

## REDE DE ACELERÔMETROS PARA GERENCIAMENTO DE UMA CADEIRA DE RODAS

J. Dellagostin<sup>\*,\*\*</sup>, A. Schuck<sup>\*</sup> e A. Balbinot<sup>\*,\*\*</sup>

<sup>\*</sup>Universidade Federal do Rio Grande do Sul, DELET, Porto Alegre, Brasil

<sup>\*\*</sup> Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, PPGE, DELET, Porto Alegre, Brasil

e-mail: alexandre.balbinot@ufrgs.br, schuck@ufrgs.br

**Resumo:** Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema de acelerometria sem fio para acionamento de uma cadeira de rodas baseada na inclinação de membros do corpo humano. O princípio do sistema experimental desenvolvido consiste em realizar quatro movimentos com a cadeira de rodas de acordo com a informação transmitida, sem fio, da inclinação do membro do usuário. Os sensores utilizados para medir a inclinação, de membros do corpo humano, foram os acelerômetros triaxiais ADXL330, os módulos XBee-Pro para comunicação sem fio e alimentação por meio de bateria recarregável. O sistema desenvolvido apresentou resultados adequados, para a aplicação proposta, pois a transmissão e recepção dos dados dos acelerômetros apresentaram erros menores que 0,2%.

**Palavras-chave:** Tecnologia Assistiva, Acelerometria, Cadeira de Rodas.

**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 according to the information transmitted wirelessly from the inclination of the member user. The devices 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%.*

**Keywords:** *Assistive Technology, Accelerometry, Wheelchair.*

### Introdução

O percentual da população brasileira que apresenta algum tipo de deficiência física, cognitiva ou com determinadas necessidades especiais é considerável [1]. Estima-se que existam, no mundo inteiro, mais de 600 milhões de pessoas com deficiência. 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 [1-2]. Portanto, torna-se extremamente relevante a implementação de políticas públicas de inclusão de pessoas com

deficiência nos mais variados segmentos da sociedade e o desenvolvimento de Tecnologia Assistiva (TA).

Diversos dispositivos ou equipamentos destinados a TA utilizam sensores. Dentre esses sensores, pode-se destacar os acelerômetros utilizados para monitoramento dos movimentos do corpo humano. Sensores acelerômetros fornecem uma saída proporcional à aceleração, à vibração ou ao choque. Os acelerômetros são encontrados em diversos tamanhos e diferentes tecnologias. Existem também diversos tipos de encapsulamento, diferentes faixas de amplitude, diferentes faixas de frequência e eixos de medição [3]. Existe uma diversificada gama de finalidades e utilizações dos princípios da acelerometria da mesma forma que o uso de acelerômetros [3, 5]. Por exemplo, 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 [4-7].

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 [8]. 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. O padrão ZigBee foi desenvolvido com base nas especificações do padrão IEEE 802.15.4 [9].

Em função desses apontamentos, o presente trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de uma rede sem fio composta por três acelerômetros capacitivos para a medição da inclinação de determinadas regiões estratégicas do corpo humano com o objetivo de acionar uma cadeira de rodas utilizada por portadores de necessidades especiais.

### Materiais e métodos

A Figura 1 apresenta o diagrama de blocos do sistema proposto. O sistema foi desenvolvido com a proposta de leitura da inclinação de três regiões do corpo humano: cabeça, mão esquerda e mão direita. Vale ressaltar que devido ao procedimento de calibração na inicialização do sistema, a rede de acelerômetros

poderia ser localizada em outras regiões do corpo de acordo com a necessidade do usuário. Os módulos de acelerometria desenvolvidos são pequenos dispositivos sem fio compostos por transceptor, acelerômetro e bateria e permanecem constantemente capturando a medida da inclinação dos três eixos do membro no qual está localizado.

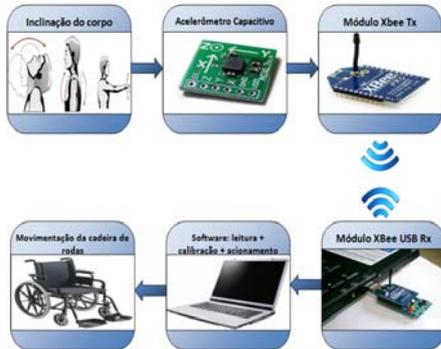


Figura 1: Diagrama de blocos do sistema proposto.

Essa informação da inclinação capturada pelo acelerômetro é passada para o módulo *wireless* XBeePro que realiza internamente a conversão analógico-digital dos dados. Para a comunicação destes dados digitais, os módulos transceptores XBeePro foram configurados de maneira a gerar uma topologia de rede estrela: existe um módulo XBee coordenador que captura as informações dos outros módulos e envia para o computador ao qual está conectado.

