

# CADEIRA DE RODAS ROBÓTICA COM INTERFACE DE COMUNICAÇÃO POR PDA COMANDADA POR SINAIS CEREBRAIS

ANDRÉ FERREIRA\*, RAFAEL L. SILVA\*, TEODIANO F. BASTOS FILHO\*, MÁRIO SARCINELLI FILHO\*

\**Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo - UFES  
Av. Fernando Ferrari, 514 — 29075-910 Vitória-ES, Brasil*

Emails: {andrefer, rafael, tfbastos, mario.sarcinelli}@ele.ufes.br

**Abstract**— A system that allows a person with hard neuromotor injury chooses symbols in a PDA using only electroencephalography (EEG) is reported here. Through this method the user is able to elicit states and needs like sleep, thirst and hunger; write texts using an alpha-numeric keyboard and also command a robotic wheelchair. The EEG patterns used are Event-Related Synchronization and Desynchronization (ERS and ERD, respectively) occurring in alpha band of occipital region of the brain. The acquisition system is described and experimental results are shown.

**Keywords**— Brain Computer Interfaces (BCI), Autonomous Wheelchair, Electroencephalography (EEG), Personal Digital Assistant (PDA).

**Resumo**— Neste trabalho é apresentado um sistema que permite a uma pessoa com grave deficiência neuromotora escolher símbolos em um PDA utilizando somente sinais eletroencefalográficos (EEG). Através desta escolha, o usuário pode externar suas necessidades ou estados, tais como sono, sede e fome; escrever textos em um teclado alfa-numérico e também comandar uma cadeira de rodas robótica. Os padrões de EEG utilizados são a sincronização e dessincronização relacionadas a eventos (ERS e ERD, respectivamente) manifestados na banda alfa da região occipital do cérebro. O sistema de aquisição é descrito e resultados experimentais são mostrados.

**Palavras-chave**— Interfaces Cérebro-Computador (ICC), Cadeira de Rodas Autônoma, Eletroencefalografia (EEG), Assistente Digital Pessoal (PDA).

## 1 Introdução

Pessoas com deficiência motora enfrentam diversos problemas no que se refere à mobilidade nas instalações públicas e domiciliares. Quando o usuário possui a capacidade de manipulação intacta, ele pode se utilizar de um *joystick* para controlar uma cadeira de rodas motorizada. Entretanto, quando este indivíduo possui mobilidade muito reduzida ou nula, tal como é o caso de tetraplégicos ou aqueles com tumores na medula espinhal, ele pode passar o resto de sua vida em completo estado de dependência social (Casseiro and Arce, 2004).

Quando a deficiência é causada por Neuropatias Motoras – em especial Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA) – os problemas vão muito além da falta de mobilidade e dependência social. O indivíduo atrofia gradativa e cronicamente a capacidade de comunicação, de expressar quaisquer desejos, sentimentos ou necessidades. Ainda que a medicina atual seja capaz de prolongar a vida dessas pessoas com drogas avançadas, o paciente permanece prisioneiro de seu próprio corpo, não possuindo qualquer qualidade de vida. Frustração, ansiedade e depressão são sentimentos incorporados ao cotidiano destes pacientes (Borges, 2003).

A tecnologia assistiva pode contribuir através da criação de dispositivos que utilizem sinais biológicos para maximizar as capacidades comunicativas deste indivíduo, uma vez que a deformação e degeneração das células musculares características da ELA não afetam aspectos cognitivos

(J. Hori, 2004). Enquanto o paciente detém um bom controle dos músculos do rosto, o sinal de comando pode ser gerado através da piscada de olhos. Contudo, o avanço da doença o impossibilita de controlar confiavelmente suas piscadas. Assim, uma fonte de sinais biológicos útil em estágios avançados da doença é o cérebro e, através de ondas elétricas captadas na superfície da cabeça, processo denominado eletroencefalografia (EEG), é possível encontrar padrões e associá-los a determinadas ações (Wolpaw et al., 2002; Millán et al., 2003).

Tendo o EEG como sinal de entrada do sistema em questão, neste trabalho desenvolveu-se uma Interface Cérebro-Computador (ICC) capaz de interpretá-lo e interagir com um PDA (do inglês, *Personal Digital Assistant*) e também com uma cadeira de rodas motorizada. Essa interface possibilita um canal de comunicação do cérebro do operador com o mundo, além de permitir o controle da cadeira. A interface desenvolvida é baseada em (Ferreira et al., 2006; Frizzera-Neto et al., 2006).

