFIGURAÇÕES DOS MÓDULOS XBEE-PRO .....	40
3.2.3.2.	DISPOSITIVOS FINAIS .....	45
3.3.	SOFTWARE PARA O SISTEMA SEM FIO DE ACELEROMETRIA .....	50
3.3.1.	LEITURA DA PORTA SERIAL .....	53
3.3.2.	CALIBRAÇÃO DO SISTEMA .....	56
3.3.3.	ACIONAMENTO DA CADEIRA DE RODAS .....	59
4.	RESULTADOS E DISCUSSÕES .....	65
4.1.	AUTONOMIA DO SISTEMA .....	65
4.2.	LEITURA DA SERIAL E FORMATO DO PACOTE PADRÃO .....	67
4.3.	REDE FORMADA PELOS MÓDULOS XBEE-PRO .....	69
4.4.	TRANSMISSÃO E RECEPÇÃO DOS DADOS DOS ACELERÔMETROS .....	70
4.5.	CALIBRAÇÃO E ACIONAMENTO .....	72
5.	CONCLUSÕES .....	75
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	76



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 2.1 - COMPARAÇÃO DO PADRÃO ZIGBEE COM BLUETOOTH E IEEE 802.11B.....	25
FIGURA 2.2 - EXEMPLOS DAS TOPOLOGIAS <i>STAR</i> E <i>PEER-TO-PEER</i> .....	28
FIGURA 2.3 - UMA TOPOLOGIA ZIGBEE TREE.....	29
FIGURA 3.1 - DIAGRAMA DE BLOCOS DO SISTEMA PROPOSTO.....	31
FIGURA 3.2 - TOPOLOGIA ESTRELA UTILIZADA COM COORDENADOR E DISPOSITIVOS FINAIS.....	32
FIGURA 3.3 - ETAPAS DO <i>SOFTWARE</i> DO SISTEMA.....	33
FIGURA 3.4 - CONFIGURAÇÃO DOS PINOS ADXL 330.....	35
FIGURA 3.5 - SAÍDA DO ADXL 330 VERSUS ORIENTAÇÃO À GRAVIDADE.....	37
FIGURA 3.6 - FOTO DE UM MÓDULO XBEE-PRO.....	38
FIGURA 3.7 - PLACA CON-USBBEE.....	42
FIGURA 3.8 - BOTÃO RESET E LEDs INDICADORES DA PLACA CON-USBBEE.....	42
FIGURA 3.9 - TELA DO <i>SOFTWARE</i> X-CTU.....	43
FIGURA 3.10 - ESQUEMA DE LIGAÇÃO DO CIRCUITO DE ACELEROMETRIA.....	46
FIGURA 3.11 - CIRCUITO REGULADOR DE TENSÃO PARA O PROTÓTIPO INICIAL.....	47
FIGURA 3.12 – FOTO DO PROTÓTIPO INICIAL.....	48
FIGURA 3.13 – FOTO DE UM DISPOSITIVO FINAL.....	49
FIGURA 3.14 - COMPONENTES DO SISTEMA SEM FIO DE ACELEROMETRIA.....	50
FIGURE 3.15 - DISPOSITIVOS FINAIS LOCALIZADOS NO VOLUNTÁRIO.....	50
FIGURA 3.16 - DISPOSITIVOS FINAIS NO VOLUNTÁRIO EM DETALHES.....	51
FIGURA 3.17 - EXEMPLO DE PACOTE VISTO NO <i>SOFTWARE</i> X-CTU.....	54
FIGURA 3.18 - FLUXOGRAMA DO ALGORITMO DE LEITURA DA PORTA SERIAL.....	56
FIGURA 3.19 - FLUXOGRAMA DO ALGORITMO DE CALIBRAÇÃO DO SISTEMA.....	58
FIGURE 3.20 - INTERFACE HOMEM-MÁQUINA DO SOFTWARE DE CALIBRAÇÃO.....	59
FIGURA 3.21 - DISPOSIÇÃO DOS EIXOS DE MEDIÇÃO NO DISPOSITIVO FINAL.....	60
FIGURA 3.22 - FLUXOGRAMA SIMPLIFICADO DE ACIONAMENTO.....	62
FIGURE 3.23 - LÓGICA DE ACIONAMENTO.....	64
FIGURE 3.24 – TELA DURANTE ACIONAMENTO.....	65
FIGURA 4.1 - RELAÇÃO DA TENSÃO DE ALIMENTAÇÃO DO SISTEMA COM O TEMPO NO TESTE DE AUTONOMIA.....	67
FIGURA 4.2 - RELAÇÃO DOS VALORES NOS EIXOS X E Y COM O TEMPO NO TESTE DE AUTONOMIA.....	67
FIGURA 4.3 – LEITURA DA SERIAL E FORMATO PADRÃO DA ESTRUTURA API DOS PACOTES.....	69
FIGURA 4.4 - OPÇÕES DA COMUNICAÇÃO SERIAL DO SOFTWARE.....	69
FIGURA 4.5 - RECEPÇÃO DE DADOS DOS TRÊS MÓDULOS DOS DISPOSITIVOS FINAIS.....	70
FIGURA 4.6 - TESTE DE TRANSMISSÃO E RECEPÇÃO DOS VALORES DOS ACELERÔMETROS.....	72
FIGURA 4.7 - VOLUNTÁRIO TESTANDO O SISTEMA.....	75

## LISTA DE TABELAS

TABELA 2.1 - PADRÕES ZIGBEE, BLUETOOTH E IEEE 802.11B.....	24
TABELA 2.2 - DISPOSITIVOS ZIGBEE E SUAS FUNCIONALIDADES.....	25
TABELA 3.1 - DESCRIÇÃO DAS FUNÇÕES DOS PINOS ADXL 330 .....	35
TABELA 3.2 - CARACTERÍSTICAS GERAIS XBEE-PRO .....	36
TABELA 3.3 - DESCRIÇÃO DOS PINOS DO MÓDULO XBEE-PRO .....	39
TABELA 3.4 - CONFIGURAÇÃO DO MÓDULO COORDENADOR DO SISTEMA DE ACELEROMETRIA.....	44
TABELA 3.5 - CONFIGURAÇÃO DOS DISPOSITIVOS FINAIS DO SISTEMA DE ACELEROMETRIA.....	44
TABELA 3.6 - ESTRUTURA DO PACOTE API.....	51
TABELA 4.1 - VALORES TRANSMITIDOS E RECEBIDOS DOS ACELERÔMETROS.....	72
TABELA 4.2 - RESULTADOS DO TESTE DE CALIBRAÇÃO E ACIONAMENTO.....	73

## LISTA DE EQUAÇÕES

EQUAÇÃO 3.1 - FREQUÊNCIA DE CORTE DO ACELERÔMETRO ADXL330 .....	35
EQUAÇÃO 3.2 – TENSÃO DE SAÍDA DO REGULADOR DE TENSÃO .....	46

## LISTA DE ABREVIATURAS

ITS: Instituto de Tecnologia Social

IEEE: Institute of Electrical and Electronics Engineers

OMS: Organização Mundial de Saúde

IBGE: Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

TA: Tecnologia Assistiva

SEDH: Secretaria Especial dos Direitos Humanos da Presidência da República

CAT: Comitê de Ajudas Técnicas

SNRIPD: Secretariado Nacional para a Reabilitação e Integração das Pessoas com  
Deficiência

EUSTAT: *Empowering Users Through Assistive Technology*

ADA: *American with Disabilities*

MEMS: *Micro Electro Mechanical System*

RF: Rádio Frequência

PHY: *Physical*

MAC: *Media Access Control*

WLAN: *Wireless Local Area Network*

ISM: *Industrial, Scientific and Medical*

FFD: *Full Function Device*

RFD: *Reduced Function Device*

PAN: *Personal Area Network*

API: *Application Programming Interface*

UART: *Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*

USB: *Universal Serial Bus*

I/O: *Input/Output*

ADC: *Analog-to-digital converter*

RTS: *Request to Send*

CTS: *Clear to Send*

## 1. INTRODUÇÃO

É considerável, segundo o ITS Brasil (2008), a parcela de nossa sociedade composta por pessoas que possuem deficiência física, cognitiva ou com determinadas necessidades especiais que as impedem, trazem dificuldades ou a dependência de outras pessoas ao necessitar realizar, até mesmo, tarefas usuais do cotidiano.

Essas limitações acabam gerando exclusão social desses indivíduos, inclusive, às vezes, de forma discriminatória, dos serviços e direitos comuns a todos os cidadãos. Em vista da construção de uma sociedade com inclusão social, pressupondo a valorização da diversidade humana e a garantia do acesso universal aos direitos a todos os cidadãos, que a utilização de tecnologia na área da saúde, a chamada Tecnologia Assistiva torna-se extremamente importante.

Em função desses apontamentos, o presente trabalho tem como objetivo o estudo e desenvolvimento de uma rede de três acelerômetros para medição da inclinação de determinadas regiões estratégicas do corpo humano, com transmissão sem fio dessas informações para a finalidade de acionamento de uma cadeira de rodas para pessoas portadoras de necessidades especiais.

Os acelerômetros, cujo modelo utilizado foi o ADXL330, fazem parte de um dispositivo alimentado por uma bateria recarregável acoplada. Dessa forma, evitaram-se cabos de alimentação, permitindo flexibilidade de uso e evitando o desconforto gerado na utilização dos mesmos.

Visando também a questão de viabilidade e o problema da interferência do movimento causada pela utilização de fios, as informações de inclinação que os acelerômetros identificam

são transmitidas e recebidas por módulos transceptores *wireless*, denominados XBee, os quais utilizam o protocolo de comunicação IEEE 802.15.4.

O *software* utilizado no sistema foi desenvolvido utilizando a linguagem de programação Python.

O trabalho encontra-se estruturado em quatro tópicos principais:

- introdução ao contexto histórico: apresenta um breve estudo abordando os temas utilizados no desenvolvimento do projeto;
- metodologia experimental: apresenta diagrama de blocos, definição das tecnologias, instrumentos e dispositivos, bem como, os procedimentos de calibração e validação do projeto;
- resultados e discussões: apresenta basicamente o que infere o tópico, ou seja, os resultados alcançados bem como discussões a respeito do projeto desenvolvido;
- conclusões: apresenta a finalização do projeto desenvolvido, as conclusões que lhe são cabíveis.

## 2. INTRODUÇÃO AO CONTEXTO HISTÓRICO

Com o objetivo de auxiliar a compreensão e proporcionar um melhor esclarecimento, sobre o presente trabalho, é apresentada uma concisa discussão dos seguintes temas:

- tecnologia assistiva;
- acelerometria;
- padrão ZigBee.

### 2.1. TECNOLOGIA ASSISTIVA

Segundo o ITS Brasil (2008), a Organização Mundial de Saúde (OMS) estima que existam, no mundo inteiro, mais de 600 milhões de pessoas com deficiência, ou seja, 10% da população global. No Brasil, 24,6 milhões de pessoas apresentam algum tipo de deficiência e o número de idosos ultrapassa 16 milhões de pessoas e deve dobrar em 20 anos, o que o tornará o sexto país em população idosa do mundo, de acordo com o Censo de 2000, realizado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE, 2000).

Ainda, de acordo com o ITS Brasil (2008), essas estatísticas ajudam a compreender o tamanho do desafio envolvido na construção de uma sociedade inclusiva, que pressupõe o respeito às diferenças, a valorização da diversidade humana e a garantia do acesso universal aos direitos, sem barreiras ou limitações de natureza socioeconômica, cultural ou em razão de alguma deficiência.

Vislumbrando esse contexto de sociedade, tornam-se extremamente relevantes as políticas públicas de inclusão de pessoas com deficiência nos mais variados âmbitos da vida, através do auxílio da Tecnologia Assistiva (TA).



Considerando-se os apontamentos anteriores, entende-se então, a grande importância que a tecnologia assistiva assume no conceito de auxílio à sociedade. Relativo ao que se pode assumir como significado básico e de forma a explicar a origem e conceito do termo Tecnologia Assistiva, segundo BERSCH (2008), em 16 de novembro de 2006, a Secretaria Especial dos Direitos Humanos da Presidência da República (SEDH/PR), através da portaria nº 142, instituiu o Comitê de Ajudas Técnicas (CAT), que reúne um grupo de especialistas brasileiros e representantes de órgãos governamentais.

O CAT tem como objetivos principais:

- apresentar propostas de políticas governamentais e parcerias entre a sociedade civil e órgãos públicos referentes à área de tecnologia assistiva;
- estruturar as diretrizes da área de conhecimento;
- realizar levantamento dos recursos humanos que atualmente trabalham com o tema;
- detectar os centros regionais de referência, objetivando a formação de rede nacional integrada;
- estimular nas esferas federal, estadual, municipal, a criação de centros de referência;
- propor a criação de cursos na área de tecnologia assistiva, bem como o desenvolvimento de outras ações com o objetivo de formar recursos humanos qualificados e propor a elaboração de estudos e pesquisas, relacionados com o tema da tecnologia assistiva.

De acordo com o Secretariado Nacional para a Reabilitação e Integração das Pessoas com Deficiência (SNRIPD) de Portugal: “entende-se por ajudas técnicas qualquer produto, instrumento, estratégia, serviço e prática utilizada por pessoas com deficiência e pessoas idosas, especialmente, produzido ou geralmente disponível para prevenir, compensar, aliviar

ou neutralizar uma deficiência, incapacidade ou desvantagem e melhorar a autonomia e a qualidade de vida dos indivíduos” (CNAT, 2005).

De acordo com BERSCH (2008), do entendimento acima, percebe-se a grande abrangência do tema, que extrapola a concepção de produto e agrega outras atribuições ao conceito de ajudas técnicas como: estratégias, serviços e práticas que favorecem o desenvolvimento de habilidades de pessoas com deficiência. O conceito proposto no documento "Empowering Users Through Assistive Technology" (EUSTAT), elaborado por uma comissão de países da União Européia traz incorporado ao conceito da tecnologia assistiva as várias ações em favor da funcionalidade das pessoas com deficiência, afirmando: “... em primeiro lugar, o termo tecnologia não indica apenas objetos físicos, como dispositivos ou equipamentos, mas antes se refere mais genericamente a produtos, contextos organizacionais ou modos de agir, que encerram uma série de princípios e componentes técnicos” (EUROPEAN COMMISSION - DGXIII, 1998).

Documentos da legislação dos Estados Unidos apresentam a seguinte definição para TA: “recursos são todo e qualquer item, equipamento ou parte dele, produto ou sistema fabricado em série ou sob-medida utilizado para aumentar, manter ou melhorar as capacidades funcionais das pessoas com deficiência. Serviços são definidos como aqueles que auxiliam diretamente uma pessoa com deficiência a selecionar, comprar ou usar os recursos acima definidos” (ADA - AMERICAN WITH DISABILITIES ACT, 1994).

A partir destes e outros referenciais o CAT - aprovou, em 14 de dezembro de 2007, o seguinte conceito: “Tecnologia Assistiva é uma área do conhecimento, de característica interdisciplinar, que engloba produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivam promover a funcionalidade, relacionada à atividade e participação, de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social” (CAT, 2007).

Segundo BERSCH *et al.* (2011), a Tecnologia Assistiva pode ser dividida nas seguintes categorias:

- auxílios para a vida diária;
- comunicação aumentativa (suplementar) e alternativa;
- recursos de acessibilidade ao computador;
- sistemas de controle de ambiente;
- projetos arquitetônicos para acessibilidade;
- órteses e próteses;
- adequação postural;
- auxílios de mobilidade;
- auxílios para surdos ou com déficit auditivo;
- adaptações em veículos;
- entre outros.

Nesse contexto, surgem pesquisas, análises e projetos como a que apresentam TENG e ZHANG (2006), onde são analisadas as tecnologias de última geração de projetos e pesquisas recentes realizadas em diferentes países para a realização de medições contínuas e não-invasivas de parâmetros fisiológicos, plataformas de implementação de dispositivos médicos que podem ser vestidos e redes de sensores corporais. O trabalho também apresenta um projeto de pesquisa recente sobre uma camisa que pode medir a pressão arterial de maneira não invasiva e contínua.

Portanto, o principal objetivo da tecnologia assistiva é proporcionar às pessoas com deficiência ou com determinadas necessidades especiais a se tornarem mais independentes, obterem uma melhor qualidade de vida além de alcançarem uma maior integração e inclusão à sociedade por meio da ampliação de sua comunicação, mobilidade, controle do seu ambiente, aprendizado e trabalho.

## 2.2. ACELEROMETRIA

Conforme BALBINOT e BRUSAMARELLO (2007), sensores acelerômetros fornecem uma saída proporcional à aceleração, à vibração ou ao choque. Os acelerômetros são encontrados em diversos tamanhos, diferentes tecnologias (como piezelétricos, piezorrestivos, capacitivos e os integrados denominados MEMS, *microelectromechanical systems*). Existem também diversos tipos de encapsulamento, diferentes faixas de amplitude (geralmente em função da gravidade), diferentes faixas de frequência e eixos de medição (uniaxiais, biaxiais e triaxiais).