No computador encontra-se o programa para gerenciar este sistema. O programa desenvolvido, basicamente pode ser dividido em três etapas fundamentais: leitura da porta serial, calibração do sistema e acionamento da cadeira de rodas. Simplificadamente, é executado um laço de leitura da porta serial para recebimento e reconhecimento dos dados da rede de acelerometria enviados pelo módulo XBeePro Coordenador. Depois de identificados é iniciada a parte interativa com o 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 a cadeira pode realizar: para frente, para trás, rotação à esquerda e rotação à direita.

Foi selecionado um acelerômetro capacitivo triaxial ADXL330, com a funcionalidade de inclinômetro em conjunto com o módulo transceptor sem fio XBee-Pro IEEE802.15.4 com alimentação para ambos através de uma bateria de 4V unida ao sistema (chamado de dispositivo finais). Esses dispositivos finais são posicionados na cabeça, na mão esquerda e na mão direita do voluntário (ver Figura 2), conforme relatado anteriormente.



Figura 2: Foto do protótipo inicial.

Os dados relativos à inclinação, medidos pelo acelerômetro, são adquiridos pelo ADC do módulo XBeePro com um tempo de amostragem configurado de 10 ms. Esses dados são encapsulados em um pacote API que permite identificar o transceptor fonte e o destino. Este programa foi desenvolvido na linguagem Python em ambiente Linux e consiste de três módulos fundamentais: (a) leitura da porta serial; (b) calibração do sistema e (c) acionamento da cadeira de rodas. A rotina desenvolvida adquire as informações de tensão do acelerômetro convertidas digitalmente pelo módulo XBeePro referentes às cinco posições avaliadas neste projeto: repouso; inclinação para frente; inclinação para trás; inclinação para direita e inclinação para esquerda.

Portanto, esses movimentos de inclinação serão os movimentos que irão acionar a cadeira de rodas de acordo com a seguinte lógica: (a) inclinando-se para frente altera-se o valor do eixo Y do acelerômetro para um valor menor que sua posição de repouso; (b) inclinando-se para trás altera-se o valor do eixo Y para um valor maior que sua posição de repouso; (c) inclinando-se para direita altera-se o valor do eixo X para um valor menor que sua posição de repouso; (d) inclinando-se para esquerda altera-se o valor do eixo X para um valor maior que sua posição de repouso. O fluxograma simplificado e a lógica de funcionamento do acionamento encontram-se nas Figuras 3 e 4.



Figura 3: Lógica de acionamento.

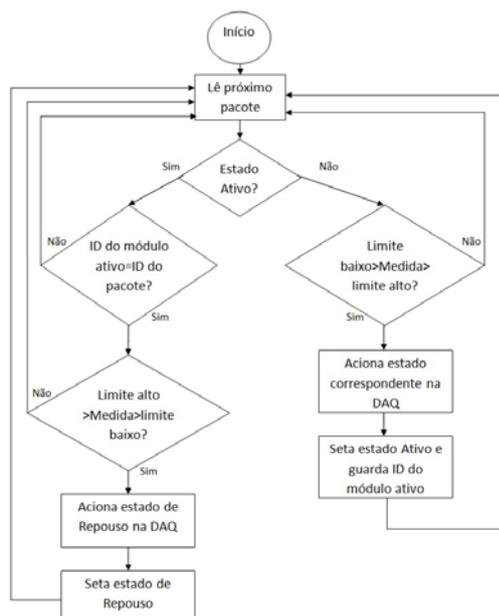


Figura 4: Fluxograma simplificado de acionamento.

## Resultados

Uma característica importante do sistema proposto é sua autonomia que é dependente da bateria utilizada. Foram realizados diversos ensaios para verificar a autonomia do sistema e comparar com os cálculos obtidos. Um dos ensaios consistiu em carregar um dos dispositivos durante um período de aproximadamente 27 h, 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. Executou-se o teste até o dispositivo parar de responder e durou 2h24min (184 min) condizentes com os cálculos iniciais deste projeto. Portanto, comparando-se os diversos resultados, dos ensaios experimentais, é possível afirmar que este sistema pode ser utilizado continuamente durante 150 minutos.

Para verificar que a rede estava funcionando, foram colocados os três dispositivos finais para transmitir dados simultaneamente. Então, executou-se o programa de leitura da porta serial para verificar 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.

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 elétrica que é recebida pelo módulo XBee-Pro. Neste mesmo dispositivo é realizada a conversão do sinal analógico de tensão para um sinal digital que é transferido via *wireless* para o módulo coordenador que transfere essa informação ao

computador.

Para garantir que a informação do acelerômetro foi transmitida corretamente ao computador (para posteriormente ser processado pelo programa responsável pelo tratamento e acionamento da cadeira de rodas) foi elaborado o seguinte teste: cada um dos dispositivos finais foi posicionado em quatro posições pré-estabelecidas. Em seguida foram medidas as tensões de saída, de cada eixo do acelerômetro, e a tensão elétrica de alimentação do correspondente acelerômetro. A Tabela 1 apresenta os resultados obtidos cujo erro relativo é menor que 0,2 e se deve a imprecisões do procedimento de medição e ao erro referente ao intervalo de quantização intrínseco a conversão analógico-digital.