A estrutura da ICC desenvolvida e a interação com o ambiente ao seu redor são apresentadas na Figura 1. Depois que o sinal é adquirido através de eletrodos, passa por uma etapa de condicionamento e por uma conversão analógico-digital. No computador, o sinal é filtrado para a banda de interesse (8 a 13 Hz) na fase de pré-processamento. A variância do sinal é a característica extraída e entregue ao classificador. Baseado em um limiar ajustável, o classificador identifica a vontade, ou

não, do operador de selecionar o símbolo apresentado pelo PDA. Em caso afirmativo, uma interface de comunicação consulta o PDA e envia essas informações para o módulo seguinte, responsável por gerar os sinais de controle necessários para que a cadeira execute a tarefa desejada. O laço de realimentação é fechado através do operador (bio-realimentação).

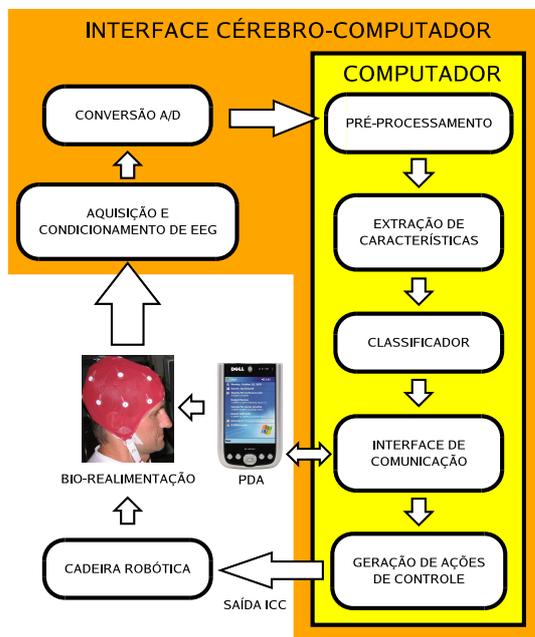


Figura 1: Estrutura da ICC.

O PDA embarcado na cadeira de rodas atua como interface gráfica, contendo as possíveis opções de escolha pelo usuário, tais como o sentido de movimento da cadeira, expressar sentimentos e necessidades ou realizar comunicação em forma de texto. As alternativas que o PDA oferece são selecionadas através de um sistema de varredura automática de linhas e colunas. Essa interface informa cada opção escolhida através de um reproduzidor de voz, facilitando a comunicação com membros do convívio.

A estrutura geral do sistema desenvolvido é apresentada na Seção 2. O sistema de aquisição e as técnicas utilizadas no processamento do sinal de EEG são mostrados na Seção 3, seguidos por uma descrição da plataforma do PDA (Seção 4). Por fim, são apresentados resultados experimentais (Seção 5) bem como a análise dos resultados e a conclusão do trabalho (Seção 6).

## 2 Estrutura do Sistema Desenvolvido

Além da cadeira motorizada propriamente dita, o sistema desenvolvido conta com uma placa para acionamento dos motores e recebimento de dados provenientes dos sensores (*encoders*, sonares, RFID, infravermelho, magnético e ZigBee); um mini-PC embarcado para processamento de EEG

e comunicação com o PDA; e uma placa microcontroladora (baseada no CI MSP430 da Texas Instruments, Inc.) para interfacear os sensores com o mini-PC, além do controle de velocidade dos motores. A Figura 2 ilustra como os componentes estão interligados.

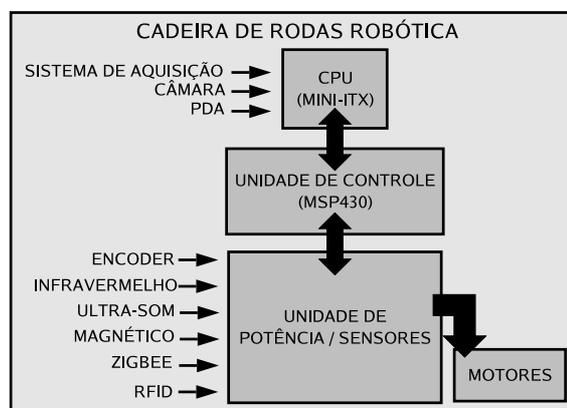


Figura 2: Estrutura do sistema desenvolvido.

O sensor magnético detecta a proximidade de uma porta através de uma tarja metálica fixada no solo. Neste instante, o sistema de controle é desativado para que um sistema de controle autoguiado entre em funcionamento, fazendo com que a cadeira de rodas siga, em segurança, o caminho formado pela tarja metálica através das portas.

RFID (do inglês, *Radio-Frequency Identification*) é um método de identificação automático em que um leitor RFID (módulo ativo) acessa a informação contida em um cartão RFID (módulo passivo) através de ondas de rádio. Os módulos passivos de RFID se localizam nos marcos de portas, o que permite que, ao passar por uma porta, o sistema de controle da cadeira faça a leitura do cartão identificador, calibrando a odometria e eliminando os erros acumulados até aquele instante, erros estes derivados de folgas e deslizamentos, principalmente durante a realização de curvas.

O ZigBee é utilizado pelo sistema a bordo da cadeira de rodas para comunicação com sensores instalados no ambiente, de forma a se ter a informação de sua localização em cada momento, propiciando redundância, em conjunto com o sistema odométrico, para correção de erros de localização.

O mini-PC (mini-ITX) utilizado é um computador de dimensões e consumo de energia inferiores aos de PCs convencionais, voltado para aplicações embarcadas. Possui um processador de 1 GHz e 1 GB de RAM voltados para algoritmos envolvendo técnicas de processamento e análise de sinais com maior demanda computacional. A comunicação entre PDA e mini-ITX é realizada através de uma porta serial, enquanto a interface com o sistema de aquisição de sinais biológicos ocorre pela porta paralela, ainda que os dados sejam transmitidos de forma serial. Após o re-

cebimento dos dados, o mini-ITX é responsável pelo pré-processamento, extração de características, classificação e geração do sinal de controle.

### 3 Aquisição e Processamento

O sistema de aquisição de EEG é formado por uma placa de condicionamento de sinais e uma segunda, baseada no CI AD7716 da Analog Devices, para digitalização e filtragem do sinal.

A placa de condicionamento de sinal possui dois canais de aquisição que podem ser ligados de forma bipolar, formando um único par, ou de forma unipolar, onde cada canal é amostrado de forma independente em relação à referência. Um terceiro eletrodo é utilizado como referência para saída do amplificador e é conectado ao lóbulo da orelha direita do operador.

Um filtro passa-altas ajustado para 0,1 Hz evita a saturação dos amplificadores devido ao sinal contínuo do acoplamento existente entre o eletrodo e a pele. Um filtro Butterworth passa-baixas de quarta ordem atuando em 32 Hz limita a banda de frequência para a faixa de EEG e diminui a influência de artefatos de rede. Artefatos são ruídos e distúrbios que contaminam o sinal em estudo, podendo ser originados de diferentes formas, a saber, artefatos musculares, cardíacos, de ordem técnica (ruído da rede elétrica, mau contato dos eletrodos), entre outros. Um circuito de *Body Driver* é utilizado nesta placa com o intuito de reduzir a influência dos artefatos de rede (Webster, 1998). Exigências de alta impedância de entrada, altas taxas de rejeição de modo comum e baixo nível de ruído são atendidas pelo circuito de condicionamento, de modo que se aproximem ao máximo das características desejadas para um eletroencefalógrafo (Cooper and Helfrick, 1991). O ganho deste circuito é ajustável e está dividido em dois estágios.

A segunda parte do sistema de aquisição utiliza o AD7716, que é um módulo de processamento de sinais para sistemas de aquisição de dados. Possui resolução de 22 bits e quatro canais de conversão A/D. Um filtro passa-baixas digital é implementado no próprio circuito integrado, com frequências de corte selecionáveis em 36,5 Hz, 73 Hz, 146 Hz, 292 Hz e 584 Hz. A frequência de amostragem utilizada é 140 Hz e o passa-baixas é ajustado para 36,5 Hz. Depois de digitalizado e filtrado (*Kaiser window*, vide Figura 3), o sinal é enviado ao PC pela porta paralela.

O padrão de interesse no sinal de EEG é muito importante para escolha dos métodos de análise e processamento (Lehtonen, 2003). Neste trabalho são utilizados os padrões de sincronização e dessincronização relacionadas a eventos (ERS e ERD, respectivamente). Eles são caracterizados por alterações no nível de energia do sinal de EEG em uma dada banda de frequência, onde o au-

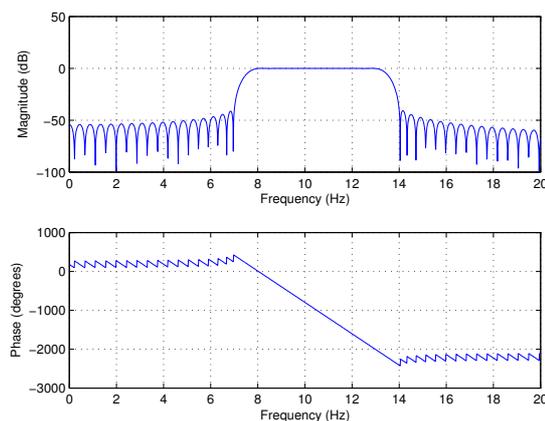


Figura 3: Resposta do filtro (8 a 13 Hz).

mento desta energia caracteriza um ERS e uma diminuição caracteriza um ERD (Pfurtscheller and da Silva, 1999). A banda de frequência utilizada para detecção desses padrões é a banda alfa (8 a 13 Hz) e os sinais são coletados na região occipital da cabeça, através de eletrodos posicionados em  $O_1$  e  $O_2$ , de acordo com o Sistema Internacional 10-20 (vide Figura 4).

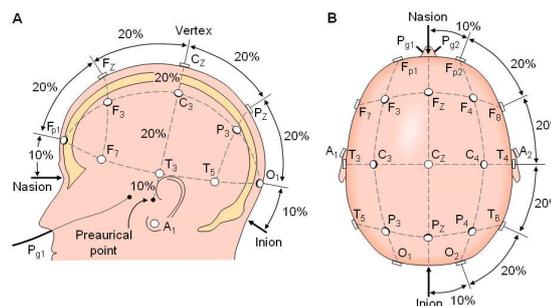


Figura 4: Sistema Internacional 10-20, onde se podem ver as localizações  $O_1$  e  $O_2$ , nas quais são colocados os eletrodos para aquisição dos sinais cerebrais.

Um operador com os olhos abertos (existência de excitação visual e concentração) mantém o ritmo alfa em estado de baixa energia. Quando os olhos são fechados (ausência de excitação visual e relaxamento), há um acréscimo acentuado desta energia, caracterizando um ERS. A observação da variância do sinal filtrado propicia a detecção dessas mudanças de estado no sinal de EEG, como mostrado na Figura 5.

O segundo gráfico na Figura 5 é gerado através de uma janela móvel (avanços de 1 amostra) com  $N = 280$  amostras ( $N$  é o número de amostras do conjunto e é determinado empiricamente) do sinal de EEG filtrado ( $x_k$ ), para a qual a variância é calculada por  $\sigma^2 = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (x_k - \mu)^2$  e a média  $\mu$  é dada por  $\mu = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k$ .

A variância é utilizada como entrada em um classificador baseado em limiar. Assim, é possível identificar o desejo de seleção de um determinado símbolo por parte do operador. Uma requisição é, então, enviada ao PDA via conexão serial, que retorna a informação sobre a ação desejada pelo operador. O mini-PC de bordo calcula os sinais de controle necessários para realização da tarefa escolhida e os envia para o módulo de controle de baixo nível da cadeira.

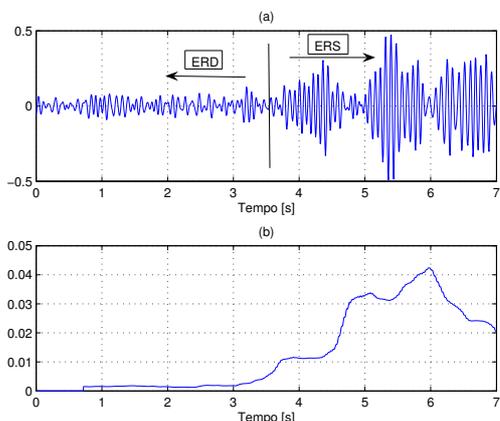


Figura 5: (a) Sinal de EEG filtrado e indicações de ERD e ERS. (b) Aumento da variância na presença de um ERS.

#### 4 PDA

O PDA utilizado na cadeira é um modelo da DELL – o Axim X50, embarcado com Windows Mobile 2003. Apresenta como características um display de 3,5 polegadas, processador de 520 MHz e memória de 64 MB para o sistema. A comunicação entre o aparelho e o mini-PC é realizada de forma serial, onde o circuito integrado MAX232 atua como conversor entre os níveis de tensão TTL do PDA e RS-232 do computador.

O programa embarcado no PDA é denominado CRR, sigla referente a *Controle de Cadeira de Rodas Robótica* e foi desenvolvido em *eMbedded Visual C++ 3.0*. O *software* é dotado de uma interface bem simples, de maneira que qualquer usuário seja capaz de manuseá-lo, no que diz respeito à seleção das opções. Embora a simplicidade dificulte a presença de estruturas flexíveis e personalizáveis, ela garante ao usuário controle sobre o *software* e maior confiança, minimizando a frustração gerada pela necessidade de auxílio externo.

O programa é iniciado na tela PRINCIPAL, de onde é possível navegar para todas as alternativas que o programa oferece. É possível ao usuário comunicar-se através de voz artificial, demonstrar sentimento ou estado de saúde e guiar a cadeira por movimentos específicos em qualquer ambiente. Todas essas opções possuem saída de voz através

de alto-falantes existentes na cadeira de rodas. A Figura 6 apresenta a tela principal do programa.



Figura 6: Tela PRINCIPAL do programa CRR.

O usuário seleciona os itens do PDA, dispostos em forma matricial, auxiliado por um sistema de varredura automática. Cada linha permanece pré-selecionada por um tempo, até que o usuário confirme ao sistema sua intenção de seleção. Após a escolha da linha, o processo se repete para coluna. Uma desvantagem do sistema de varredura é a baixa taxa de transmissão de dados, por exemplo, em uma tela de escrever palavras.

A tela ESTADO, possui função de comunicação interpessoal. Ela disponibiliza ao usuário opções que indicam situações específicas às pessoas ao redor, sendo que em algumas delas, como BANHEIRO, DOR, COCEIRA, etc., o tempo de aviso é fator crucial. Embora todos os itens desta tela possam ser avisados em TEXTO, esse modo de escolha é muito mais rápido do que escrever o estado letra por letra, além da necessidade de serem avisados imediatamente. Todas as situações são mostradas na Figura 7.

A tela TEXTO, exibida na Figura 7, possibilita ao usuário um meio de comunicação direto, através de um alto-falante, com pessoas ao seu redor, através da inserção de letras e números. É possível demonstrar mais especificamente sentimentos e desejos, dividir experiências ou agradecer. Embora seja um processo de comunicação lento, ainda assim possibilita um canal de comunicação através de voz artificial, capacidade essa atrofiada com o passar do tempo em pacientes portadores de ELA.

A tela MOVIMENTO permite ao usuário movimentar-se em qualquer tipo de ambiente, estruturado ou não. As opções são mostradas na Figura 7 e funcionam como comandos enviados diretamente aos motores da cadeira, possibilitando deslocamento independente. A opção FRENTE consente ao usuário andar para frente o tempo que lhe for necessário, e é o mais utilizado dentre todas as opções. Em ambientes externos é muito comum o uso de GIRAR ESQ e GIRAR DIR, que

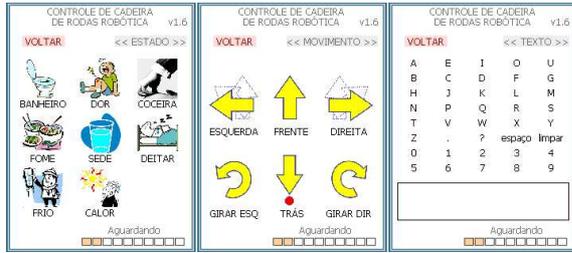


Figura 7: Telas ESTADO, MOVIMENTO e TEXTO do programa CRR.

permitem ao usuário girar à esquerda e à direita, respectivamente, um ângulo arbitrado por ele. Em ambientes internos, tais como hospitais, edifícios e residências, ESQUERDA, DIREITA e TRÁS, são muito usados e possibilitam curvas de 90° para a esquerda, 90° para a direita e um pequeno deslocamento pré-determinado para trás, respectivamente. A presença deste último caso é explicada pelas situações em que a cadeira entra em um ambiente estreito. O retorno seria impossível através de um giro inicial de 180°, em função do pequeno espaço lateral e da dimensão e forma da cadeira. Apenas um pequeno deslocamento fixo é permitido ao usuário por questões de segurança, evitando que este tente navegar para trás, cuja visibilidade é nula.

## 5 Experimentos

A Figura 8 apresenta um usuário testando o sistema completo. O procedimento de preparação do usuário consiste em uma breve limpeza do local onde os eletrodos serão aplicados, a saber posições  $O_1$  e  $O_2$ , além do lóbulo da orelha direita do usuário, onde o eletrodo de referência é conectado. Gel ou pasta para EEG são aplicados entre o eletrodo e a pele para diminuição da impedância.

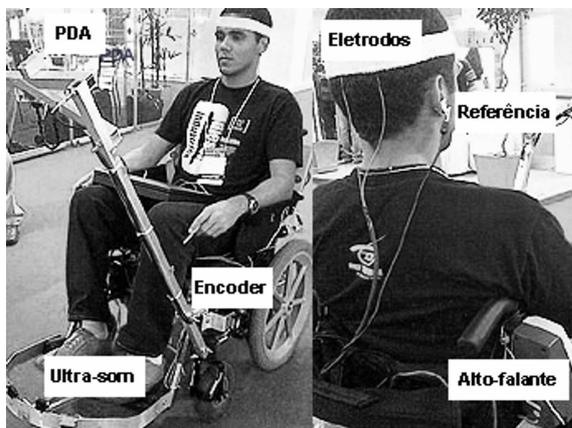


Figura 8: Experimento com a cadeira.

A Figura 9 ilustra a tela principal do *software* desenvolvido *EletoBio* com os sinais adquiridos e

processados. O sinal que chega ao PC é apresentado na janela superior. A janela intermediária contém o sinal filtrado e, na última janela, é mostrada a evolução temporal da variância do sinal filtrado. É permitido ao usuário alterar escalas dos sinais, ajustar a zona morta da variância, dentre outros. É também apresentado ao usuário o estado em que o sistema se encontra, seja um ERD ou ERS.

A análise da banda alfa, através do sinal filtrado entre 8 e 13 Hz e da variância deste sinal filtrado, mostra claramente os instantes em que o usuário está com os olhos fechados (variância alta) e deseja selecionar o comando apresentado pelo PDA. Esses instantes são os estados de alta energia do sinal. As transições de estado são detectadas através de um classificador baseado em limiar (Seção 3). Uma zona morta ajustável é acrescentada ao classificador, impedindo que pequenas mudanças nos valores da variância gerem seleções indesejadas.

Artefatos relacionados às piscadas de olhos, geralmente em torno de 5 Hz, são eliminados na filtragem, o que foi comprovado durante os experimentos.

Embora o usuário feche os olhos para gerar o sinal de seleção, os sinais utilizados são apenas de EEG e não eletromiográficos (EMG). Se os olhos do usuário são cobertos com um anteparo, bloqueando a chegada de estímulos luminosos, ainda assim o padrão ERS é gerado, mostrando que independe da atividade muscular gerada pelo fechamento dos olhos.

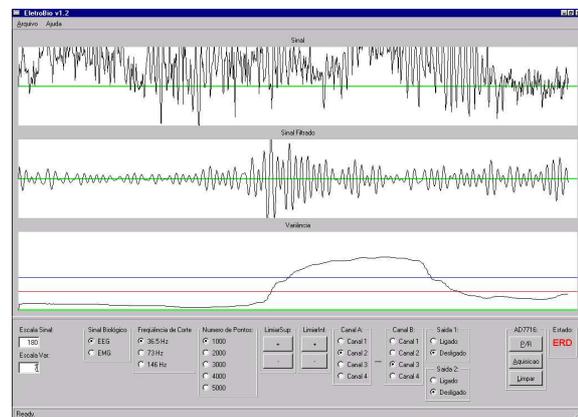


Figura 9: *Software* desenvolvido EletoBio.

## 6 Resultados e Conclusões

O sistema desenvolvido foi testado em ambientes internos e externos e em todas essas situações funcionou adequadamente de acordo com os usuários que utilizaram a cadeira. Mais informações estão disponíveis na página do grupo da UFES <sup>1</sup>.

<sup>1</sup><http://www.ele.ufes.br/~tfbastos>

O sistema de aquisição aliado ao PDA mostrou-se eficaz na escolha de comandos para a cadeira de rodas através de sinais de EEG. Um mínimo de familiarização e treinamento é requerido para operação da mesma, embora o sistema ainda não tenha sido testado em usuários com deficiência neuromotora severa.

A praticidade e rapidez na fixação dos eletrodos, simplicidade de operação da interface gráfica e facilidade de adaptação do sistema a outras cadeiras motorizadas são atrativos importantes quando considerados os usuários finais desta tecnologia assistiva.

Vale ressaltar que vários trabalhos encontram-se em desenvolvimento na cadeira de rodas, que são:

- incorporação ao sistema atual de um controlador capaz de guiar a cadeira, em segurança, desde a localização corrente até outra pré-definida, de forma que o usuário não necessitará escolher movimentos individuais, mas apenas o ícone que representa o destino desejado (sala, cozinha, banheiro, etc.);
- conexão de todos os sensores à placa microcontroladora e realização da comunicação da cadeira de rodas com sensores localizados no ambiente, configurando, assim, um *espaço inteligente* para a navegação da cadeira de rodas;
- incorporação do sistema de captura de movimento do globo ocular, através de uma câmara de vídeo (videoculografia);
- testes com transformada *wavelet* e redes neurais aplicadas a sinais cerebrais capturados na região motora (localizações  $C_3$ ,  $C_4$  e  $C_z$ ), com vista a reconhecer estados mentais que caracterizem uma forma mais intuitiva de comandar a cadeira de rodas, sem a necessidade de fechar os olhos.

### Agradecimentos

Os autores agradecem à CAPES, FAPES (Processo 30897440/2005) e FACITEC pelo suporte financeiro dado a esta pesquisa.

### Referências

- Borges, C. F. (2003). Dependência e morte da "mãe de família": a solidariedade familiar e comunitária nos cuidados com a paciente de esclerose lateral amiotrófica, *Psicologia em Estudo* **8**: 21–29.
- Casemiro, C. R. and Arce, C. G. (2004). Comunicação visual por computador na esclerose lateral amiotrófica, *Arquivos Brasileiros de Oftalmologia* **67**(2): 295–300.

Cooper, W. D. and Helfrick, A. D. (1991). *Instrumentación Electrónica Moderna y Técnicas de Medición*, Prentice Hall.

Ferreira, A., Bastos-Filho, T. F., Sarcinelli-Filho, M., Cheein, F. A., Postigo, J. F. and Carelli, R. (2006). Teleoperation of an industrial manipulator through a TCP/IP channel using EEG signals, *Proceedings of the International Symposium on Industrial Electronics (ISIE 2006)*, Montreal, Canada, pp. 3066–3071.

Frizera-Neto, A., Celeste, W. C., Martins, V. R., Bastos-Filho, T. F. and Sarcinelli-Filho, M. (2006). Human-machine interface based on electro-biological signals for mobile vehicles, *Proceedings of the International Symposium on Industrial Electronics (ISIE 2006)*, Montreal, Canada, pp. 2954–2959.

J. Hori, K. Sakano, Y. S. (2004). Development of communication supporting device controlled by eye movements and voluntary eye blink, *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, San Francisco.

Lehtonen, J. (2003). *EEG-based brain computer interfaces*, Master's thesis, Helsinki University of Technology, Helsinki, Finlândia.

Millán, J., Renkens, F., Mouriño, J. and Gerstner, W. (2003). Non-invasive brain-actuated control of a mobile robot, *Proceedings of the 18th International Joint Conference on Artificial Intelligence*, Acapulco, México.

Pfurtscheller, G. and da Silva, F. H. L. (1999). Event-related eeg/meg synchronization and desynchronization: basic principles, *Clinical Neurophysiology* **110**(11): 1842–1857.

Webster, J. G. (1998). *Medical Instrumentation. Application and Design*, John Wiley & Sons, Inc.

Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., McFarland, D. J., Pfurtscheller, G. and Vaughan, T. M. (2002). Brain-computer interfaces for communication and control, *Clinical Neurophysiology* **113**(6): 767–791.