Existe uma diversificada gama de finalidades e utilizações dos princípios da acelerometria da mesma forma que o uso de acelerômetros. No setor industrial, a medição de aceleração é utilizada em diversos sistemas, principalmente no monitoramento da vibração em sistemas mecânicos: eixos, rolamentos, sistemas veiculares, entre outros. No setor da saúde, o acelerômetro pode ser utilizado, por exemplo, para a caracterização da inclinação de membros, aceleração e vibração ocupacional (área denominada vibração humana) (BALBINOT e BRUSAMARELLO, 2007).

De acordo com FIGUEIREDO *et al.* (2007), os acelerômetros capacitivos tipicamente são formados por um capacitor diferencial posicionado entre a massa e a estrutura de suporte. Uma aceleração da massa provoca variações no espaço entre a placa fixa e móvel do capacitor, o qual é inversamente proporcional à carga do capacitor. Como resposta à aceleração, a capacitância varia, o que faz variar o sinal de saída do circuito.

Os acelerômetros são uma importante e útil ferramenta utilizada em uma variada gama de pesquisas e trabalhos na área da saúde. Podem ser utilizados na obtenção e monitoração de diversas informações relativas à saúde humana, como se pode destacar em GULER e ERTUGRUL (2007), cujo trabalho consistiu na monitoração de diversos sinais vitais do

corpo, como por exemplo, postura, respiração e atividades corporais, como caminhadas e corridas. Os sinais monitorados foram adquiridos através de medições realizadas por um circuito compacto composto por um acelerômetro capacitivo fixado na roupa dos indivíduos em teste. Os dados foram coletados por transmissão RF (rádio frequência) do sinal e, em seguida, os sinais foram processados e analisados com a utilização do software LabVIEW.

Acelerômetros podem auxiliar pessoas com múltiplas deficiências físicas e cognitivas, as quais têm dificuldades para usar adequadamente dispositivos convencionais de interface humana, o que reduz suas possibilidades de comunicação e de melhorar as suas habilidades cognitivas e físicas através de computadores. Em virtude disso, RAYA *et al.* (2010) propuseram um mouse com controle da cabeça baseado em um sensor inercial triaxial particularmente focado em crianças com paralisia cerebral. A interface consistiu em um fone de ouvido com um capacete comercial e uma unidade de medição, um sensor inercial, o qual é composto por um giroscópio triaxial (para medir a velocidade angular), um acelerômetro triaxial (para medir a aceleração causada pelos movimentos) e um magnetômetro (para medir o campo magnético como uma bússola). O sistema consistiu de um rastreador em tempo real que traduz a orientação da cabeça em posições de ponteiro e mede parâmetros cinemáticos através do sensor 3D inercial. Os resultados deste trabalho possibilitaram o estudo sobre o movimento patológico das crianças com paralisia cerebral.

A medição de um membro específico no corpo humano é uma tarefa importante em muitas aplicações. Através da compreensão do comportamento humano, a qual envolve tipicamente análise postural do corpo ou por meio de estimativas, torna-se possível analisar e interpretar as ações humanas e a geração de movimentos correspondentes. Visando contribuir nesse campo, CÔRREA e BALBINOT (2011) desenvolveram um sistema experimental de medição para marcha humana utilizando acelerometria (uma rede de acelerômetros distribuídos no corpo). No projeto, à medida que o indivíduo caminha, o sistema captura e

processa os eventos e determina os ângulos dos principais membros do corpo humano. Além disso, para a avaliação dos resultados, um modelo de corpo humano virtual é apresentado com movimento em tempo real e com os dados sendo armazenados em um banco de dados para futuras avaliações e análises.

Portanto, notam-se as inúmeras funcionalidades e aplicações dos acelerômetros em diversificados setores da sociedade, como na indústria automobilística, na telefonia celular e indústria do entretenimento através da detecção de inclinação, por exemplo, além da grande e importante aplicação na área biomédica.

### 2.3. PADRÃO ZIGBEE

Transceptores são dispositivos que possuem as funções de transmissão e recepção fazendo uso de componentes de circuito comuns para ambas as funções em um só aparelho. No presente trabalho foram utilizados módulos transceptores com a tecnologia ZigBee.

Segundo FARAHANI (2008), ZigBee é o padrão que define um conjunto de protocolos de comunicação para redes com baixa taxa de transmissão de dados e em pequeno alcance. De acordo com GISLASON, (2008), o padrão ZigBee foi desenvolvido com base nas especificações do padrão IEEE 802.15.4, o qual define o comportamento das camadas física (PHY), e de controle de acesso ao meio (MAC) para o ZigBee, visando o mesmo conjunto de aplicações.

São inúmeras as possibilidades de aplicações da tecnologia ZigBee, por exemplo, na área biomédica, onde um voluntário pode portar um dispositivo ZigBee que interage com um sensor que reúne informações relacionadas à saúde, tais como, pressão arterial, frequência cardíaca, entre outras informações que sejam de interesse. Em seguida, os dados podem ser transmitidos sem fio a um servidor de localização, tais como um computador pessoal dentro da casa do voluntário, onde uma análise inicial já pode ser

realizada. Finalmente, as informações vitais podem ser enviadas para os profissionais competentes da área da saúde através de uma rede de computadores, para uma posterior análise criteriosa.

Comparando o padrão ZigBee com Bluetooth e IEEE 802.11 WLAN (*Wireless Local Area Network*) consegue-se entender como ZigBee diferencia-se dos atuais padrões estabelecidos. De acordo com FARAHANI (2008), IEEE 802.11 é uma família de normas, como por exemplo, a IEEE 802.11b está relacionada à banda de operação de 2,4 GHz, que é comum para o Bluetooth e ZigBee. A IEEE 802.11b tem uma alta taxa de dados (até 11 Mbps), e fornecer uma conexão de Internet sem fio é uma das suas aplicações típicas. A faixa de transmissão *indoor* do IEEE 802.11b é tipicamente entre 30 e 100 metros. Bluetooth, por outro lado, tem uma taxa de dados mais baixas (menos de 3 Mbps) e seu alcance *indoor* é tipicamente entre 2 e 10 metros. Uma aplicação popular do Bluetooth é em fones de ouvido sem fio, onde fornece os meios para a comunicação entre um telefone celular e um fone. O ZigBee tem a menor taxa de dados e complexidade entre esses três padrões e fornece duração significativamente mais longa da bateria.

Ainda de acordo com FARAHANI (2008), a taxa muito baixa de dados do ZigBee significa que não é a melhor escolha para implementar um conexão de Internet sem fio ou um fone de ouvido sem fio com qualidade de CD, onde mais de 1 Mbps é desejado. No entanto, se o objetivo da comunicação sem fio é para transmitir e receber simples comandos e/ou coletar informações de sensores, como de temperatura ou umidade, o ZigBee oferece mais poder e a solução mais rentável em comparação com Bluetooth e IEEE 802.11b. A Figura 2.1 mostra a comparação quanto ao consumo de potência, complexidade e custo com relação à taxa de dados entre os três. A Tabela 2.1 apresenta as taxa de dados, faixa e aplicações características básicas desses três padrões.



Figura 2.1 - Comparação do padrão ZigBee com Bluetooth e IEEE 802.11b.

Fonte: FARAHAANI, 2008.

Tabela 2.1 – Padrões ZigBee, Bluetooth e IEEE 802.11b.

	Taxa de dados	Faixa Típica	Exemplos de aplicações
<b>ZigBee</b>	20 a 250 Kbps	10-100 m	Sensores <i>wireless</i> , redes
<b>Bluetooth</b>	1 a 3 Mbps	2-10 m	Dispositivos <i>wireless</i> como <i>mouses</i> e fones de ouvido
<b>IEEE 802.11b</b>	1 a 11 Mbps	30-100 m	Conexões <i>wireless</i> de internet

Fonte: FARAHAANI, 2008.

Os dispositivos sem fio baseados no padrão ZigBee operam nas faixas das frequências que não precisam de licença (ISM), assim sendo, de acordo com IEEE 802.15.4 (2006), tem-se então as faixas de 2,4GHz (mundialmente), 915MHz (na América) e 868MHz (na Europa). Nesse contexto a taxa de transferência dos dados é de até 250kbps na frequência de 2,4GHz, operando com 16 canais, 40kbps na frequência de 915MHz operando com 10 canais e 20kbps na frequência de 868MHz operando com 1 canal.

Para garantir a interoperabilidade e a padronização entre fabricantes a IEEE 802.15.4, (2006), definiu que uma rede ZigBee é constituída por dois tipos de dispositivos. O primeiro



deles é o FFD (*Full Function Device*), que pode ser um coordenador ou um roteador da rede. Os coordenadores e roteadores ZigBee possuem as mesmas características físicas e as mesmas funções que diferem um do outro é que somente coordenadores podem iniciar uma nova rede ou comutar dados entre redes diferentes. O segundo dispositivo envolvido em uma rede ZigBee é o RFD (*Reduced Function Device*), que é um dispositivo de construção mais simples que os FFD, e não pode atuar como coordenador ou roteador da rede, sendo que comunica-se somente com um coordenador ou roteador ao qual está associado, e é conhecido como escravo .

A Tabela 2.2 apresenta as classes dos dispositivos ZigBee (coordenador, roteador e *endpoint*), os tipos de dispositivos (FFD ou RFD) e um pequeno resumo das funções de cada um.

Tabela 1.2 - Dispositivos ZigBee e suas funcionalidades.

<b>Classe do Dispositivo</b>	<b>Tipo de Dispositivo</b>	<b>Função</b>
Coordenador	<i>FFD</i>	Formar a rede, atribuir endereços, guardar endereço dos vizinhos. É único em uma rede.
Roteador	<i>FFD</i>	Permite que mais nós se juntem à rede, ao aumentar o seu alcance físico. Pode também efetuar funções de controle ou monitoramento. A sua existência é opcional.
<i>Endpoint</i>	<i>FFD ou RFD</i>	Efetua ações de controle ou monitoramento através do dispositivo que lhe esteja associado (sensor, controlador, atuador, etc.).

A rede ZigBee pode ser configurada em uma das duas topologias de redes especificado na IEEE 802.15.4:

- *star*;
- *peer-to-peer*.

De acordo com IEEE 802.15.4 (2006), na topologia *star* (estrela), cada dispositivo na rede pode se comunicar apenas com o coordenador da PAN (*personal area network*). Um cenário típico em uma formação de rede em estrela é que um FFD, programado para ser um coordenador PAN, é ativado e começa a estabelecer a sua rede. A primeira coisa que este coordenador PAN realiza é selecionar um identificador único que não é usado por qualquer outra rede na sua esfera de rádio da região de influência, a região próxima do dispositivo no qual a sua rádio pode comunicar com êxito com outras rádios. Em outras palavras, garante que o identificador PAN não é usado por qualquer outra rede nas proximidades.

Em uma topologia *peer-to-peer*, cada dispositivo pode se comunicar diretamente com qualquer outro dispositivo se os dispositivos são colocados próximos o suficiente para estabelecer um *link* de comunicação bem sucedido. Qualquer FFD em uma rede *peer-to-peer* pode desempenhar o papel do PAN coordenador. Em uma rede *peer-to-peer*, todos os dispositivos que participam ao transmitir as mensagens são FFDs, porque RFDs não são capazes de transmitir as mensagens. No entanto, um RFD pode ser parte da rede e se comunicar apenas com um dispositivo em particular (um coordenador ou um *router*) na rede. Para facilitar o entendimento deste texto a Figura 2.2 apresenta as topologias *star* e *peer-to-peer*.

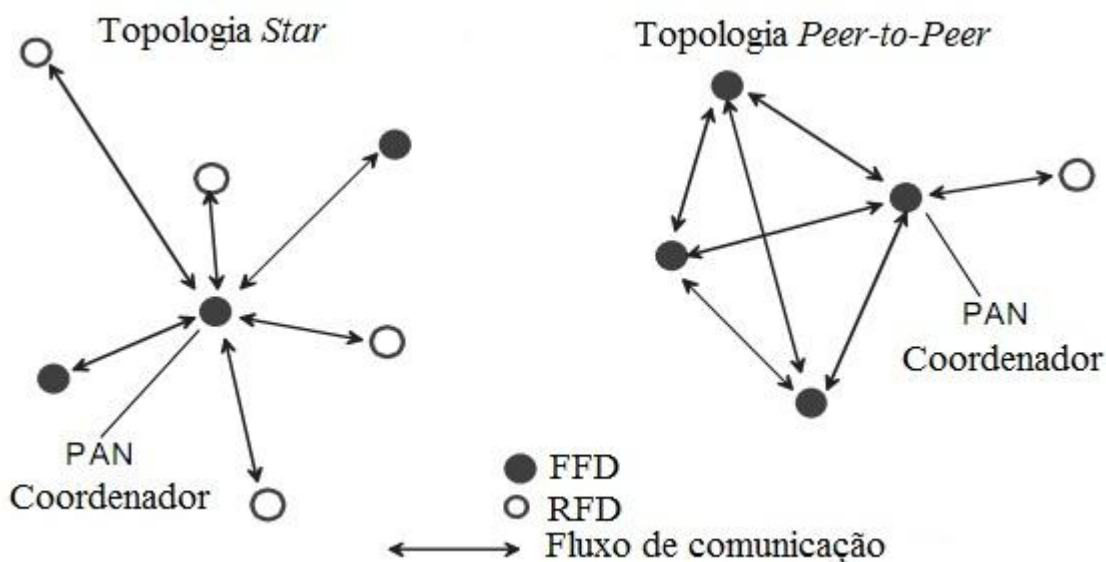


Figura 1.2 - Exemplos das topologias *star* e *peer-to-peer*

Fonte: IEEE 802.15.4, 2006.

De acordo com FARAHANI (2008), uma rede *peer-to-peer* pode assumir diferentes formas, definindo as restrições sobre os dispositivos que podem se comunicar uns com os outros. Se não houver nenhuma restrição, a rede *peer-to-peer* é conhecida como uma topologia *mesh*. Outra forma de rede *peer-to-peer* que o ZigBee suporta é a topologia *tree* (árvore), cuja topologia é representada pela Figura 2.3, onde, neste caso, um ZigBee *Coordinator* (PAN coordenador) estabelece a rede inicial. Os ZigBee *Router* (roteadores) formam os ramos e retransmitem as mensagens conforme a disponibilidade de comunicação do ambiente, como se pode notar que os roteadores estabelecem uma forma de comunicação de maneira a contornar a barreira existente. Os ZigBee *End Device* (dispositivos de fim) atuam como folhas da árvore e não participam do roteamento de mensagens. Os ZigBee *Router* podem aumentar a rede para além da rede inicial estabelecida pelo ZigBee *Coordinator*.

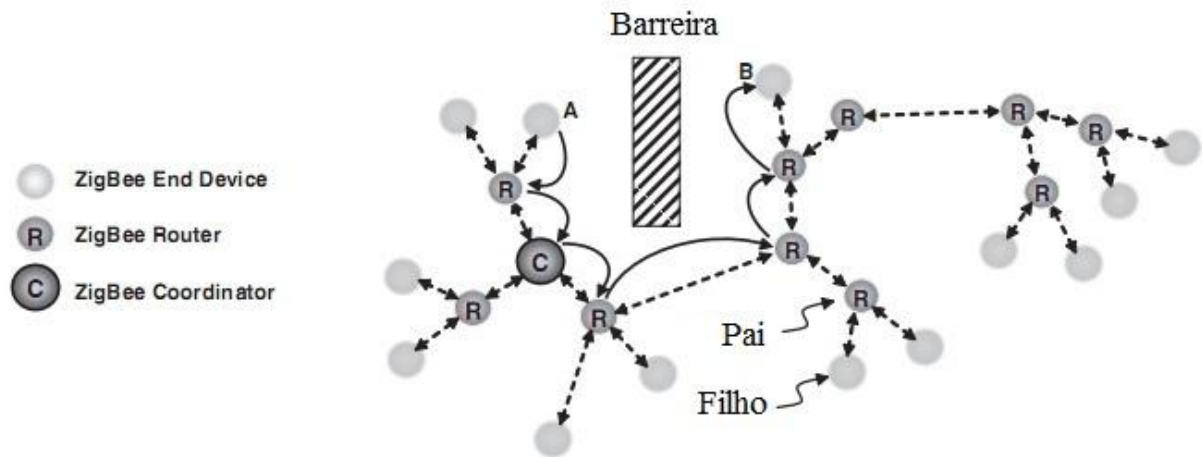


Figura 2.3 - Uma topologia ZigBee Tree.

Fonte: FARAANI, 2008.

Nesse contexto o padrão ZigBee é utilizado em diversas áreas e nas mais diversificadas finalidades, como em KOENIG et al. (2008) onde foi apresentado o desenvolvimento de um sistema integrado a uma rede ZigBee para medir vibrações do corpo todo. O sistema desenvolvido permite distinguir vibrações humanas de até 400 Hz em três eixos com aceleração de quase 50g.

### 3. METODOLOGIA EXPERIMENTAL

O procedimento experimental utilizado neste trabalho foi dividido em segmentos, onde podem ser citados:

- aparato experimental: onde são apresentados os componentes utilizados no projeto e a apresentação com uma breve explicação das partes que compõem o sistema;
- sistema sem fio de acelerometria: onde são descritos os acelerômetros, os módulos XBee Pro e suas configurações, bem como a união de ambos para a formação do dispositivo final;
- *software* para o sistema: onde são descritas as três etapas de programação que compõem o software para o sistema: leitura da porta serial, calibração do sistema e acionamento da cadeira.

#### 3.1. APARATO EXPERIMENTAL PROPOSTO

Com o objetivo de permitir uma visualização geral do sistema experimental proposto concomitantemente à elucidação de cada parte componente do mesmo, é apresentado na Figura 3.1 o diagrama de blocos deste trabalho. O sistema foi desenvolvido com a proposta de leitura da inclinação de três regiões do corpo humano, que no estudo em questão escolheu-se a cabeça, a mão esquerda e a mão direita. Vale ressaltar que devido à forma de calibração do sistema, a rede de acelerômetros poderia ser localizada em outras regiões do corpo de acordo com a necessidade do voluntário em questão.

Os módulos de acelerometria desenvolvidos são pequenos dispositivos sem fio compostos por transceptor, acelerômetro e bateria. Localizados nas três regiões do corpo permanece constantemente capturando a medida da inclinação dos três eixos (X, Y e Z) do membro no qual está localizado. Cabe observar que após a aquisição de dados, apenas dois eixos (Xe Y) foram processados em função de sua maior importância na caracterização dos movimentos desejados.

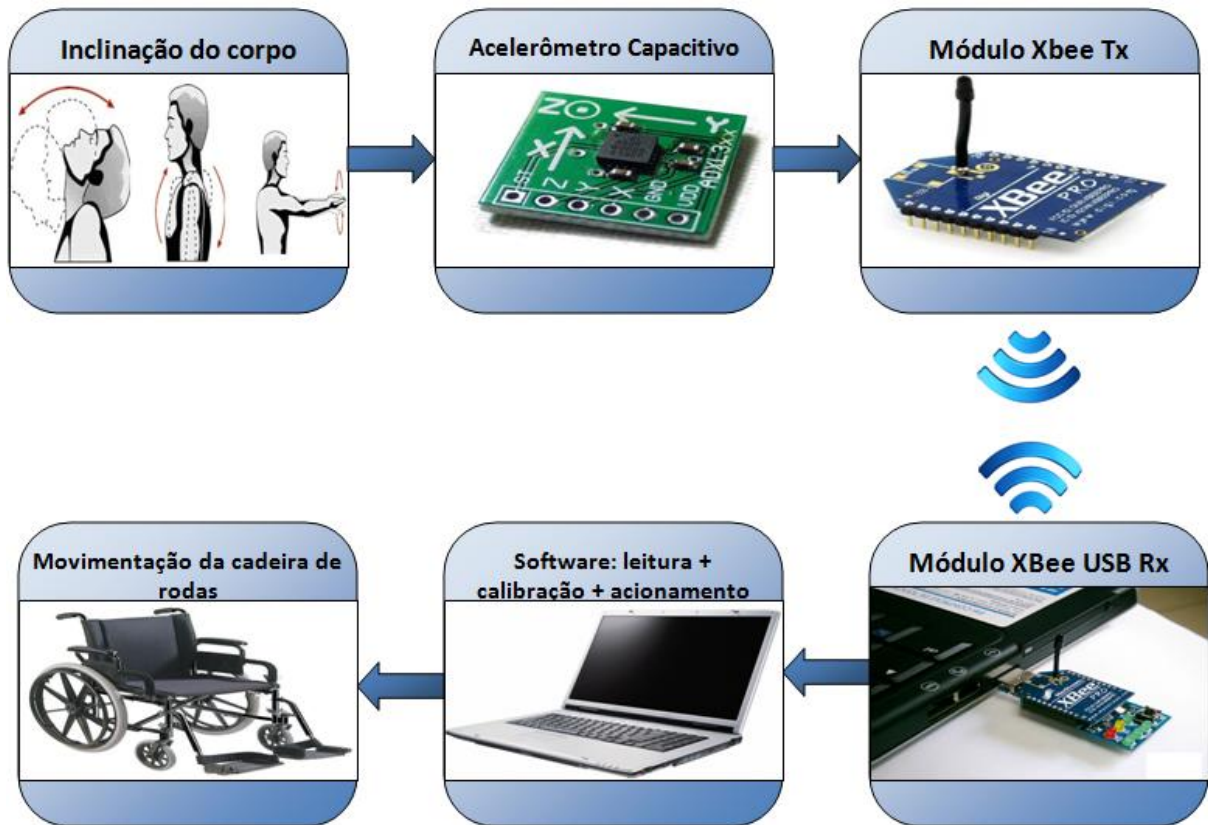


Figura 3.1 - Diagrama de blocos do sistema proposto.

Essa informação da inclinação capturada pelo acelerômetro é passada para o transceptor (no caso foi utilizado o módulo *wireless* XBee Pro), que realiza internamente a conversão analógico-digital dos dados. Para a comunicação destes dados digitais, os módulos transceptores XBee Pro foram configurados de maneira a gerar uma topologia de rede estrela, como pode ser visualizado na Figura 3.2. Nesta topologia criada, existe um módulo XBee coordenador que captura as informações dos outros módulos e envia para o computador ao qual está conectado.

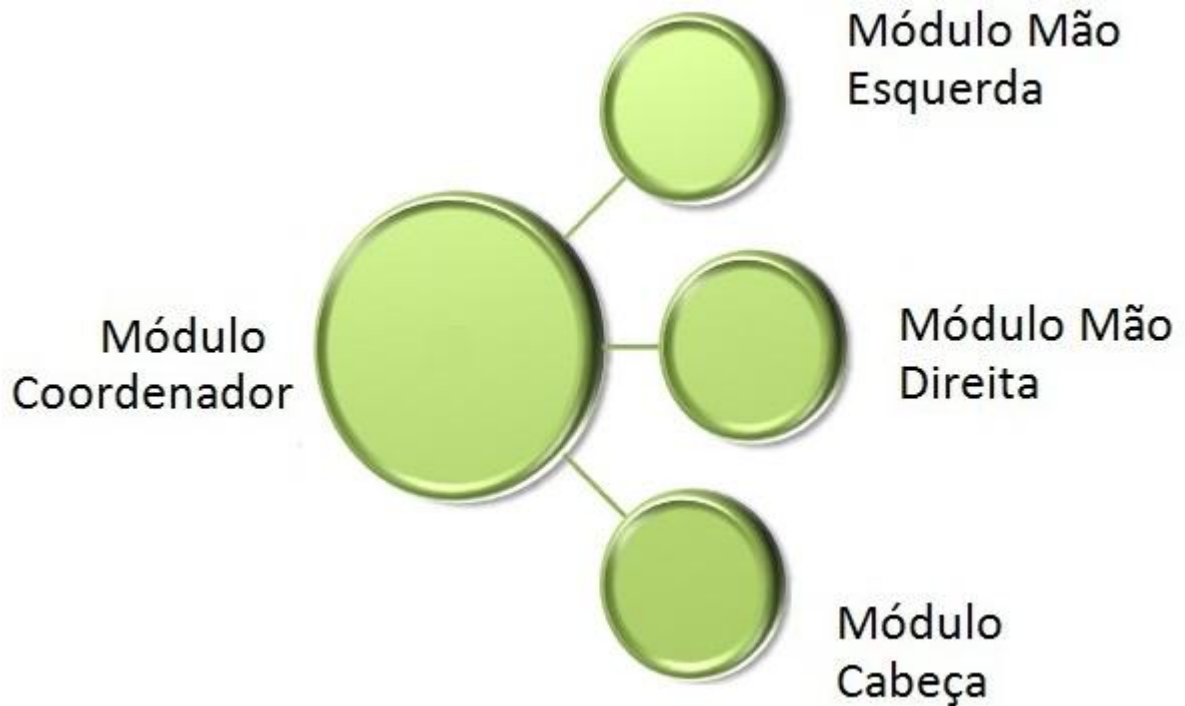


Figura 3.2 - Topologia estrela utilizada com coordenador e dispositivos finais.

No computador encontra-se o *software* para gerenciar este sistema. O programa desenvolvido, basicamente pode ser dividido nas três etapas fundamentais que são mostradas na Figura 3.3.

Simplificadamente, é executado um laço de leitura da porta serial para recebimento e reconhecimento dos dados da rede de acelerometria enviados pelo módulo XBee Pro coordenador. Depois de identificados é iniciada a parte interativa ao usuário para executar a calibração do sistema. Com o sistema calibrado é realizado o acionamento simplificado de um protótipo de cadeira de rodas com a execução dos movimentos que ela está possibilitada a realizar, os quais são citados abaixo:

- para frente;
- para trás;
- rotação à esquerda;
- rotação à direita.



Figura 3.3 - Etapas do *software* do sistema.

### 3.2. SISTEMA SEM FIO DE ACELEROMETRIA

Partiu-se do propósito de desenvolver um sistema para a medição do ângulo de inclinação de determinados segmentos do corpo humano que possuísse algumas características importantes, tais como:

- não invasivo;
- compacto;
- prático;
- alimentação no próprio sistema;
- determinada autonomia;
- adquirir e transmitir dados sem causar limitantes;
- topologia de comunicação entre os dispositivos.

Considerando as características acima citadas, foi selecionado um acelerômetro capacitivo triaxial ADXL 330, com a funcionalidade de inclinômetro em conjunto com o



módulo transceptor sem fio XBee-Pro IEEE 802.15.4 com alimentação para ambos através de uma bateria de 4V unida ao sistema.

Permitiu-se, a partir desse conjunto, a utilização de vários desses dispositivos na medição da inclinação de determinados segmentos do corpo com uma topologia estrela de comunicação sem fio entre os dispositivos. Ao mesmo tempo, por não serem utilizados cabos e fios para transmissão e alimentação do sistema, o mesmo tornou-se prático e livre de limitantes e interferências ao movimento cuja leitura deseja-se obter.

### 3.2.1. ACELERÔMETRO

O acelerômetro utilizado é o ADXL 330, que, de acordo com analog Devices, (2006) compreende como principais características:

- tecnologia capacitiva;
- três eixos de medição;
- baixa potência (200  $\mu$ A com VS = 2,0 V (típico));
- escala de medição de  $\pm 3$  g;
- faixa de alimentação entre 2,0V a 3,6V;
- resistente até 10.000 g de impacto;
- excelente estabilidade de temperatura;
- ajuste de largura de banda com um único capacitor por eixo.

Segundo analog Devices, (2006), este mesmo pode medir a aceleração estática da gravidade em aplicações de medição de inclinações, bem como a aceleração dinâmica

resultante de movimento, choque ou vibração. Pode ser usado, então, em diversas aplicações, dentre as quais se podem citar:

- dispositivos móveis;
- sistemas de jogos;
- proteção de unidades de disco;
- estabilização de imagens;
- esportes e dispositivos de saúde.

Pode-se ver na Figura 3.4 a configuração dos pinos do acelerômetro e na Tabela 3.1 a descrição das funções do mesmo.

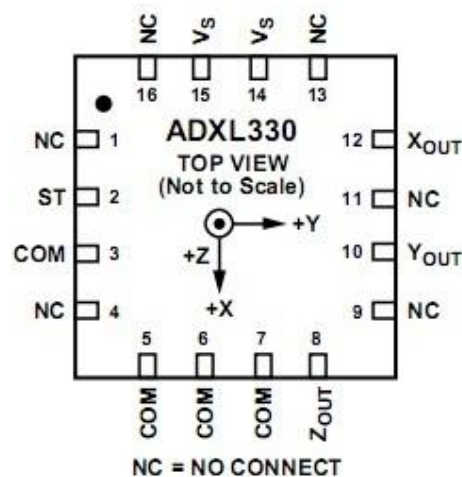


Figura 3.4 - Configuração dos pinos ADXL 330.

Fonte: Analog Devices, 2006.

O ADXL330 tem a disposição para limitar a banda os pinos  $X_{OUT}$ ,  $Y_{OUT}$  e  $Z_{OUT}$ . Capacitores  $C_X$ ,  $C_Y$  e  $C_Z$  devem ser adicionados a estes pinos para implementar um filtro passa-baixa para *antialiasing* e redução de ruído.

Tabela 3.1 - Descrição das funções dos pinos ADXL 330

Pin No.	Mnemonic	Description
1	NC	No Connect
2	ST	Self-Test
3	COM	Common
4	NC	No Connect
5	COM	Common
6	COM	Common
7	COM	Common
8	Z <sub>OUT</sub>	Z Channel Output
9	NC	No Connect
10	Y <sub>OUT</sub>	Y Channel Output
11	NC	No Connect
12	X <sub>OUT</sub>	X Channel Output
13	NC	No Connect
14	V <sub>S</sub>	Supply Voltage (2.0 V to 3.6 V)
15	V <sub>S</sub>	Supply Voltage (2.0 V to 3.6 V)
16	NC	No Connect

Fonte: Analog Devices, 2006.

Larguras de banda podem ser selecionadas para se adequar a aplicação, com uma faixa de 0,5 Hz a 1.600 Hz para eixos X e Y, e uma faixa de 0,5 Hz a 550 Hz para o eixo Z. Através da Equação 1 para a largura de banda de 3 dB (onde  $F_{-3dB}$  é frequência de corte), fornecida pela Analog Devices, (2006), pode-se calcular os valores dos capacitores  $C_X$ ,  $C_Y$  e  $C_Z$  que devem ser adicionados aos pinos dos eixos X, Y e Z, respectivamente.

$$F_{-3dB} = \frac{1}{(2\pi(32k \Omega) \times C_{(X,Y,Z)})} \cong \frac{5\mu F}{C_{(X,Y,Z)}} \quad (3.1)$$

A sensibilidade (ou fator de escala) do ADXL330 varia proporcionalmente a tensão de alimentação a qual ele é submetido. Quando é aplicada uma tensão de 3,6 V, a sensibilidade

de saída é tipicamente  $360 \frac{\text{mV}}{g}$ . Para uma tensão de 2 V, a sensibilidade de saída é tipicamente  $195 \frac{\text{mV}}{g}$ .

A saída de tensão para gravidade ou aceleração zero é nominalmente igual à metade da tensão aplicada, em todas as tensões de alimentação dentro da faixa admissíveis. Na Figura 3.5 pode-se ver a resposta de saída em função da orientação da gravidade.

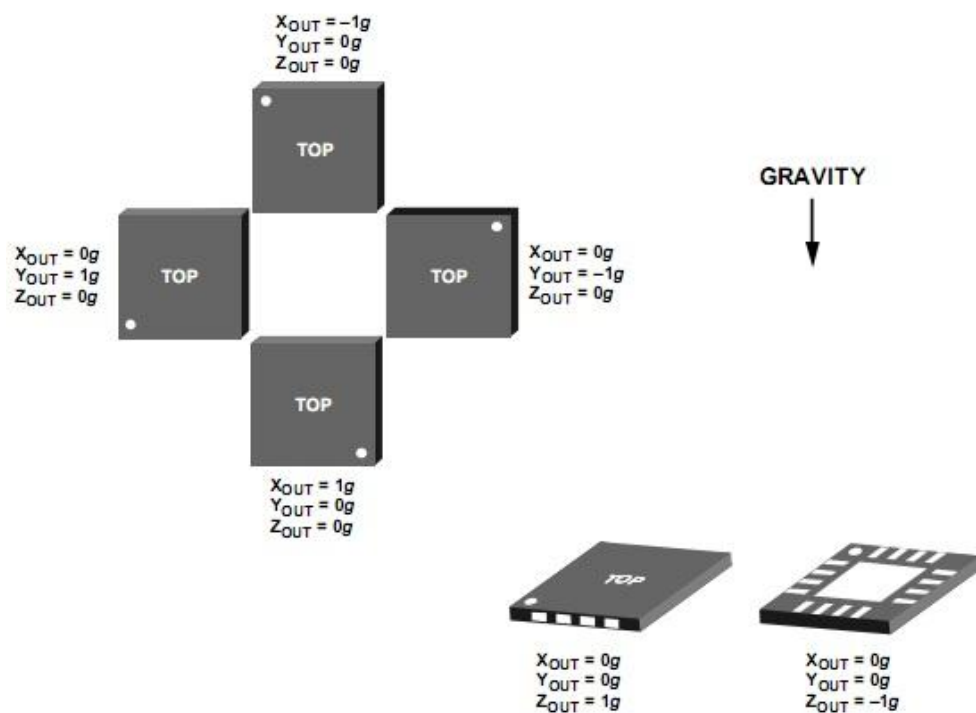


Figura 3.5 - Saída do ADXL 330 versus orientação à gravidade.

Fonte: Analog Devices, 2006.

Em função de disponibilidade, do seu baixo custo e por ser um inclinômetro adequado a proposta deste trabalho que se fez a escolha de utilizar o acelerômetro ADXL 330.

### 3.2.2. MÓDULO XBEE-PRO

O módulo utilizado no projeto, o XBee versão PRO serie 1 (XBee-Pro), da Digi International, o qual pode ser visualizado na Figura 3.6, é um dispositivo sem fio que trabalha sobre o protocolo IEEE 802.15.4 (protocolo base para o padrão ZigBee).



Figura 3.6 - Foto de um módulo XBee-Pro.

Esse módulo permite a criação de uma rede WPAN (*Wireless Personal Area Network*) com as seguintes características:

- baixo consumo de potência;
- gerenciamento de energia;
- suporte a diversas topologias de rede;
- controle de fluxo;
- comunicação serial UART;
- entradas/saídas digitais;
- conversores analógicos-digitais de 10 bits;
- saídas PWM;
- entre outras.

Na Tabela 3.2 é apresentado o conjunto completo de características referentes ao módulo XBee-Pro, com informações referentes ao desempenho, *features* que ele possui, rede e segurança, requisitos de potência e órgãos regulatórios. Na Tabela 3.3 é apresentada a descrição dos pinos do módulo XBee-Pro.

Tabela 3.2 - Características gerais XBee-Pro.

<b>Platform</b>		<b>XBee-PRO® 802.15.4 (Series 1)</b>
<b>Performance</b>		
RF Data Rate	250 kbps	
Indor/Urban Range	300 ft (100 m)	
Outdoor/RF Line-of-Sight Range	1 mi (1.6 km)	
Transmit Power	60 mW (+18 dBm)*	
Receiver Sensitivity (1% PER)	-100 dBm	
<b>Features</b>		
Serial Data Interface	3.3V CMOS UART	
Configuration Method	API or AT Commands, local or over-the-air	
Frequency Band	2.4 GHz	
Interference Immunity	DSSS (Direct Sequence Spread Spectrum)	
Serial Data Rate	1200 bps - 250 kbps	
ADC Inputs	(6) 10-bit ADC inputs	
Digital I/O	8	
Antenna Options	Chip, Wire Whip, U.FL, & RPSMA	
<b>Networking &amp; Security</b>		
Encryption	128-bit AES	
Reliable Packet Delivery	Retries/Acknowledgments	
IDs and Channels	PAN ID, 64-bit IEEE MAC, 12 Channels	
<b>Power Requirements</b>		
Supply Voltage	2.8 - 3.4VDC	
Transmit Current	215 mA @ 3.3VDC	
Receive Current	55 mA @ 3.3VDC	
Power-Down Current	<10 uA @ 25° C	
<b>Regulatory Approvals</b>		
FCC (USA)	OUR-XBEEPRO	
IC (Canada)	4214A-XBEEPRO	
ETSI (Europe)	Yes* Max TX 10 mW	
C-TICK Australia	Yes	
Telec (Japan)	Yes*	

Fonte: Digi International, 2006.

Tabela 3.3 - Descrição dos pinos do módulo XBee-Pro

Pino #	Nome	Direção	Descrição
1	VCC	-	Alimentação 3,3v
2	DOUT	Saída	Saída de dados da UART
3	DIN / $\overline{\text{CONFIG}}$	Entrada	Entrada de dados da UART
4	DO8*	Saída	Saída digital 8
5	$\overline{\text{RESET}}$	Entrada	Inicializa módulo (um pulso nível 0 de pelo menos 200ms)
6	PWM0 / RSSI	Saída	Saída do PWM 0 / Indicador de Força do sinal de RF (RX)
7	PWM1	Saída	Saída do PWM 1
8	(Reservado)	-	Ainda não tem uma função definida (futura implementação)
9	$\overline{\text{DTR}}$ / SLEEP_IRQ / DI8	Entrada	Linha de Controle da Função Sleep ou Entrada digital 8
10	GND	-	Terra
11	AD4 / DIO4	Entrada/Saída	Só Entrada Analógica 4 ou Entrada/Saída Digital 4
12	$\overline{\text{CTS}}$ / DIO7	Entrada/Saída	Controle de Fluxo CTS ou Entrada/Saída Digital 7
13	ON / SLEEP	Saída	Indicador de Estado do Módulo
14	VREF	Entrada	Voltagem de Referência para as Entradas A/D
15	Associação / AD5 / DIO5	Entrada/Saída	Indicador de Associação, só Entrada Analógica 5 ou Entrada/Saída Digital 5
16	$\overline{\text{RTS}}$ / AD6 / DIO6	Entrada/Saída	Controle de Fluxo RTS, só Entrada Analógica 6 ou Entrada/Saída Digital 6
17	AD3 / DIO3	Entrada/Saída	Só Entrada Analógica 3 ou Entrada/Saída Digital 3
18	AD2 / DIO2	Entrada/Saída	Só Entrada Analógica 2 ou Entrada/Saída Digital 2
19	AD1 / DIO1	Entrada/Saída	Só Entrada Analógica 1 ou Entrada/Saída Digital 1
20	AD0 /DIO0	Entrada/Saída	Só Entrada Analógica 0 ou Entrada/Saída Digital 0

Fonte: ROGERCOM, 2009.

Com relação à comunicação os módulos Xbee-Pro operam em dois modos diferentes: o modo transparente, conhecido como modo AT e o modo API (*Application Programming Interface*).

No modo transparente, os dados recebidos da UART pelo pino DI (Rx) são colocados na fila para transmissão via RF. Já os dados recebidos do canal de RF, são transmitidos através do pino DO (Tx). Nesse modo, os dados são transmitidos e recebidos da mesma forma que uma comunicação Serial RS232 padrão. Os módulos dispõem de *buffers* de transmissão e recepção para um melhor desempenho na comunicação serial.

O modo API é uma alternativa ao modo de operação Transparente padrão. Ele é baseado em *frames* e assim estende o nível para o qual uma aplicação de *Host* pode interagir com as capacidades de rede do módulo. No modo API os dados transmitidos e recebidos estão contidos em *frames*, que definem operações ou eventos dentro do módulo. Através desse

modo de operação é possível um determinado módulo enviar endereço fonte, endereço destino, nome de um determinado nó, sinal RSSI, estado, e diversos outros parâmetros.

### 3.2.3. INTERFACE ACELERÔMETRO E MÓDULO XBEE-PRO

O conjunto constituído pelo acelerômetro ADXL 330 com o módulo XBee-Pro e a bateria recarregável de alimentação, origina os denominados dispositivo finais para o sistema de acelerometria sem fio proposto. São esses dispositivos finais desenvolvidos que são posicionados na cabeça, mão esquerda e mão direita do voluntário.

A seguir, são apresentados as configurações necessárias dos módulos XBee-Pro e todas as etapas desenvolvidas na construção dos dispositivos finais.

#### 3.2.3.1. CONFIGURAÇÕES DOS MÓDULOS XBEE-PRO

Os módulos XBee-Pro, como explicado anteriormente, possuem seus modos de transferência de dados através de interface serial.

Em virtude disso, para que se possibilitasse a recepção e tratamento dos dados no computador, utilizou-se uma placa de conexão USB (*Universal Serial Bus*) desenvolvida pela empresa Rogercom denominada CON-USBBEE, que pode ser visualizada na Figura 3.7.

Ao ser conectado na porta USB do computador, esse dispositivo cria uma porta serial virtual denominada COMx no sistema operacional Windows ou ttyUSBx no Linux. Essa porta virtual criada funciona como se fosse uma porta serial padrão RS232, possibilitando-se então receber os dados do módulo XBee-Pro conectado a ela.

A alimentação da placa é feita pela própria porta USB do computador, sendo que o Led On/Off é responsável pela indicação que o módulo está ligado. Os leds Tx e Rx indicam,



respectivamente, transmissão e recepção de dados do módulo, enquanto os leds RSSI indicam a potência de transmissão do sinal, como pode ser visto na Figura 3.8.



Figura 3.7 - Placa CON-USBEE.

Fonte: ROGERCOM, 2009.

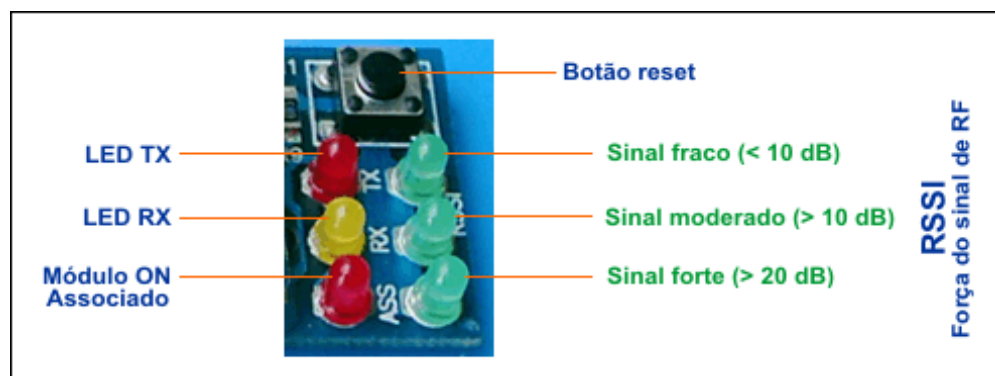


Figura 3.8 - Botão Reset e LEDs indicadores da placa CON-USBEE.

Fonte: ROGERCOM, 2009.

Para a configuração dos parâmetros dos módulos XBee-Pro, foi utilizado o *software* X-CTU, que é disponibilizado gratuitamente pela Digi International. Na Figura 3.9 pode-se ver a tela do *software* X-CTU com as janelas de configuração dos parâmetros do módulo conectado.

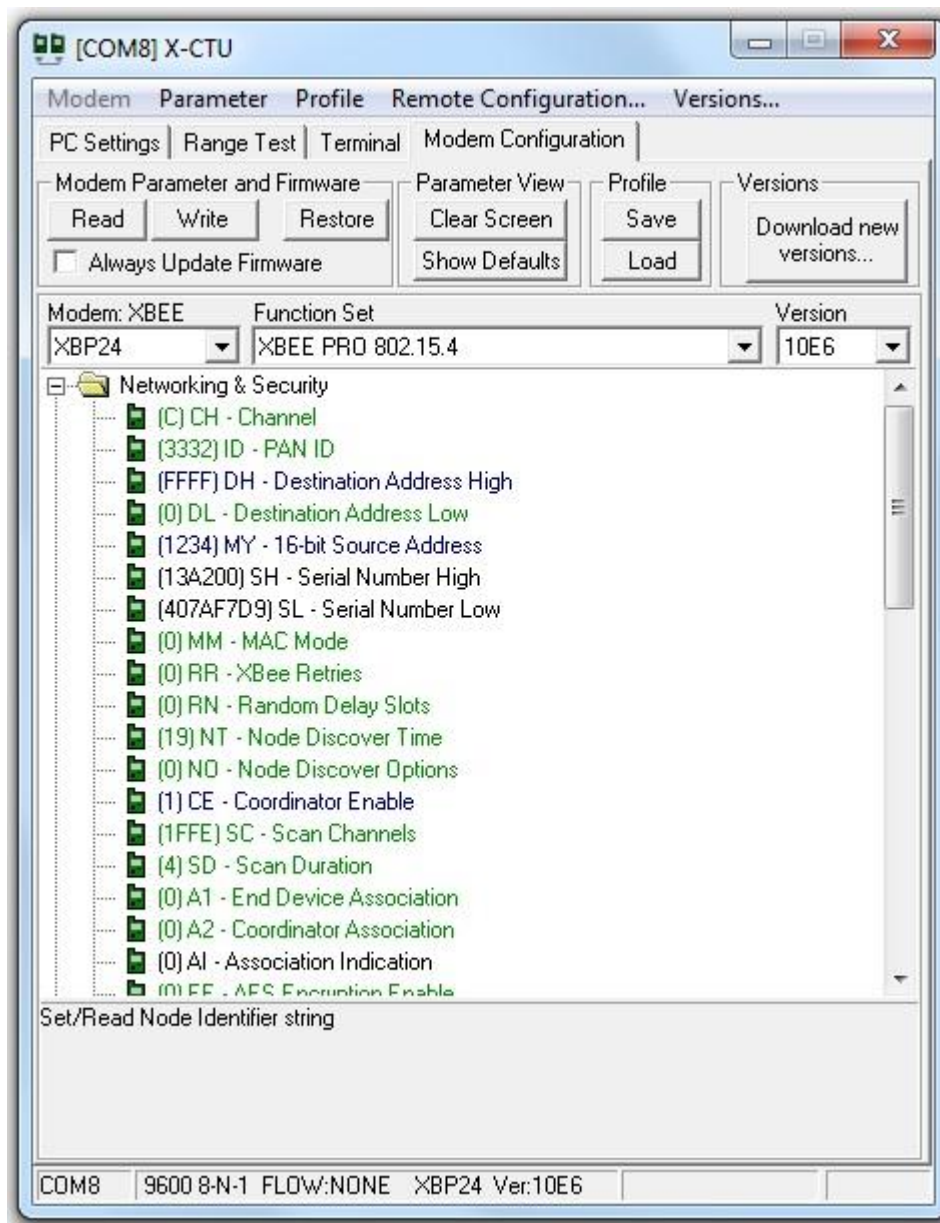


Figura 3.9 - Tela do *software* X-CTU.

O procedimento para a configuração dos módulos, tanto do coordenador como dos dispositivos finais foi igual: conectou-se a placa CON-USBEE com o módulo em questão numa porta USB disponível do computador e executou-se o programa X-CTU. Na aba “*PC Settings*” escolheu-se e configuraram-se os parâmetros de comunicação da porta que realizará a leitura dos dados do módulo.

Depois disso, iniciou-se a configuração do módulo em si, na aba “*Modem Configuration*”. Nessa aba, existem sete janelas principais de configuração (com uma variada gama de opções em cada uma) que são listadas abaixo:

- *Networking & Security;*
- *RF Interfacing;*
- *Sleep Modes (NonBeacon);*
- *Serial Interfacing;*
- *I/O Settings;*
- *Diagnostics;*
- *AT Command Options.*

Como os módulos já vêm com uma configuração de fábrica, serão apresentadas, de acordo com janelas principais supracitadas, apenas as identificações principais e as configurações que foram alteradas em virtude da necessidade do projeto. Como já anunciado, neste projeto foram utilizados um total de quatro módulos XBee-Pro, um coordenador e três dispositivos finais. Na Tabela 3.4 são mostradas as configurações para o módulo coordenador e na Tabela 3.5 são mostradas as configurações de cada um dos módulos dispositivos finais (cabeça, mão direita e mão esquerda).

Tabela 3.4 - Configuração do módulo coordenador do sistema de acelerometria.

Configuração Módulo XBee-Pro (Coordenador)	
<b>Model</b>	
Modem	XBP24
Function Set	XBEE PRO 802.15.4
Version	10E6
<b>Networking &amp; Security</b>	
CH - Channel	C
ID - PAN ID	3332
DH - Destination Address High	FFFF
DL - Destination Address Low	0
MY - 16-bit Source Address	1234
CE - Coordinator Enable	1
NI - Node Identifier	COORDENADOR
<b>Sleep Modes</b>	
SM - Sleep Mode	0
<b>Serial Interfacing</b>	
BD - Interface Baud Rate	7 (115200 bps)
AP - API Enable	1

Tabela 3.5 - Configuração dos dispositivos finais do sistema de acelerometria.

Configuração Módulo XBee-Pro (Dispositivos Finais)			
Dispositivo	Cabeça	Mão Direita	Mão Esquerda
<b>Model</b>			
Modem	XBP24	XBP24	XBP24
Function Set	XBEE PRO 802.15.4	XBEE PRO 802.15.4	XBEE PRO 802.15.4
Version	10E6	10E6	10E6
<b>Networking &amp; Security</b>			
CH - Channel	C	C	C
ID - PAN ID	3332	3332	3332
DH - Destination Address High	0	0	0
DL - Destination Address Low	1234	1234	1234
MY - 16-bit Source Address	CCCC	DDDD	EEEE
CE - Coordinator Enable	0	0	0
NI - Node Identifier	CABEÇA	MÃO_DIREITA	MÃO_ESQUERDA
<b>Sleep Modes</b>			
SM - Sleep Mode	0		
<b>I/O Settings</b>			
D2 - DIO2 Configuration	2 - ADC	2 - ADC	2 - ADC
D1 - DIO1 Configuration	2 - ADC	2 - ADC	2 - ADC
D0 - DIO0 Configuration	2 - ADC	2 - ADC	2 - ADC
IT - Samples Before TX	1 (sem buffer)	1 (sem buffer)	1 (sem buffer)
IR - Sample Rate	10 (amostragem a cada 10ms)	10 (amostragem a cada 10ms)	10 (amostragem a cada 10ms)
<b>Serial Interfacing</b>			
BD - Interface Baud Rate	7 (115200 bps)	7 (115200 bps)	7 (115200 bps)
AP - API Enable	1	1	1

### 3.2.3.2. DISPOSITIVOS FINAIS

Inicialmente, partiu-se da idéia de construir um dispositivo bem simples utilizando o módulo XBee-Pro e o acelerômetro ADXL 330 com uma alimentação única para ambos, já que eles utilizam a mesma faixa de tensão. A ligação entre o módulo e o acelerômetro (o qual foi alocado na parte inferior do módulo XBee-Pro para economia de espaço) é relativamente simples e pode ser visualizada na Figura 3.10.

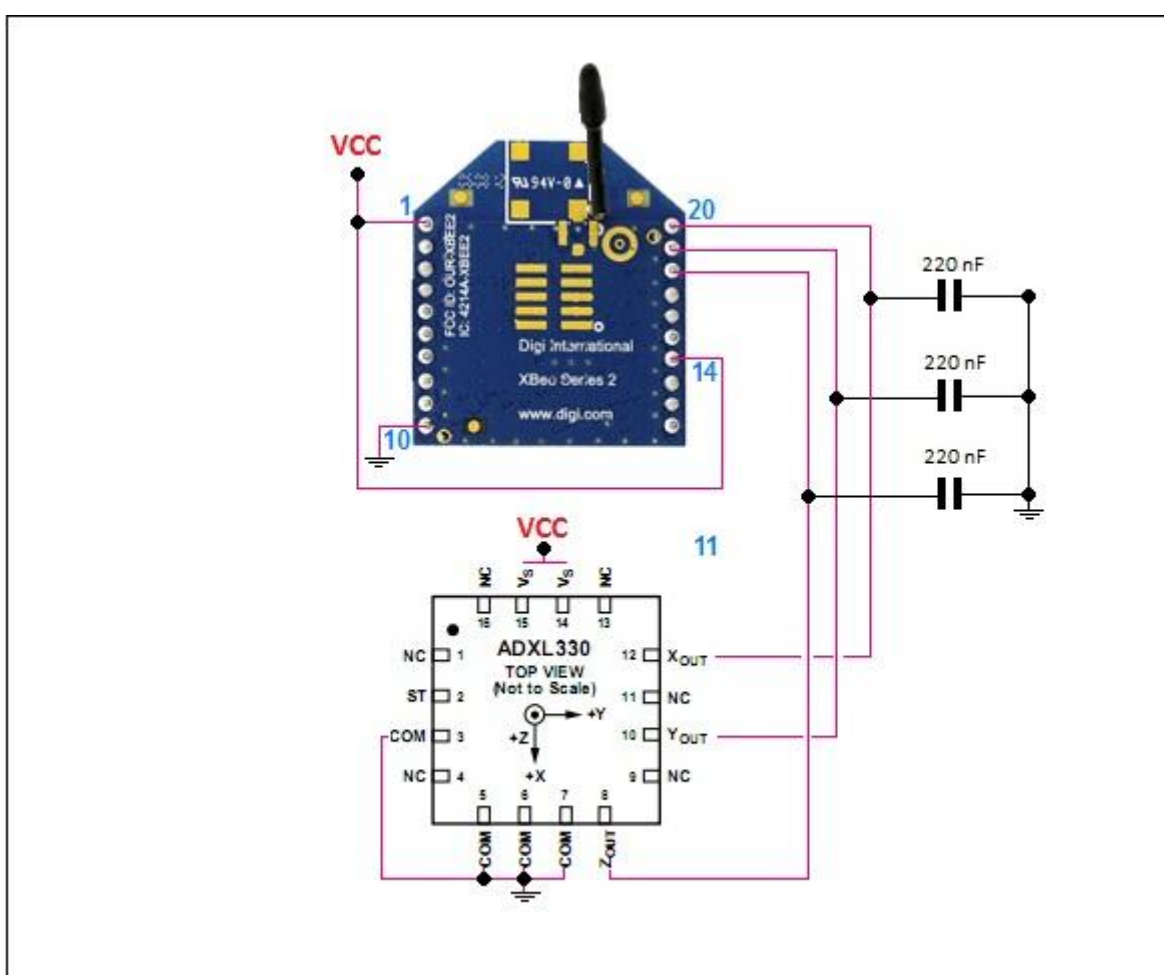


Figura 3.10 - Esquema de ligação do circuito de acelerometria.

O cálculo dos capacitores mostrados na Figura 3.10 foi efetuado da seguinte maneira: a máxima taxa de amostragem do módulo XBee-Pro ao se usar 1 só entrada analógica é de 1kHz, como utilizou-se 3 entradas, teria uma frequência de  $\cong 333\text{Hz}$  por entrada. Configurou-

se então, como pode ser visto na Tabela 3.5, os módulos para 100Hz. Tendo como base o Teorema de Nyquist, onde a frequência de amostragem (100Hz) deve ser pelo menos maior que o dobro da maior frequência do sinal amostrado, estabeleceu-se como frequência de corte para os acelerômetros 20Hz. Utilizando-se a Equação 1 chegou-se ao valor de capacitor comercial mais próximo, 220nF.

Primeiramente pensou-se na alimentação por um circuito regulador de tensão para 3,3V com um LM317, cuja alimentação era fornecida por um sistema de duas baterias de 3V em série. O circuito regulador, mostrado na Figura 3.11, possui tensão de saída dada pela Equação 3.1, a qual foi utilizada para se determinar os valores dos resistores em função das tensões de entrada e saída conhecidas (6V e 3,3V respectivamente). Esse protótipo inicial pode ser visualizado na Figura 3.12.

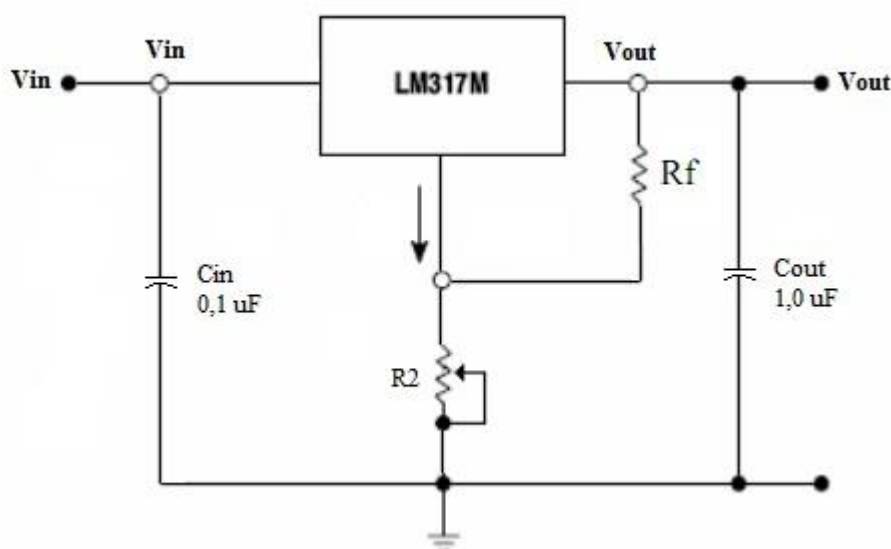


Figura 3.11 - Circuito regulador de tensão para o protótipo inicial.

$$V_{out} = V_{ref} \cdot \left(1 + \frac{R_f}{R_2}\right) \quad (3.2)$$



Figura 3.12 – Foto do protótipo inicial.

Foram realizados testes deixando por um determinado período de tempo o protótipo ligado para ver a durabilidade. Notou-se que num período de 12h as baterias baixaram apenas 0,5V. Montou-se então os outros dois dispositivos. O problema surgiu quando foram deixados os três dispositivos ligados formando a rede com topologia estrela e transferindo dados entre si. Nesse momento, o consumo foi muito maior e mais rápido, e em pouco tempo, cerca de uma hora, a tensão baixou para 5V e como o regulador precisa de no mínimo uma tensão com 2V acima da tensão que ele regula, o mesmo começou a falhar, a tensão foi baixando de 3V e ficando abaixo da tensão de funcionamento dos módulos XBee-Pro.

Decidiu-se então optar por um circuito mais simplificado, onde a alimentação do acelerômetro e do módulo XBee-Pro foi composta por uma pequena bateria recarregável de 4V ligada em série com um diodo comum (1N4007), servindo para evitar a incorreta ligação da alimentação e adequar a tensão ao sistema (3,3V) com a queda de tensão de 0,7V associada ao diodo. A partir de então, não se percebeu mais problemas com a alimentação do sistema. Esse novo dispositivo desenvolvido tornou-se ao mesmo tempo mais robusto, mais prático e

com dimensões e massa reduzidos (quando comparado ao anterior) e o que é atualmente utilizado no trabalho e pode ser visto na Figura 3.13. Relativo a alguns dados dos dispositivos finais: foi efetuada média aritmética dos três dispositivos finais e chegou-se ao resultado de que cada dispositivo final possui aproximadamente as seguintes dimensões: 3,5cm(comprimento) x 3,3cm(largura) x 2cm (altura, sem considerar a antena) e possui uma massa de aproximadamente 18g.

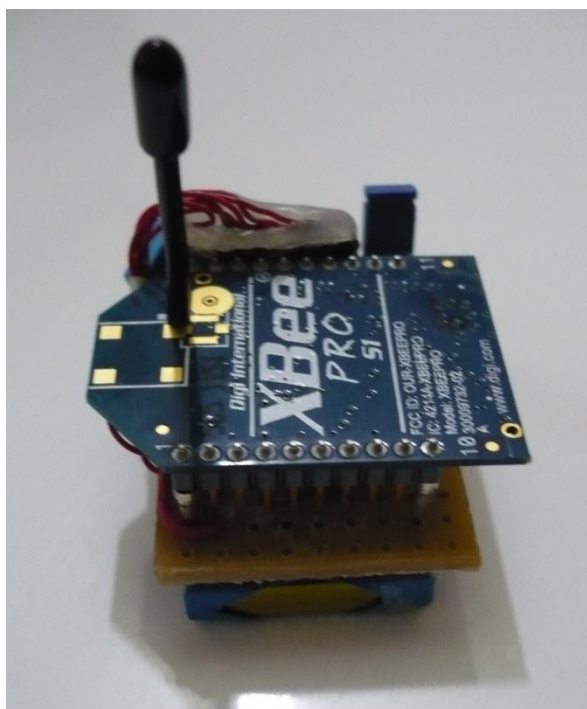


Figura 3.13 – Foto de um dispositivo final.

Na Figura 3.14 pode-se ver todo o sistema de acelerometria sem fio do projeto, o módulo coordenador e os três dispositivos finais. Na Figura 3.15, podem-se visualizar os dispositivos finais localizados em um voluntário, onde, para uma melhor facilidade de utilização no voluntário, eles foram anexados a luvas (dispositivos finais das mãos direita e esquerda) e a um boné (dispositivo final da cabeça). Na Figura 3.16, são mostrados os dispositivos finais em detalhes.





Figura 3.14 - Componentes do sistema sem fio de acelerometria.



Figura 3.15 - Dispositivos finais localizados no voluntário.



Figura 3.16 - Dispositivos finais no voluntário em detalhes.

### 3.3. SOFTWARE PARA O SISTEMA SEM FIO DE ACELEROMETRIA

Os dados relativos à inclinação, medidos pelo acelerômetro, são adquiridos pelo ADC (conversor analógico-digital) do módulo XBee-Pro com um tempo de amostragem configurado de 10ms (vide Tabela 3.5, *Sample Rate*). Esses dados são encapsulados em um pacote API, que foi o modo escolhido de transmissão (vide Tabela 3.5, *API Enable*) por

basear-se em quadros (*frames*), estende o nível para qual a aplicação *host* pode interagir com as capacidades de rede do módulo.

Também é possível, por meio da identificação (dentre as várias informações que o pacote contém) do endereço fonte e do endereço destino saber qual módulo dos dispositivos finais está enviando determinada informação ao módulo coordenador.

Tabela 3.6 - Estrutura do pacote API.

Offset	Example	Description
0	0x7E	Start Delimiter
1	0x00	Length[MSB]
2	0x0E	Length[LSB]
3	0x83	API Identifier Byte
4	0xDD	Source Address[MSB]
5	0xDD	Source Address[LSB]
6	0x2C	RSSI(power)
7	0x00	Option Byte
8	0x01	Number of samples
9	0x0E	Channel Indicator[MSB]
10	0x00	Channel Indicator[LSB]
11	0x02	ADC0 "X" [MSB]
12	0x13	ADC0 "X" [LSB]
13	0x02	ADC1 "Y" [MSB]
14	0x03	ADC1 "Y" [LSB]
15	0x02	ADC2 "Z" [MSB]
16	0x5A	ADC2 "Z" [LSB]
17	0x11	Checksum

O pacote API é composto por um total de 18 bytes. A sua estrutura, com descrição, *offset* e exemplo de cada um dos campos que compõem o pacote é mostrada na Tabela 3.6. Na Figura 3.17 pode-se visualizar o pacote API recebido através do *software* X-CTU.

Como se pode ver, a estrutura do pacote contém uma série de informações, dentre as quais se destacam:

- *Start Delimiter*: *byte* de valor fixo de 0x7e que serve para indicar o início do pacote;
- *Source Address*: 2 *bytes* que indicam endereço do remetente que está enviando o pacote naquele instante;
- *bytes* no *offset* 11 e 12: amostra dos conversores para o eixo X de medição;
- *bytes* no *offset* 13 e 14: amostra dos conversores para o eixo Y de medição;
- *bytes* no *offset* 15 e 16: amostra dos conversores para o eixo Z de medição.

Como já referido anteriormente, o *software* para o sistema sem fio de acelerometria foi desenvolvido na linguagem Python em ambiente Linux e consiste de três etapas fundamentais:

- leitura da porta serial;
- calibração do sistema;
- acionamento da cadeira de rodas.

A seguir é explicado o processo de desenvolvimento e lógica de funcionamento de cada uma das etapas.

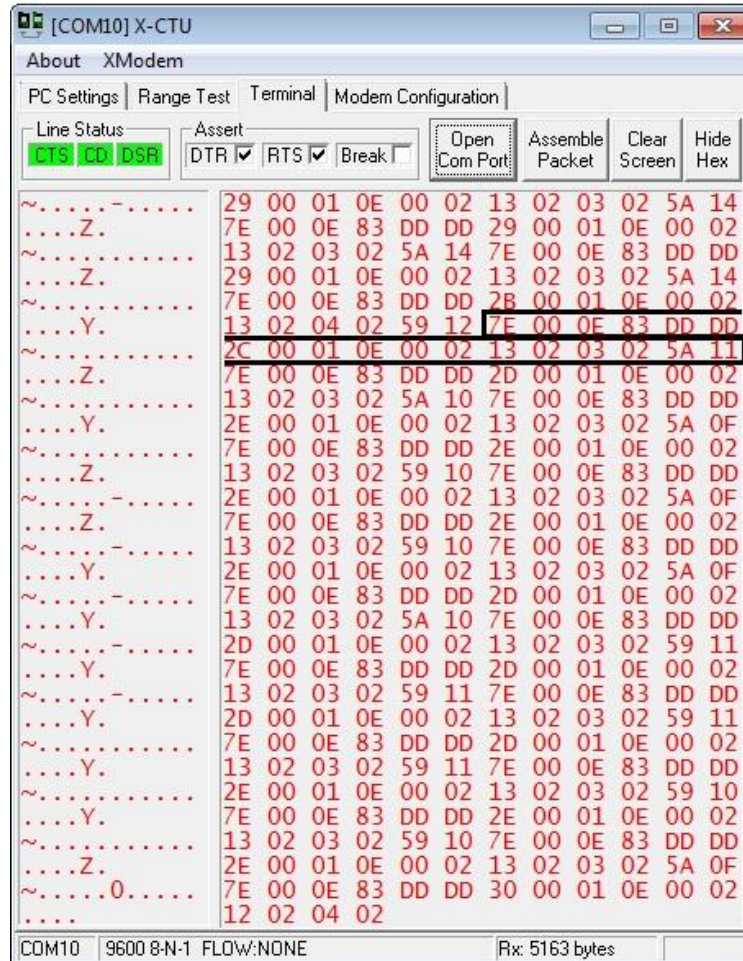


Figura 3.17 - Exemplo de pacote visto no *software* X-CTU.

### 3.3.1. LEITURA DA PORTA SERIAL

Esta etapa tem por objetivo realizar a abertura e a leitura da porta serial virtual criada pela placa CON-USBBEE para tratamento e armazenamento dos dados captados pelo módulo coordenador provenientes dos dispositivos finais.

Para o desenvolvimento do código foi utilizado um módulo do Python denominado “pySerial” que encapsula o acesso para a porta serial. Ele fornece *backends* (genericamente, etapas finais de um processo) para Python rodando em Windows, Linux, BSD (possivelmente qualquer sistema compatível com POSIX), Jython e IronPython (.NET e Mono). O módulo

chamado "serial" seleciona automaticamente o *backend* apropriado como por exemplo algumas *features* do módulo:

- interface de mesma classe com base em todas as plataformas suportadas;
- acesso às configurações de porta através de propriedades Python;
- suporte para tamanhos diferentes de *bytes*, *bits* de parada, paridade e controle de fluxo com RTS / CTS e/ou XON / XOFF;
- trabalha com ou sem receber *timeout*;
- funciona como uma API(*Application Programming Interface*) com funções de leitura e escrita;
- entre outras.

Primeiramente foram configurados os parâmetros de comunicação serial, tais como porta, taxa de transmissão, paridade além de outras opções que serão definidas pelo usuário ao inicializar o programa.

Depois de habilitada a abertura da porta serial inicia-se a recepção dos dados e a codificação deles em hexadecimal para que se pudesse ter e visualizar os dados na mesma base que o padrão do pacote API é definido.

Em seguida é efetuado um laço de leitura *byte a byte* dos dados recebidos para encontrar o *byte* "0x7e" (*start delimiter*) que é a informação que define o início do pacote. Assim que é encontrado é efetuado o armazenamento deste e dos 17 *bytes* seguintes que formam e definem o pacote padrão API enviado pelos dispositivos finais. Concomitantemente, a sequência de pacotes vai sendo impressa na tela. Na Figura 3.18 pode-se ver o fluxograma do algoritmo de desenvolvimento da etapa de leitura da porta serial.

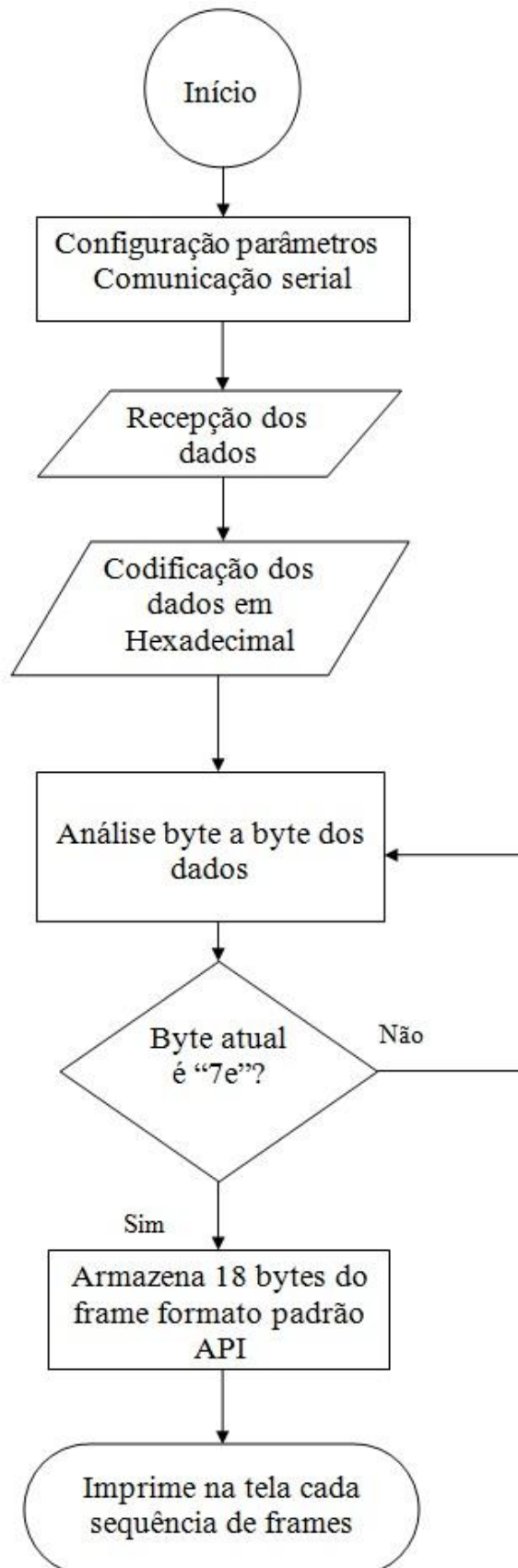


Figura 3.18 - Fluxograma do algoritmo de leitura da porta serial.

### 3.3.2. CALIBRAÇÃO DO SISTEMA

A etapa de calibração do sistema sem fio de acelerometria teve por objetivo a elaboração de um método abrangente de aquisição de informações, que fosse genérico o suficiente para qualquer pessoa pudesse usufruir e que se encaixasse bem com a etapa de acionamento da cadeira de rodas.

Dessa forma elaborou-se uma rotina que adquire as informações de tensão do acelerômetro convertidas digitalmente no módulo XBee-Pro referentes às cinco posições citadas abaixo para cada um dos três dispositivos finais:

- em repouso;
- inclinação para frente;
- inclinação para trás;
- inclinação para direita;
- inclinação para esquerda.

Para cada aquisição de posição solicitada interativamente ao usuário é esperado que este coloque o dispositivo final do membro em calibração na posição indicada e aperte a tecla *enter* assim que estiver pronto. Cada pacote é então analisado e avaliado dele 6 bytes a partir do *offset* 11, que são as informações referentes aos conversores ADC. São avaliados 500 pacotes para cada uma das 5 posições de cada um dos 3 dispositivos finais. É feita então um cálculo da média aritmética desses 500 valores e é efetuado o armazenamento individualmente pra cada um dos 3 eixos.

Na Figura 3.19 pode-se ver o fluxograma do algoritmo de desenvolvimento da etapa de calibração do sistema. , como pode ser visto na Figura 3.20 é apresentada a interface do *software* de calibração do sistema.



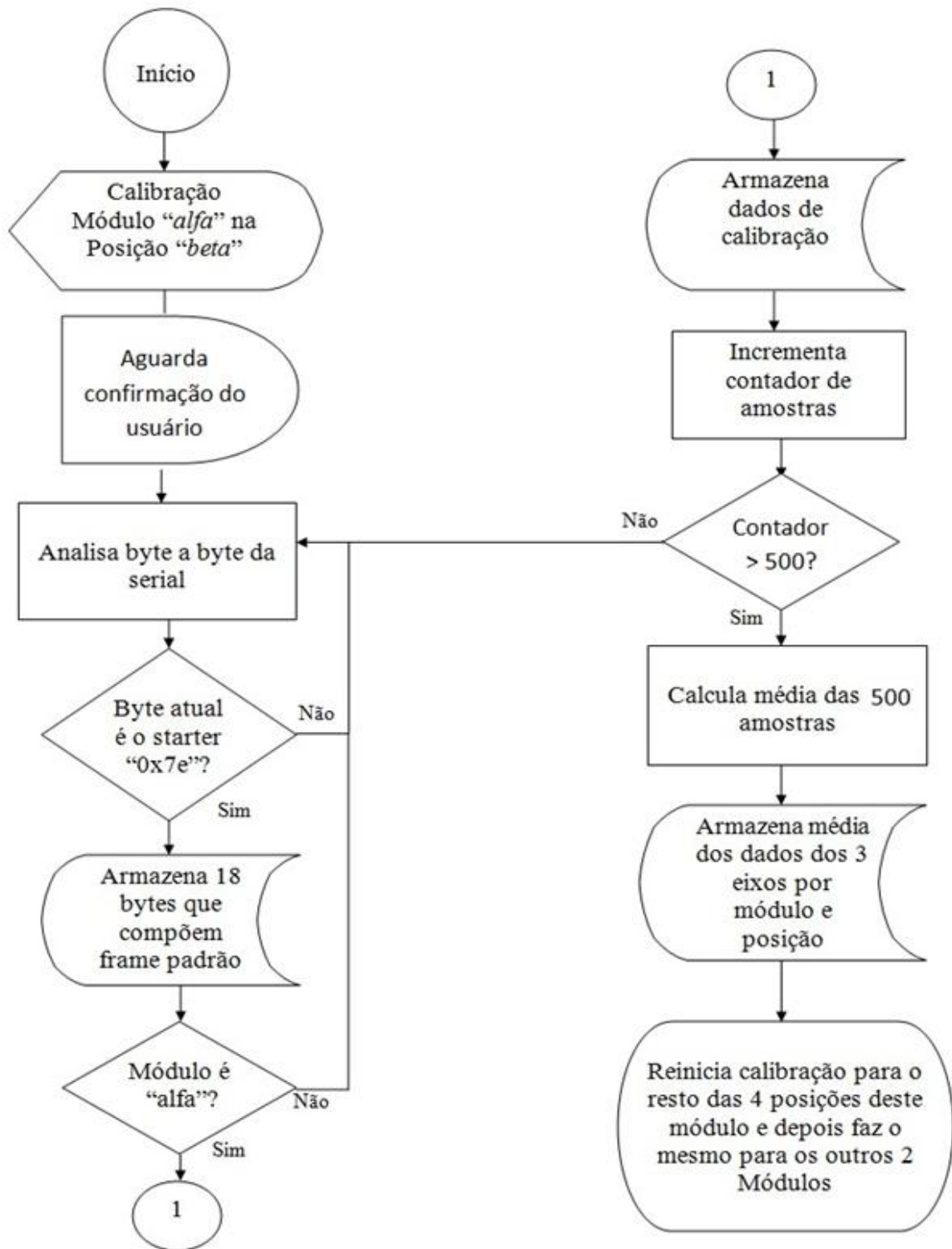


Figura 3.19 - Fluxograma do algoritmo de calibração do sistema.

```
jonatan@rodotus-VPCCW23FX: ~/repositorios_locais/jereTcc/code/src
jonatan@rodotus-VPCCW23FX:~/repositorios_locais/jereTcc/code/src
$ sudo python readSerial.py -p /dev/ttyUSB0 -b 9600
--- Read XBee module on /dev/ttyUSB0: 9600,8,N,1 ---
--- Quit: Ctrl+] | Menu: Ctrl+T | Help: Ctrl+T followed by Ctrl+H ---

INICIO DA CALIBRACAO:

Calibracao do modulo localizado na CABECA

Posicione e mantenha o modulo na posicao: repouso.
Pressione a tecla enter quando estiver pronto.

Average X axis idle value is: 522.666

Average Y axis idle value is: 500.922

Number of samples collected: 500

Posicione e mantenha o modulo na posicao: frente.
Pressione a tecla enter quando estiver pronto.

Average Y axis low value is: 416.804

Number of samples collected: 500

Posicione e mantenha o modulo na posicao: tras.
Pressione a tecla enter quando estiver pronto.

Average Y axis high value is: 576.366

Number of samples collected: 500

Posicione e mantenha o modulo na posicao: direita.
Pressione a tecla enter quando estiver pronto.

Average X axis low value is: 453.35
```

Figura 3.20 – Interface homem-máquina do *software* de calibração em funcionamento.

### 3.3.3. ACIONAMENTO DA CADEIRA DE RODAS

O acionamento da cadeira de rodas consiste na última etapa do desenvolvimento do trabalho. Como mencionado anteriormente, os movimentos que deverão ser efetuados na cadeira são:

- frente;
- trás;
- rotação à esquerda;
- rotação à direita.

O objetivo é que esses movimentos de acionamento da cadeira sejam efetuados por correspondentes na inclinação do membro do usuário, por exemplo, o usuário inclina a cabeça para frente e a cadeira deve se movimentar para frente ou, o usuário inclina a mão para a esquerda e a cadeira rotaciona à esquerda.

A disposição dos eixos de medição do acelerômetro no dispositivo final pode ser visualizada na Figura 3.21.

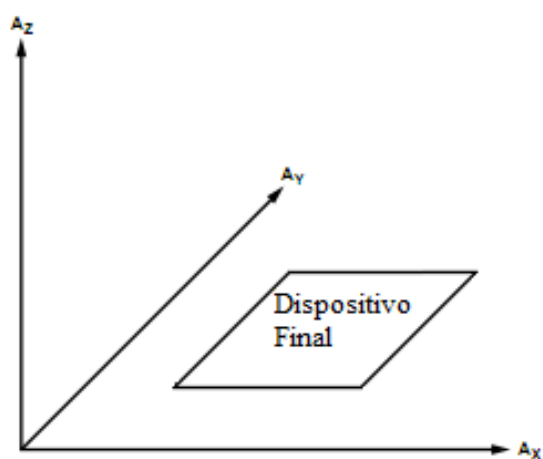


Figura 3.21 - Disposição dos eixos de medição no dispositivo final.

Analisando a Figura 3.21 de acordo com as necessidades para o acionamento e depois de alguns testes de confirmação, chegaram-se as seguintes conclusões relativas às inclinações necessárias ao acionamento:

- inclinando-se para frente altera-se o valor do eixo Y para um valor menor que sua posição de repouso;
- inclinando-se para trás altera-se o valor do eixo Y para um valor maior que sua posição de repouso;
- inclinando-se para direita altera-se o valor do eixo X para um valor menor que sua posição de repouso;
- inclinando-se para esquerda altera-se o valor do eixo X para um valor maior que sua posição de repouso.

A partir de então, definiu-se que para os movimentos para frente e para trás, analisa-se o eixo Y, pois ele é o que mais varia nesse sentido.

Os movimentos para direita e para esquerda analisa-se o eixo X, pois ele é o que mais varia nesse sentido. Para a posição de repouso, as posições X e Y são analisadas em virtude de comparação com os quatro movimentos.

O fluxograma simplificado e lógica de funcionamento do acionamento podem ser visualizadas respectivamente nas Figuras 3.22 e 3.23.

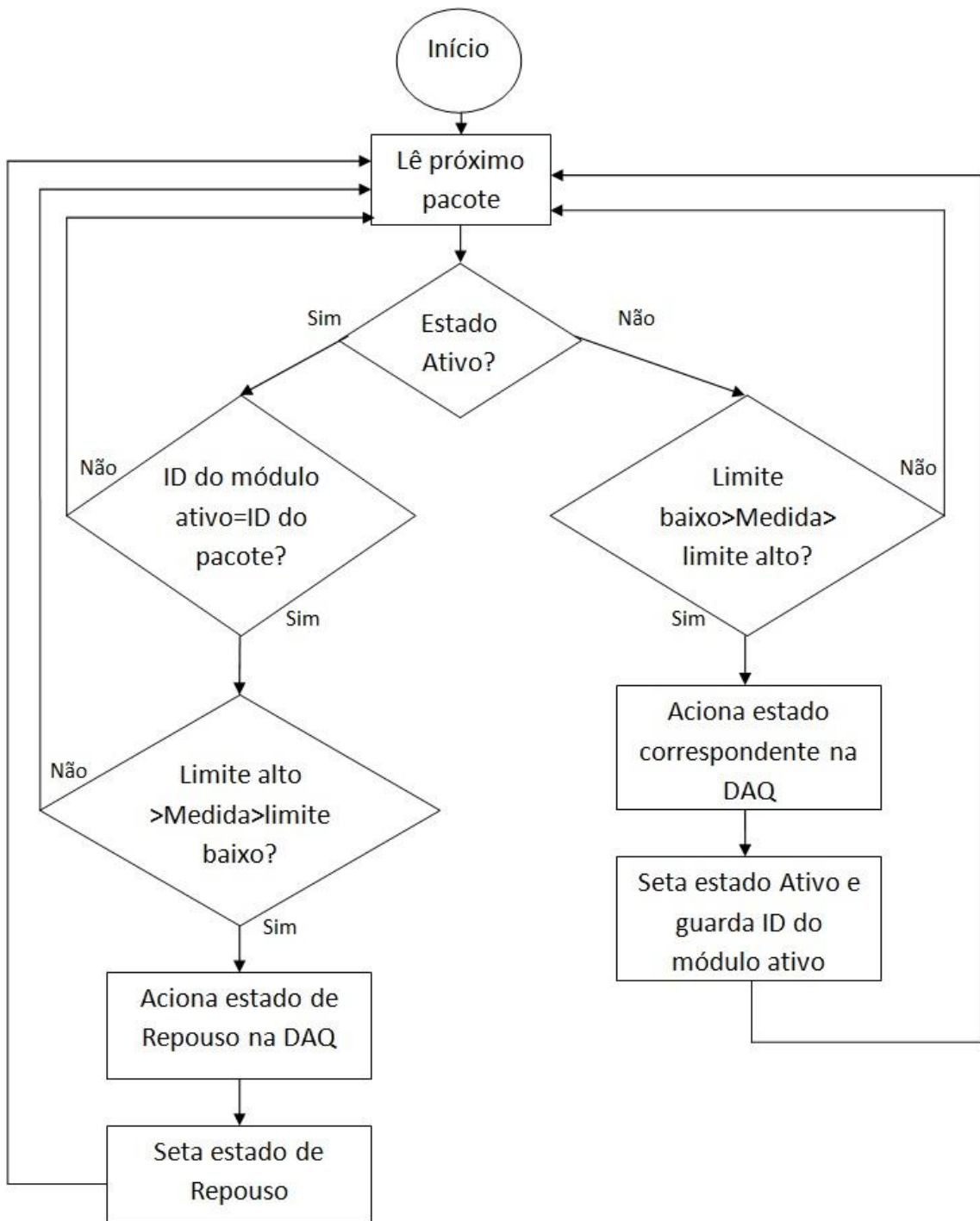


Figura 3.22 - Fluxograma simplificado de acionamento.

Primeiramente é lido o próximo pacote que se encontra no sistema. Analisa-se se ele possui a *flag* de estado ativo (que indica se está ou não ocorrendo acionamento).

Se a *flag* não estiver setada, analisa-se se o valor atual e são tomadas então as seguintes decisões:

- se a medida do eixo X é maior que 95% do valor da calibração é acionado o movimento para esquerda;
- se a medida do eixo X é menor que 105% do valor da calibração é acionado o movimento para direita;
- se a medida do eixo Y é maior que 95% do valor da calibração é acionado o movimento para trás;
- se a medida do eixo Y é menor que 105% do valor da calibração é acionado o movimento para frente;
- dentro dos intervalos de 95% e 105% do valor da calibração, a posição permanece de repouso.

Em virtude de problemas de processamento e armazenamento, foi dividido o código de acionamento em duas etapas por meio de um *socket*, que é um elo de ligação entre os processos do servidor e do cliente. No servidor é executada a *thread* (encadeamento de execuções) de leitura e tratamento dos dados e no cliente a etapa de acionamento em si, escrita da saída em si.

A cadeira de rodas possui uma lógica de acionamento com quatro entradas nível TTL (*Transistor-Transistor Logic*). Para fazer a comunicação da saída do *software* de acionamento para a cadeira, utilizou-se a placa DAQ USB 6008 da National Instruments.

Para utilizá-la foi necessária instalação de um driver específica da mesma e de funções em linguagem Python da “pyDAQTools”, que é uma interface de Python para os dados de aquisição de *hardware*.

Na Figura 3.25 se pode ver a tela que é exibida durante o acionamento da cadeira, nota-se as duas janelas referentes ao cliente e servidor do *socket* e que mostram os valores atuais dos eixos X e Y a posição da cadeira e de que dispositivo final (módulo) é aquele pacote atual.

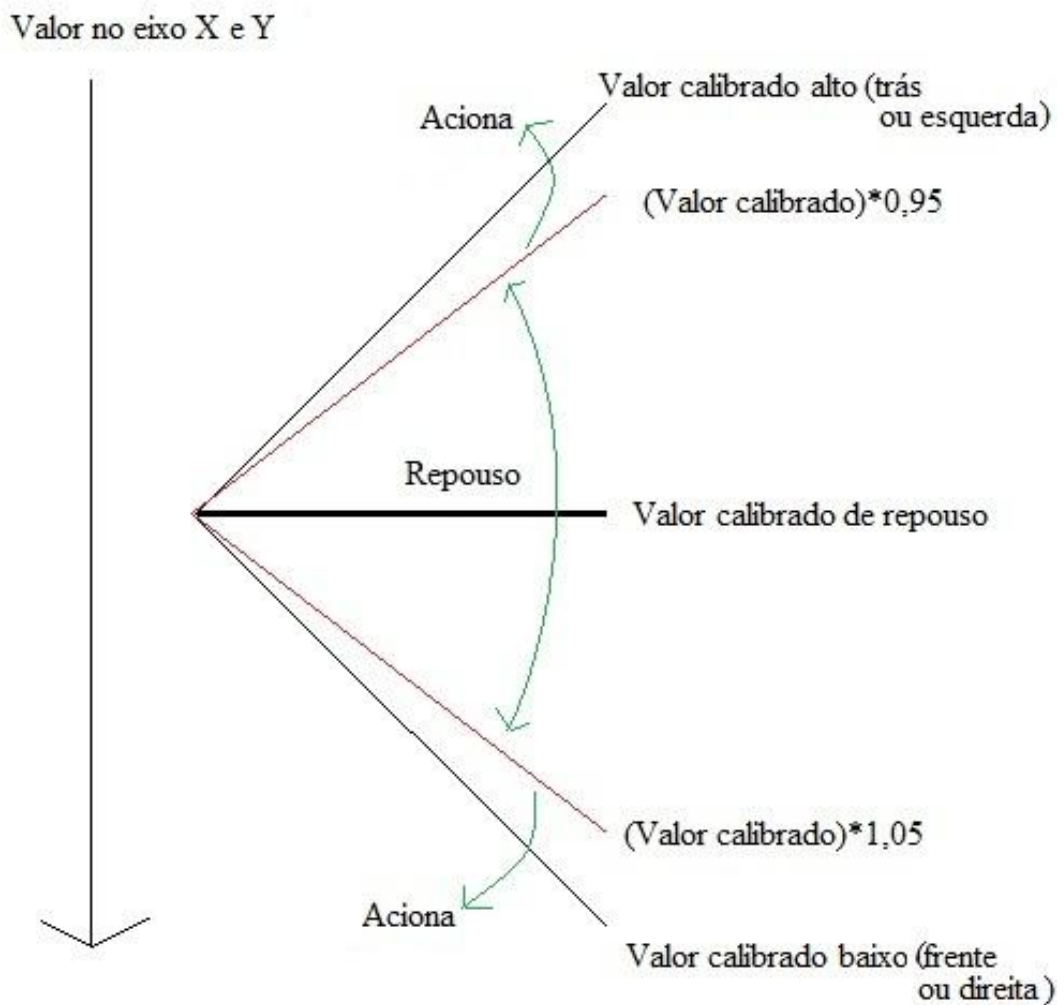
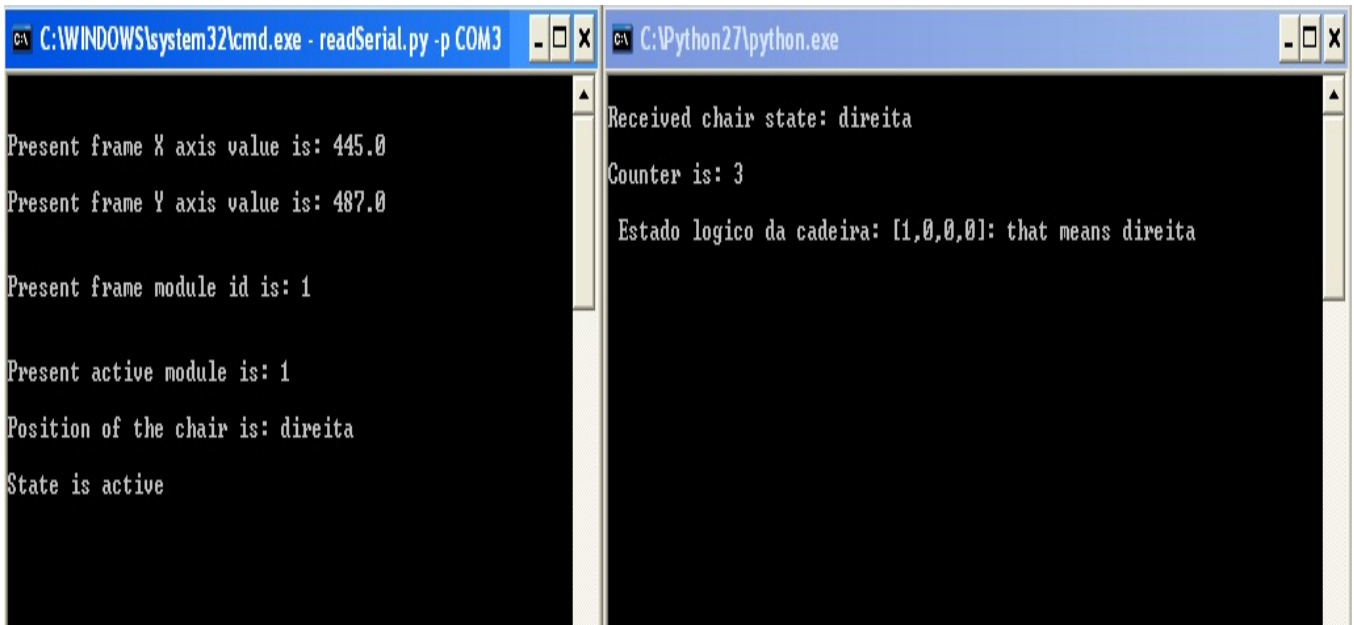


Figura 3.23 - Lógica de acionamento.



The image shows two side-by-side terminal windows. The left window is titled 'C:\WINDOWS\system32\cmd.exe - readSerial.py -p COM3' and displays the following text: 'Present frame X axis value is: 445.0', 'Present frame Y axis value is: 487.0', 'Present frame module id is: 1', 'Present active module is: 1', 'Position of the chair is: direita', and 'State is active'. The right window is titled 'C:\Python27\python.exe' and displays: 'Received chair state: direita', 'Counter is: 3', and 'Estado logico da cadeira: [1,0,0,0]: that means direita'.

```
C:\WINDOWS\system32\cmd.exe - readSerial.py -p COM3
Present frame X axis value is: 445.0
Present frame Y axis value is: 487.0
Present frame module id is: 1
Present active module is: 1
Position of the chair is: direita
State is active

C:\Python27\python.exe
Received chair state: direita
Counter is: 3
Estado logico da cadeira: [1,0,0,0]: that means direita
```

Figura 3.24 – Tela durante acionamento.



## 4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste tópico são demonstrados os resultados obtidos do trabalho juntamente com as discussões relevantes ao mesmo.

### 4.1. AUTONOMIA DO SISTEMA

Uma característica abordada quanto ao sistema de acelerometria sem fio foi a respeito de sua autonomia. No intuito de verificar o tempo de confiabilidade do sistema foi medida também a durabilidade da bateria. O interesse no ensaio era determinar quanto tempo a bateria colocada no dispositivo final permitiria o correto funcionamento do sistema. Para realizar esse ensaio carregou-se um dos dispositivos durante um período de aproximadamente 27h, após esse tempo ele foi colocado numa posição estática ao longo de todo o teste. Concomitantemente, foram medidos, em intervalos de 10 min, os valores de alimentação do sistema com o auxílio de um multímetro e anotados os valores dos eixos X e Y que o software apresentava. Executou-se o teste até o dispositivo parar de responder. O teste durou 2h e 24min (184min), a tensão inicial foi de 3,95 V e a final de 2,62 V. O resultado pode ser visto nas Figuras 4.1 e 4.2.

Durante o ensaio pode-se notar que em relação à leitura dos eixos X e Y ocorreu apenas uma leve alteração a partir de 150 min de teste, que se deve em virtude da alimentação do sistema estar entrando no valor crítico de funcionamento do sistema (tensão mínima necessária para os módulos XBee-Pro se comunicarem). Concluiu-se que o sistema apresenta uma confiabilidade de correto funcionamento de 150 min.

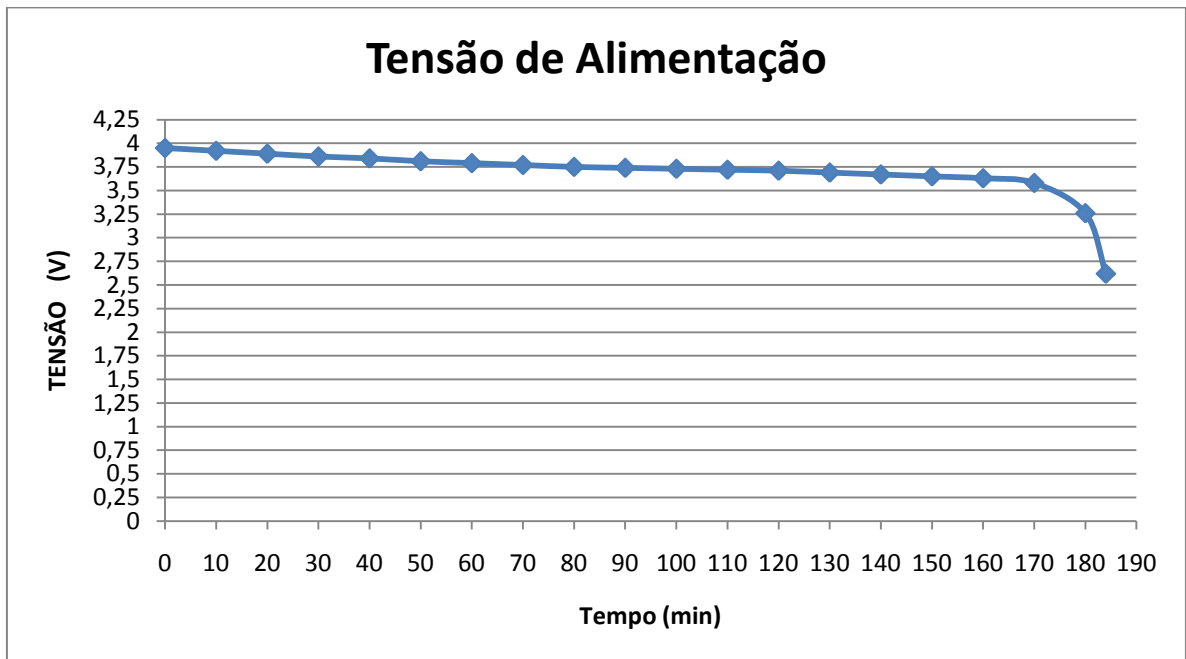


Figura 4.1 - Relação da tensão de alimentação do sistema com o tempo no teste de autonomia.

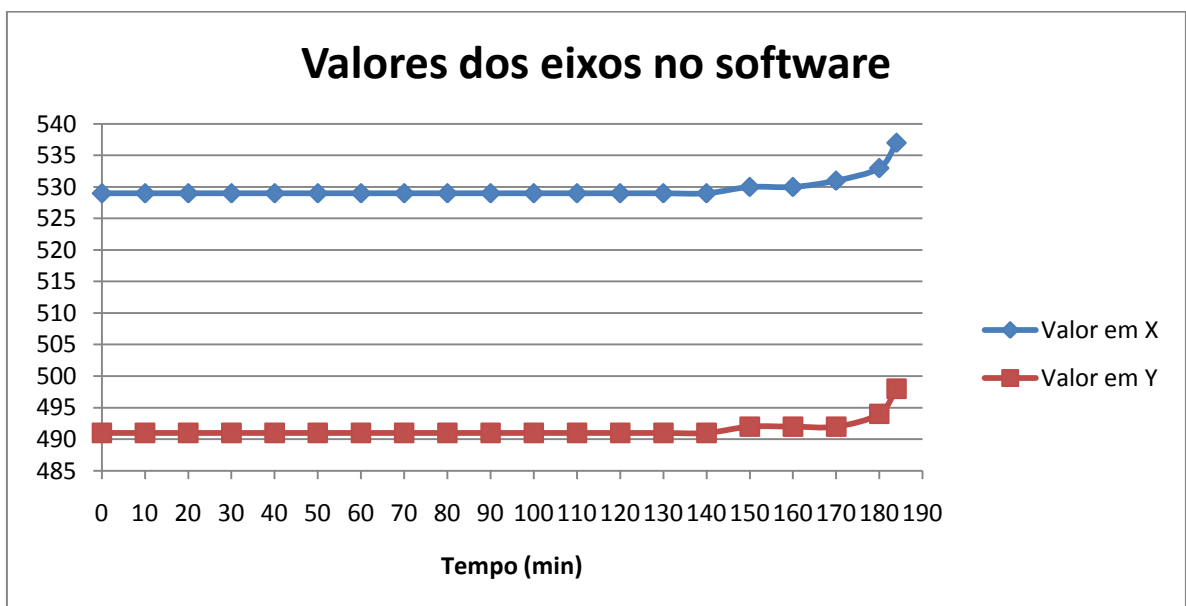


Figura 4.2 - Relação dos valores nos eixos X e Y com o tempo no teste de autonomia.

#### 4.2. LEITURA DA SERIAL E FORMATO DO PACOTE PADRÃO

Conforme referido, a leitura da porta serial virtual criada pela placa CON-USBBEE no computador foi a etapa primária de desenvolvimento do *software*. Esta etapa possui a importância e função de promover a abertura da porta serial virtual e receber de maneira correta os dados enviados pelos dispositivos finais que são tratados e manipulados nas outras etapas do *software* do sistema de acelerometria sem fio.

Para verificação, colocou-se um dos dispositivos finais para comunicar-se com o módulo coordenador e executou-se o *software* de leitura da serial para analisar se ele conseguiria abrir a porta serial e estaria recebendo de forma correta os pacotes que o dispositivo final enviaria.

Pode-se ver na Figura 4.3 que se executou o software com a linha de comando “python readSerial.py -p /dev/ttyUSB0 -D --debug --debug”, onde são fornecidos os parâmetros: “-p /dev/ttyUSB0” que indica a porta serial criada pela CON-USBBEE e “-D --debug --debug” que é a opção para mostrar os dados em formato hexadecimal. Há também a opção “-b” onde se coloca a *baudrate* (taxa de transmissão de dados), que tem como *default* o valor utilizado de 9600 bps. Essas e outras opções de parâmetros de comunicação serial podem ser vistas na Figura 4.4 quando se executa o programa seguido da opção “-h”. Pode visualizar-se na Figura 4.3 que se conseguiu abrir a porta serial e receber os dados de forma correta, ou seja, os 18 *bytes* que compõem o formato padrão da estrutura API (mostrada na Tabela 3.6) de cada pacote enviado pelos dispositivos finais.

```

rodotus@rodotus-desktop: ~/jereTcc/code/src
┌───┴───┐
rodotus@rodotus-desktop:~/jereTcc/code/src
$ python readSerial.py -p /dev/ttyUSB0 -D --debug --debug
--- Read XBee module on /dev/ttyUSB0: 9600,8,N,1 ---
--- Quit: Ctrl+] | Menu: Ctrl+T | Help: Ctrl+T followed by Ctrl+H ---
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3300010e00020e01ff02600e
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3300010e00020e020002610b
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3300010e00020e020002610b
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3300010e00020e020002600c
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3300010e00020e020002600c
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3400010e00020e020002600b
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3400010e00020e020002610a
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3400010e00020e020002610a
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3400010e00020e020002610a
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3400010e00020e020002600b
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3400010e00020e020002610a
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3400010e00020e020002610a
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3400010e00020e020002610a
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3400010e00020e020002610a
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3500010e00020e020002600a
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3400010e00020e020002610a
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3400010e00020e020002610a
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3400010e00020e020002600b
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3400010e00020e020002610a
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3400010e00020e020002610a

```

Figura 4.3 – Leitura da serial e formato padrão da estrutura API dos pacotes.

```

rodotus@rodotus-desktop:~/jereTcc/code/src
$ python readSerial.py -h
Usage: readSerial.py [options] [port [baudrate]]

readSerial - A simple terminal program for the serial port.

Options:
  -h, --help                show this help message and exit
  -p PORT, --port=PORT      port, a number or a device name. (deprecated option,
                             use parameter instead)
  -b BAUDRATE, --baud=BAUDRATE
                             set baud rate, default 9600
  --parity=PARITY           set parity, one of [N, E, O, S, M], default=N
  -e, --echo                enable local echo (default off)
  --rtscts                  enable RTS/CTS flow control (default off)
  --xonxoff                 enable software flow control (default off)
  --cr                      do not send CR+LF, send CR only
  --lf                      do not send CR+LF, send LF only
  -D, --debug               debug received data (escape non-printable chars)
                             --debug can be given multiple times: 0: just print
                             what is received 1: escape non-printable characters,
                             do newlines as unusual 2: escape non-printable
                             characters, newlines too 3: hex dump everything
  --rts=RTS_STATE           set initial RTS line state (possible values: 0, 1)
  --dtr=DTR_STATE          set initial DTR line state (possible values: 0, 1)
  -q, --quiet               suppress non error messages
  --exit-char=EXIT_CHAR    ASCII code of special character that is used to exit
                             the application
  --menu-char=MENU_CHAR    ASCII code of special character that is used to
                             control miniterm (menu)

```

Figura 4.4 - Opções da comunicação serial do software.

#### 4.3. REDE FORMADA PELOS MÓDULOS XBEE-PRO

Conforme mencionado, o sistema sem fio de acelerometria possui quatro módulos XBee-Pro em rede com uma topologia estrela, onde o coordenador fica conectado na placa CON-USBBEE no computador e outros três módulos são os dispositivos finais que ficam localizados no indivíduo.

Para se verificar que a rede estava funcionando, foram colocados os três dispositivos finais para transmitir dados simultaneamente. Então, executou-se o *software* de leitura da serial para ver se os pacotes de cada um dos três dispositivos finais chegariam corretamente ao coordenador, comprovando-se que a rede estava estabelecida e a topologia estrela corretamente configurada. Na Figura 4.5 é apresentado o resultado do teste de recepção de dados dos três módulos dos dispositivos finais.

```
rodotus@rodotus-desktop:~/jereTcc/code/src
$ python readSerial.py -p /dev/ttyUSB0 -b 9600 -D --debug --debug
--- Read XBee module on /dev/ttyUSB0: 9600,8,N,1 ---
--- Quit: Ctrl+] | Menu: Ctrl+T | Help: Ctrl+T followed by Ctrl+H ---
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83eeee2e00010e00020f01f20267f6
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83eeee3000010e00020d01ef0272ee
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83eeee2e00010e00020d01f1026ff1
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83cccc2400010e00007300d200b2ba
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83cccc2400010e00007300d300b3b8
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83cccc2400010e00007300d200b3b9
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3300010e00020f02000271fa
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3300010e00020f02000271f1
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3300010e00020f02000271fa
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3300010e00020f02000272ea
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83cccc2400010e00007300d200b3b9
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83cccc2400010e00007300d200b3b9
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83cccc2400010e00007300d200b3b9
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83eeee2e00010e00020901ec026efb
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83eeee2e00010e00021101f2026fec
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3300010e00020f02000271fa
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83dddd3300010e00020f02000274ba
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83cccc2400010e00007300d200b4b8
Frame received from serial has 18 bytes and is: 7e000e83cccc2400010e00007300d200b4b8
```

Figura 4.5 - Recepção de dados dos três módulos dos dispositivos finais.

Pode-se ver pela Figura 4.5 o correto funcionamento da rede, pois estão chegando ao coordenador (e repassados ao computador pela placa CON-USBBEE) pacotes de cada um dos três módulos XBee-Pro. Identifica-se cada módulo pela informação contida nos 2 *bytes* localizados nos *offsets* 4 e 5 que indicam o endereço fonte do remetente daquele pacote, como explicado na Tabela 3.6.

Visualiza-se destacado também na Figura 4.5 essa informação do endereço fonte do remetente de cada pacote, onde: “cccc” = módulo da cabeça, “dddd” = módulo da mão direita e “eeee” = módulo da mão esquerda”, conforme configurado na Tabela 3.5.

#### 4.4. TRANSMISSÃO E RECEPÇÃO DOS DADOS DOS ACELERÔMETROS

Conforme explicado anteriormente, os dispositivos finais desenvolvidos possuem um acelerômetro ADXL330 responsável por identificar a inclinação dos eixos x, y e z do membro o qual o dispositivo está localizado. Essa informação da posição do acelerômetro corresponde a um valor de tensão que é recebida pelo módulo XBee-Pro do mesmo dispositivo onde é feita a conversão desse sinal analógico de tensão para um sinal digital que é transferido via *wireless* para o módulo coordenador que repassa-o ao computador.

Era necessário ter a garantia de que a informação do acelerômetro estava chegando corretamente ao computador para ser tratado pelo *software* do sistema. Para isso executou-se o seguinte teste mostrado na Figura 4.6: um dispositivo final foi colocado em quatro posições quaisquer. A partir de então foram medidos no acelerômetro (com o auxílio do multímetro ICEL MD-1300 na escala de 2000 mV) a tensão de referência (alimentação do acelerômetro) e as tensões dos eixos X e Y (eixos utilizados no sistema). Ao mesmo tempo se analisava os valores dos eixos X e Y que estavam chegando ao *software*. Por tratar-se de valores analógicos e digitais, para poder efetuar a comparação foi necessário calcular os valores de tensão de X e Y medidos em seus equivalentes em nível digital. Para isso utilizou-se a

seguinte conversão: como o ADC dos módulos é de 10 *bits* os valores variam de 0 a 1023, então o valor de tensão de referência é proporcional a 1023, assim como o valor do eixo medido é proporcional ao valor digital dele que se está procurando. Por meio dessa lógica foi possível comparar se os valores dos acelerômetros que eram transmitidos eram corretamente recebidos. Na Tabela 4.1 pode-se ver com os resultados obtidos que erros relativos entre a tensão do acelerômetro no software e a calculada foram menores que 0,2%, o que provavelmente se deve a imprecisões de medição e ao erro referente ao intervalo de quantização intrínseco a conversão analógico-digital.



Figura 4.6 - Teste de transmissão e recepção dos valores dos acelerômetros.

Tabela 4.1 – Valores transmitidos e recebidos dos acelerômetros.

Posição	Eixo	Tensão digital do acelerômetro obtida pelo software	Tensão de referência medida (V)	Tensão do acelerômetro medida (V)	Tensão digital do acelerômetro calculada	Erro relativo entre tensão do acelerômetro no software e calculada (%)
A	X	530,14	3,14	1,62	529,16	0,19
	Y	492,17	3,14	1,51	491,30	0,18
B	X	592,67	3,11	1,81	593,73	0,18
	Y	489,06	3,11	1,48	488,15	0,19
C	X	525,42	3,18	1,64	525,98	0,11
	Y	591,23	3,18	1,84	591,92	0,12
D	X	513,78	3,18	1,60	514,40	0,12
	Y	393,82	3,18	1,23	394,40	0,15

#### 4.5. CALIBRAÇÃO E ACIONAMENTO

Para validação do sistema de calibração e acionamento executou-se um teste com um voluntário como pode ser visto na Figura 4.7. O teste consistiu em realizar o processo de calibração para os três dispositivos finais onde foram anotados os valores do software de cada posição da calibração. Lembrando-se que no software, o acionamento é calculado para ser executado quando são atingidos os valores de calibração multiplicados pelos coeficientes (0,95 para trás e esquerda e 1,05 para frente e direita).

Depois de o sistema ser calibrado, foram medidos com o auxílio de um multímetro os valores que iniciaram cada um dos quatro movimentos e depois convertidos para seu valor digital para poder efetuar a comparação. Na Tabela 4.2 são mostrados os resultados deste ensaio de calibração e acionamento.



Tabela 4.2 - Resultados do teste de calibração e acionamento.

Dispositivo Final	Posição	Eixo	Valor de calibração no software	Valor teórico para iniciar movimento	Valor medido que iniciou movimento	Erro relativo entre valor calibrado e valor medido que iniciou o movimento(%)
CABEÇA	Frente	Y	405,28	425,54	435,18	2,2
	Trás	Y	574,44	545,72	555,34	1,7
	Direita	X	440,52	462,55	470,90	1,7
	Esquerda	X	605,02	574,77	584,57	1,6
MÃO DIREITA	Frente	Y	401,13	421,19	424,98	0,89
	Trás	Y	580,45	551,43	561,51	1,8
	Direita	X	446,21	468,52	474,65	1,2
	Esquerda	X	609,17	578,71	584,32	0,96
MÃO ESQUERDA	Frente	Y	400,87	420,91	426,36	1,2
	Trás	Y	579,32	550,35	553,89	0,64
	Direita	X	444,95	467,20	471,84	0,98
	Esquerda	X	611,45	580,88	590,43	1,6

Pode-se verificar que o maior erro máximo encontrado relativo entre o valor teórico de acionamento e o valor medido (e convertido) que realizou o acionamento foi de 2,2%. É um erro pequeno e praticamente imperceptível ao usuário como se pode notar no ensaio e também pode ser justificado pela imprecisão na hora da medição e pela conversão dos valores analógicos para digitais.

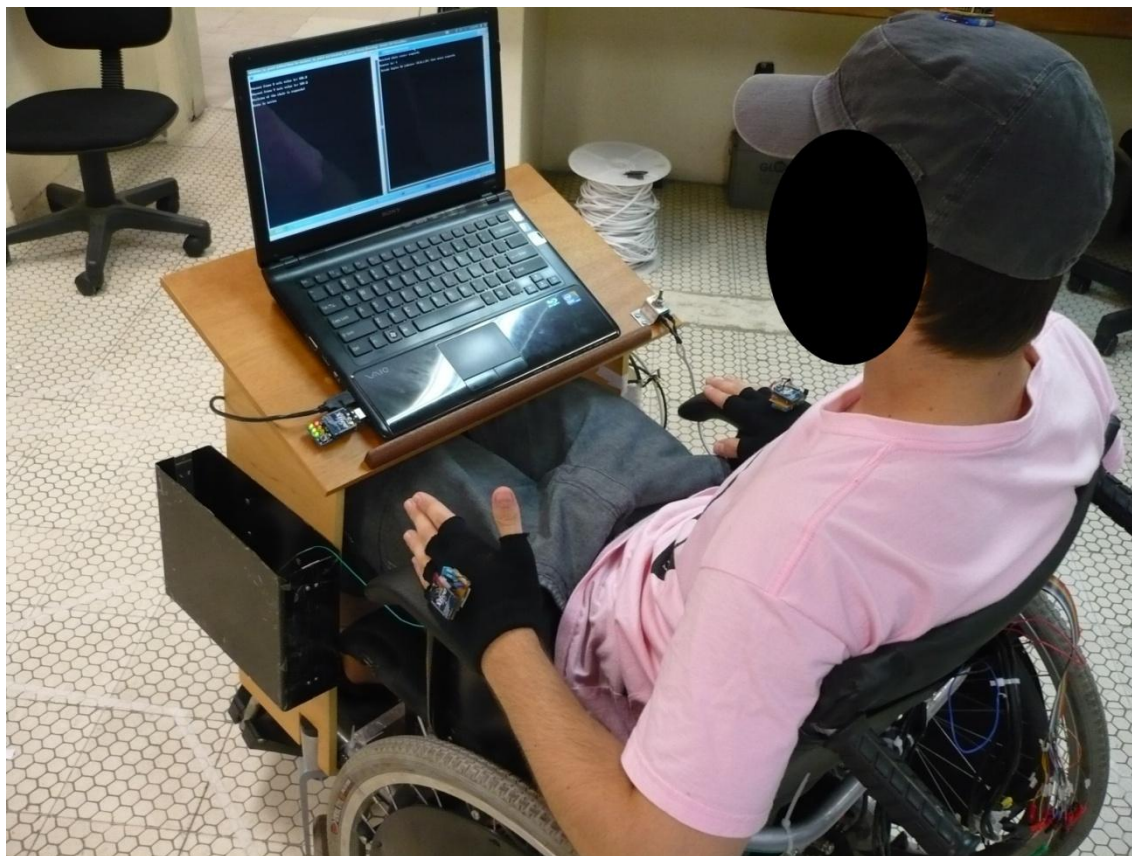


Figura 4.7 - Voluntário testando o sistema.

## 5. CONCLUSÕES

O objetivo estipulado inicialmente no desenvolvimento desse projeto foi alcançado. Desenvolveu-se um sistema de acelerometria sem fio de baixo custo composto por três dispositivos localizados na cabeça, mão direita e esquerda. Estes dispositivos, de acordo com a inclinação (frente, trás, direita e esquerda) dos membros onde estão localizados realizam-se os respectivos quatro movimentos (para frente, para trás, rotação direita e rotação esquerda) no acionamento de um protótipo de cadeira de rodas motorizada.

Esse projeto propiciou um grande crescimento e aprendizagem em diversas áreas, como acelerometria, rede de sensores, instrumentação biomédica, linguagem Python de programação, além do constante confronto e superação de obstáculos e problemas que surgiram ao longo do desenvolvimento do projeto.

O sistema como um todo se encontra funcional e pode ser utilizado por qualquer usuário pela sua liberdade devido à calibração que deve ser executada ao iniciar seu funcionamento. A característica de possuir alimentação embutida no dispositivo e comunicação sem fio permite o acionamento da cadeira sem limitantes, permitindo inclusive acioná-la estando distante da mesma.

Pode-se ver que o sistema obteve um correto funcionamento da rede em topologia estrela formada pelos módulos XBee-Pro. A transmissão e recepção dos dados dos acelerômetros mostraram erros menores que 0,20%, justificáveis pela conversão analógica digital. A etapa de calibração se mostrou válida, pois se verificou que o maior erro máximo encontrado relativo entre o valor teórico de acionamento e o valor medido (e convertido) que realizou o acionamento foi de 2,2%.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ITS BRASIL, Instituto de Tecnologia Social (2008). Cartilha "Tecnologia Assistiva nas escolas - Recursos básicos de acessibilidade sócio-digital para pessoas com deficiência"

IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística) - CENSO DEMOGRÁFICO 2000 - Características Gerais da População, Resultados da Amostra, 2000.

BERSCH, R. (2008). "Introdução à Tecnologia Assistiva". Disponível em: < <http://www.assistiva.com.br/Introducao%20TA%20Rita%20Bersch.pdf> >. Acessado em: setembro de 2011.

CNAT, 2005. Catálogo Nacional de Ajudas Técnicas, Secretariado Nacional para a Reabilitação e Integração das Pessoas com Deficiência (SNRIPD). Disponível em <<http://www.ajudastecnicas.gov.pt> > Acessado em setembro de 2011.

EUROPEAN COMMISSION - DGXIII - Empowering Users Through Assistive Technology, 1998. Disponível em < <http://www.siva.it/research/eustat/index.html> >. Acessado em: setembro de 2011.

ADA - American With Disabilities, Act 1994. Disponível em: < <http://www.resna.org/> >. Acessado em: setembro de 2011.

CAT, 2007- Ata da Reunião VII, de dezembro de 2007, Comitê de Ajudas Técnicas, Secretaria Especial dos Direitos Humanos da Presidência da República (CORDE/SEDH/PR). Disponível em < <http://portal.mj.gov.br/corde/> >. Acessado em: setembro de 2011.

BERSCH, RITA; SARTORETTO, MARA LÚCIA (2011). "Assistiva - Tecnologia e Educação", disponível em < <http://www.assistiva.com.br/tassistiva.html> >. Acessado em: setembro de 2011.

TENG, X. F.; ZHANG, Y. T. "M-health: trends in wearable medical devices", Chinese journal of medical instrumentation, Volume: 30, Issue: 5, Pages: 330-340 (2006)

BALBINOT, A.; BRUSAMARELLO, V. J. Instrumentação e Fundamentos de Medidas (Instrumentation and Measurement Fundamentals), Vol. II, Livros Técnicos e Científicos, Brazil, Rio de Janeiro, 658 pgs, 2007.

FIGUEIREDO, LÍGIA J.; GAFANIZ, ANA R.; LOPES, GUSTAVO S.; PEREIRA, RÚBEN - "Aplicações de Acelerômetros" (IAS 2007 – Instrumentação e Aquisição de Sinais - Monografia) Lisboa, Portugal, 19 Dezembro 2007.

MURAT, GULER & SENIZ, ERTUGRUL - Measuring and Transmitting Vital Body Signs Using MEMS Sensors, 2007.

RAYA, R.; ROA, J.O.; ROCON, E.; CERES, R.; PONS, J.L. - Wearable inertial mouse for children with physical and cognitive impairments. *Sensors and Actuators A: Physical*, Volume 162, Issue 2: Pages 248-259, August 2010.

CÔRREA, D; BALBINOT, A. Accelerometry for the motion analysis of the lateral plane of the human body during gait. *Health and Technology*, Volume 1, Number 1, Pages: 35-46, 2011.

FARAHANI, SHAHIN - *ZigBee Wireless Networks and Transceivers*. Editora Newnes, 2008.

GISLASON, DREW - *ZigBee Wireless Networking*. Editora Newnes, 2008.

IEEE 802.15.4 - *Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Low-Rate Wireless Personal Area Networks (WPANs)*, (2006)

KOENIG, D; CHIAMARONTE, S. MARILDA; BALBINOT, A. Wireless Network for Measurement of Whole-Body Vibration, *Sensors*, Volume: 8, Issue: 5, Pages: 3067-3081, 2008.

ANALOG DEVICES – “ADXL330 - Small, Low Power, 3-Axis  $\pm 3$  g iMEMS® Accelerometer”, Revision 0, 3/2006.