Tabela 1 – Valores transmitidos e recebidos dos acelerômetros.

| Posição | Eixo | Tensão digital do acelerômetro no 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                            | 1,624                             | 529,09                                   | 0,1979   |
|         | Y    | 492,17                                     | 3,14                            | 1,508                             | 491,30                                   | 0,1770   |
| B       | X    | 592,67                                     | 3,11                            | 1,805                             | 593,73                                   | 0,1793   |
|         | Y    | 489,06                                     | 3,11                            | 1,484                             | 488,15                                   | 0,1874   |
| C       | X    | 525,42                                     | 3,18                            | 1,635                             | 525,98                                   | 0,1058   |
|         | Y    | 591,23                                     | 3,18                            | 1,840                             | 591,92                                   | 0,1173   |
| D       | X    | 513,78                                     | 3,18                            | 1,599                             | 514,40                                   | 0,1196   |
|         | Y    | 393,82                                     | 3,18                            | 1,226                             | 394,40                                   | 0,1475   |

Para validação do sistema de calibração e acionamento executou-se um teste com um voluntário. O teste consistiu em calibrar os três dispositivos posicionados nos membros do corpo humano. Depois da calibração foram medidos os valores que iniciaram cada um dos quatro movimentos e depois convertidos para seu valor digital para a devida comparação. A Tabela 2 apresenta os resultados deste ensaio de calibração e acionamento.

Tabela 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                             | 2,21  |
|                   | Trás     | Y    | 574,44                          | 545,72                               | 555,34                             | 1,73  |
|                   | Direita  | X    | 440,52                          | 462,55                               | 470,90                             | 1,78  |
|                   | Esquerda | X    | 605,02                          | 574,77                               | 584,57                             | 1,68  |
| MÃO DIREITA       | Frente   | Y    | 401,13                          | 421,19                               | 424,98                             | 0,89  |
|                   | Trás     | Y    | 580,45                          | 551,43                               | 561,51                             | 1,80  |
|                   | Direita  | X    | 446,21                          | 468,52                               | 474,65                             | 1,29  |
|                   | Esquerda | X    | 609,17                          | 578,71                               | 584,32                             | 0,96  |
| MÃO ESQUERDA      | Frente   | Y    | 400,87                          | 420,91                               | 426,36                             | 1,28  |
|                   | 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                             | 1,62  |

Pode-se verificar que o erro máximo relativo encontrado foi de 2,21% que para esta aplicação pode

ser considerado pequeno e praticamente imperceptível ao usuário, pois não altera de forma alguma os movimentos executados pela cadeira de rodas.

for Low-Rate Wireless Personal Area Networks (WPANs), (2006).

## Conclusão

O objetivo estipulado neste projeto foi alcançado, pois foi desenvolvido um sistema de acelerometria, sem fio, de baixo custo, que é 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, gerenciam quatro movimentos da cadeira de rodas motorizada: frente, trás, rotação direita e rotação esquerda. O sistema apresentou um correto funcionamento da rede em topologia estrela formada pelos módulos XBeePro. A transmissão e recepção dos dados dos acelerômetros apresentaram erros menores que 0,2% e o maior erro relativo entre o valor teórico de acionamento e o valor medido foi de 2,21%.

## Agradecimentos

Agradecimentos ao CNPq pelo suporte financeiro ao projeto.

## Referências

- [1] ITS Brasil, Instituto de Tecnologia Social. Cartilha Tecnologia Assistiva nas escolas - Recursos básicos de acessibilidade sócio-digital para pessoas com deficiência, 2008.
- [2] IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística). Censo Demográfico 2000: Características Gerais da População, Resultados da Amostra, 2000.
- [3] Balbinot, A., Brusamarello, V.J. Instrumentação e Fundamentos de Medidas (Instrumentation and Measurement Fundamentals), Volume II, Livros Técnicos e Científicos, Brasil, Rio de Janeiro, 658 pgs, 2007.
- [4] Figueiredo, L.J.; Gafaniz, A.R.; Lopes, G.S.; Pereira, R. Aplicações de Acelerômetros (IAS2007: Instrumentação e Aquisição de Sinais - Monografia) Lisboa, Portugal, 19 Dezembro 2007.
- [5] Murat, G., Seniz, E. Measuring and Transmitting Vital Body Signs Using MEMS, Sensors, 2007.
- [6] Côrrea, D.; Balbinot, A. Accelerometry for the motion analysis of the lateral plane of the human body during gait, Health Technology, 1, 1, pg. 35-46, 2011.
- [7] Koenig, D; Chiamonte, S.M.; Balbinot, A. Wireless Network for Measurement of Whole-Body Vibration, Sensors, 8, 5, pg. 3067-3081, 2008.
- [8] Farahani, S. ZigBee Wireless Networks and Transceivers. Editora Newnes, 2008.
- [9] IEEE 802.15.4 - Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications