

SISTEMA PARA ESTIMAÇÃO DE INTENÇÃO DE MOVIMENTO EM PRÓTESE DE PERNA

A. L. Delis, A. F. da Rocha, J. L. A. Carvalho, F. A. O. Nascimento, S. S. Rodrigues e G. A. Borges

Departamento de Engenharia Elétrica/Universidade de Brasília, Brasília-DF, Brasil

e-mail: lopez_delis@yahoo.com

Abstract: This article presents the development of a bioinstrumentation system for the acquisition and pre-processing of electromyographic (EMG) signals. The system allows the acquisition of four EMG channels and one electrogoniometer channel, which are used for the control of a leg prosthesis. The bioinstrumentation system is based on a microcontroller and is part of a control and instrumentation architecture where there is a master processor that controls the tasks of slave microcontrollers through an RS-485 interface. The system allows preprocessing the EMG signals in real time using an adaptive notch filter for canceling the power line interference. The acquisition of EMG signals and additional mechanical information could help improving the precision in the control of the prosthesis.

Keywords: Electromyographic signals, prosthesis control, microcontrolled instrumentation.

Introdução

Os sinais mioelétricos de superfície (SMES) fornecem uma ferramenta não-invasiva para pesquisar as propriedades do músculo esquelético [1]. A faixa de frequência dos sinais adquiridos é estreita (50-500 Hz) e sua amplitude é baixa (50 μ V - 5 mV) [2]. O SMES tem sido utilizado no monitoramento do comportamento do músculo durante programas de reabilitação [3] e na implementação de controle de movimento por meio de próteses mecânicas [4]. No estudo de implementação dos movimentos para próteses controladas, os principais problemas estão relacionados à transmissão da intenção de movimento do usuário às próteses. O SMES é uma opção natural para o controle de próteses, e tem sido usada para próteses de indivíduos com amputações ou nascidos com deficiência em membro superior.

Os SMES contêm informações suficientes para codificar a intenção do usuário na forma de contração muscular. Estes são detectados por meio de eletrodos de superfície. Os padrões gerados na contração muscular podem ser usados no sistema de controle mioelétrico [5]. No entanto, há outras variáveis, especialmente as relacionadas com a propriocepção, que oferecem ao usuário um tipo de retroalimentação que permite controlar a intensidade do músculo com alta precisão.

Exemplos dessas variáveis são o ângulo da articulação do joelho e a força exercida pelo músculo.

Para garantir um controle de movimento mais preciso é necessário aumentar o número de canais por meio de sistemas multi-sensoriais, e utilizar processos de fusão de dados que aumentem o desempenho dos sistemas de controle de laço fechado.

O sistema que permite a aquisição e o acondicionamento dos sinais mioelétricos deve garantir um desempenho satisfatório em qualquer ambiente. O sistema deve ser imune a diversos tipos de ruído e interferência, o que torna necessário o uso de filtros eletrônicos.

Este trabalho apresenta o protótipo de um sistema de instrumentação microcontrolado que é parte de uma prótese ativa de perna. O sistema permite adquirir e pré-processar SMES e outras fontes de informação relacionadas com o movimento articulado, que são enviadas a um processador que realiza a classificação dos padrões mioelétricos.

Arquitetura para o controle da prótese de perna

A arquitetura proposta para o sistema de controle e instrumentação da prótese de perna é apresentada na Figura 1.

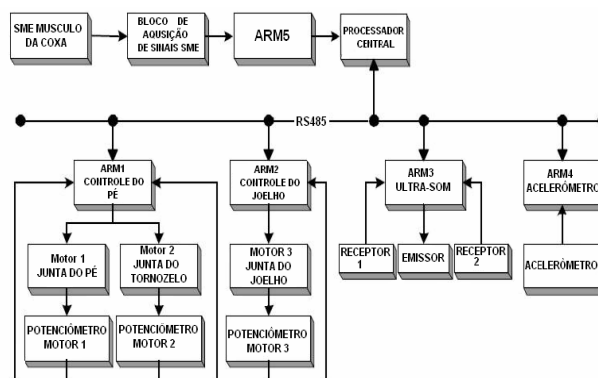


Figura 1: Esquema da arquitetura distribuída para o controle e a instrumentação da prótese de perna.

O sistema é composto por um processador central, que é responsável pelo processamento de tarefas complexas, tais como: a geração do modelo preditivo

para a prótese, a coordenação entre os micro-controladores escravos para fazer medições de diferentes variáveis, e a geração de trajetórias de juntas. Os micro-controladores escravos utilizados são do tipo ARMI SAM764 de alto desempenho do fabricante ATMEL. Os mesmos estão embasados em uma arquitetura de 32 bits RISC com um grupo integrado de periféricos que minimizam o número de componentes externos. O micro-controlador ARM1 é o responsável pelo controle da junta do pé, garantido o correto posicionamento por meio de controles adaptativos por modelos de referências, transferidos pelo processador central. O ARM2 controla o motor do joelho. A função do ARM3 é a medição da distancia do pé em relação ao solo empregando sensores ultra-sônicos. O ARM4 realiza as medições de aceleração fornecidas por acelerômetros piezelétricos. O micro-controlador ARM5 controla o bloco de instrumentação e algumas funções do sistema, tais como a aquisição dos sinais, o controle de ganho e a filtragem adaptativa. A comunicação entre os módulos é efetuada através do barramento RS485, que permite que vários dispositivos compartilhem as mesmas linhas de transmissão e recepção, usando um protocolo de comunicação mestre-escravo com endereços fixos para os dispositivos escravos. As Figuras 2 e 3 apresentam um diagrama do sistema de instrumentação e o módulo de instrumentação com seus acessórios para conexão na prótese da perna ou para o trabalho no modo autônomo.

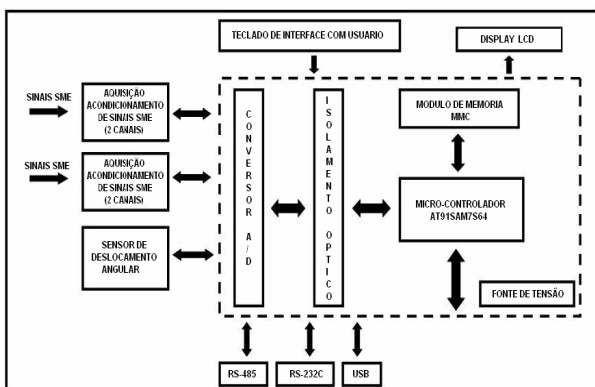


Figura 2: Diagrama do sistema de instrumentação.



Figura 3: Módulo de instrumentação de SMES.

Estrutura do módulo de instrumentação – O módulo é formado pelo estágio de aquisição e

acondicionamento de 4 canais de SMES. Os sinais são adquiridos a partir de eletrodos posicionados em músculos antagonistas da perna – o reto femoral e o semitendinoso – para os movimentos de flexão e extensão, respectivamente, conforme ilustrado na Figura 4. A configuração bipolar usada nos amplificadores diferenciais (razão de rejeição no modo comum > 110 dB) atenua significativamente a interferência proveniente da rede elétrica. Um filtro passa-faixa de 10 Hz a 500 Hz é implementado, por meio de um filtro passa-baixa e um filtro passa-alta com um estágio de ganho programável a partir de potenciômetros digitais, controlado pelo micro-controlador ARM5. O sistema permite configurar os níveis de amplitude dos sinais SMES com base nas medições realizadas ao paciente.

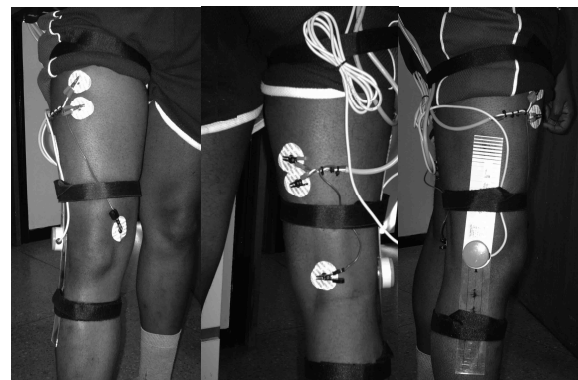


Figura 4: Localização dos eletrodos nos músculos antagonistas para a aquisição dos sinais mioelétricos, e do eletrogôniometro para o registro do deslocamento angular.

Para minimizar o consumo de potência e incrementar a imunidade ao ruído, amplificadores operacionais com entradas JFET forem usados. Um ganho total de até 20.000 pode ser programado para adequar os níveis do sinal mioelétrico no bloco de aquisição e acondicionamento.

Um segundo bloco micro-controlado, com isolamento óptica, centraliza todas as funções relacionadas com o processo de conversão analógico-digital, permitindo o controle digital, como mencionado anteriormente, e uma amostragem sincronizada dos SMES. Um conversor com interface serial periférica de 13 bits, controlado por meio do ARM5, permite discriminar pequenos níveis de amplitude. Além de protocolo RS-485, que permite a interação entre os micro-controladores mestres com o processador central, interfaces RS-232C e USB estão disponíveis. Isso permite uma comunicação com o computador quando o sistema é configurado em modo autônomo. Neste modo, o sistema visualiza o estado dos experimentos durante sua realização, por meio de um display LCD.

O canal de eletrogoniometria acoplado ao sistema gera um sinal elétrico correspondente à posição angular na faixa de 30 a 240 graus a qual é multiplexada no processo de amostragem com os SMES, conforme

ilustrado na Figura 5. A frequência de amostragem no processo de aquisição dos dados é de 1744.25 Hz.

A interferência da rede elétrica tem seus primeiros harmônicos (60 Hz, 120 Hz, 180 Hz, e 240 Hz) na faixa do espectro com maior concentração de energia do SMES. O uso de um filtro *notch* pode, além de cancelar o ruído, distorcer o conteúdo espectral do sinal. Por isso, seu uso é recomendado apenas nas situações em que este é indispensável. Usualmente, a melhor opção consiste em usar um filtro *notch* adaptativo digital. Uma sub-rotina embarcada no núcleo do ARMI-SAM764 implementa um filtro *notch* adaptativo em tempo real. O filtro mantém um estimador em tempo real da interferência de 60 Hz, e o ruído presente no instante t pode ser estimado a partir de duas estimativas prévias, [6], [7], conforme as equações (1) e (2) –

$$e(t) = N e(t - nT) - e(t - 2nT) \quad (1)$$

– onde T é o período de amostragem e $N=2\cos(2\pi.60.T)$. A saída do filtro é gerada subtraindo-se a estimativa do ruído $e(t)$, a partir do sinal de entrada $x(t)$. A expressão apresentada na equação (2) é usada para implementar o filtro.

$$f(t) = [x(t) - e(t)] - [x(t - nT) - e(t - nT)] \quad (2)$$

Se $f(t) < 0$, a estimativa corrente do ruído (Equação 1) é decrementado por um incremento do fator d . Se $f(t) > 0$, a estimativa do ruído é decrementada pelo mesmo fator. O fator d representa uma quantidade, cuja escolha é empírica, e é realizada com base em testes [6]. Quando d é grande, o filtro se adapta mais rapidamente e atenua uma faixa de frequência mais larga. Quando d é pequeno, o filtro se adapta mais lentamente e atenua uma faixa de frequência mais estreita. Na Figura 6 apresenta-se um exemplo de filtragem adaptativa efetuada em um sinal de EMG adquirido no músculo reto femoral.

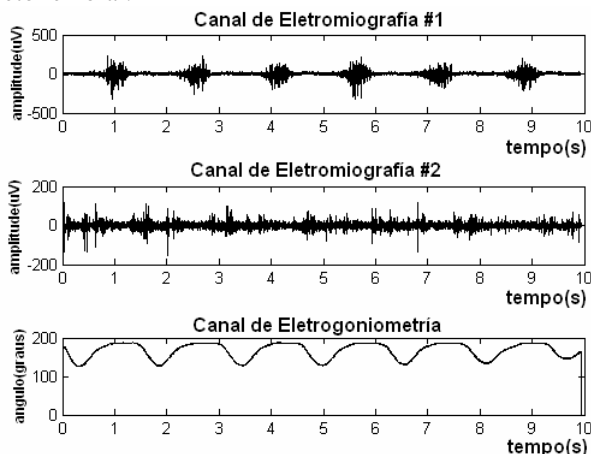


Figura 5: SMES adquiridos em músculos antagonistas: Canal de Eletromiografia #1 (músculo do reto femoral), Canal de Eletromiografia #2 (músculo semitendinoso), Canal de Eletrogoniometria (aquisição do deslocamento angular no joelho).

Os micro-controladores ARMI SAM764 foram programados por meio do pacote de ferramentas em linguagem C/C++ *WinARM*. A ferramenta faz uso da interface JTAG e de um compilador cruzado para traduzir o código da linguagem de alto nível à linguagem do SAM7SXX. O código é posteriormente carregado na memória Flash do micro-controlador, para posterior execução. Como ilustrado na Figura 7, o sistema de instrumentação pode trabalhar em dois modos de configuração. No modo (A) o sistema está completamente ligado à arquitetura da prótese da perna, permitindo o processo de aquisição dos SMES e do ângulo, assim como os processos de treinamento e validação, para a classificação de padrões, com base na estimação do ângulo para o controle da prótese. Todo o processo anterior é implementado em modo *on-line* [4].

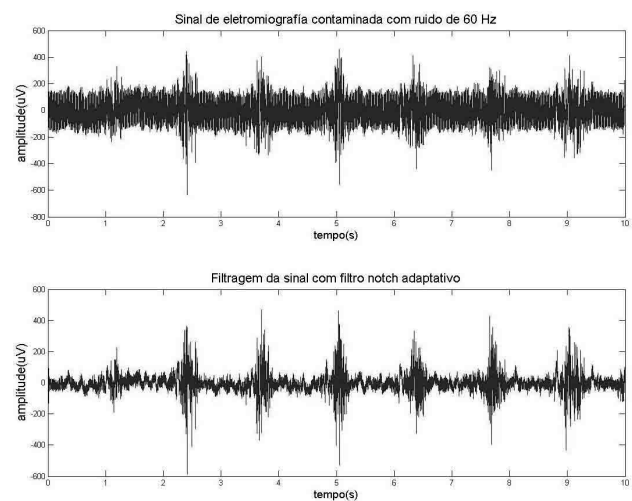


Figura 6: Filtragem adaptativa de um SMES adquirido no músculo reto femoral, contaminado com ruído de 60 Hz.

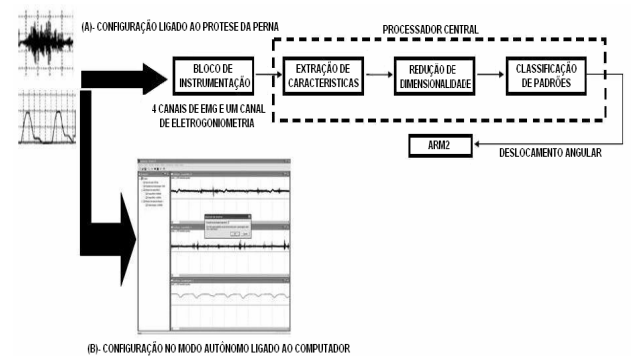


Figura 7: Modos de configuração do sistema de instrumentação: (A) Sistema ligado à prótese da perna, (B) Configuração no modo autônomo, ligado ao computador.

Na configuração (B) o sistema forma parte de uma plataforma experimental. Nesse modo, além de fazer implementações *off-line* para os processos de extração de características e classificação de padrões, o sistema de instrumentação permite desenvolver um conjunto de ferramentas de processamento de sinais para a caracterização dos SMES (transformada de Fourier,

média móvel e quadrática, integração do sinal, densidade espectral de potência, análises de frequência média e mediana para estudos de fadiga, etc.).

Resultados

O desenvolvimento do sistema de instrumentação com pré-processamento de sinais permitiu a obtenção de sinais de EMG de ótima qualidade e mínima contaminação por interferência da rede elétrica, como ilustrado nas Figuras 5 e 6. O sistema apresenta bom potencial para futuros desenvolvimentos na prótese de perna. Outra característica do sistema é que ele pode funcionar como parte do controle da prótese, assim como em modo autônomo, conectado ao computador.

Discussão

O sistema permite a aquisição e o pré-processamento dos sinais de EMG por meio de filtragem adaptativa. Essa funcionalidade leva a uma razão sinal-ruído alta, garantindo que se reduza significativamente a taxa de erro no processo de classificação, assim como de falsos positivos e negativos, mesmo em ambientes com altos níveis de ruído proveniente da rede elétrica. Um exemplo é mostrado na Figura 8, onde é apresentado o resultado da estimação do ângulo, utilizando uma aquisição de sinais de teste adquiridos (durante o caminhar) com a implementação da filtragem adaptativa e sem ela.

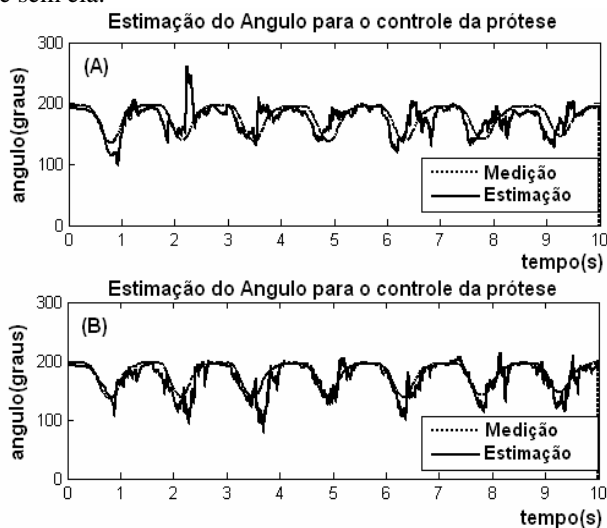


Figura 8: Estimação do ângulo realizada pelo algoritmo de extração e classificação de padrões: (A) Sem filtragem adaptativa do SMES, (B) Com filtragem adaptativa do SMES.

É possível observar que, em ambos os casos, houve boa conformidade entre o ângulo real e o ângulo estimado com base na análise dos sinais eletromiográficos. No entanto, quando se faz a estimação sem filtragem adaptativa, é produzido um pico, que, dependendo da duração do mesmo, pode ser imperceptível e filtrado pela inércia do motor de

controle do joelho, ou pode provocar um erro na atuação do mesmo.

Conclusão

Este trabalho apresentou o estágio atual de desenvolvimento de um sistema de instrumentação para uma prótese ativa de perna. O sistema foi preliminarmente testado, apresentando resultados satisfatórios. Novos trabalhos estão sendo desenvolvidos, onde os sinais adquiridos são utilizados na detecção de movimentos e no controle da prótese.

Agradecimentos

Agradecemos ao CNPq e a CAPES pelo apoio financeiro para o desenvolvimento do trabalho.

Referências

- [1] Sommerich, C. M., Joines, S. M., Hermans, V., Moon, S. D. (2000) "Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity" *Journal Electromyography. Kinesiology*, vol 6, p. 377-398.
- [2] Pullman, S. L., Goodin, D. S., Maequinez, A. I., Tabbal, S., Rubin, M. (2000) "Clinical utility of surface EMG" *Journal Neurology*, vol 55, p. 171-177.
- [3] Monseni-Bendpei, M. A., Watson, M. J., Richardson, B. (2000) "Application of surface electromyography in the assessment of low back pain: a literature review" *Journal Phys. Ther. Rev.*, vol 2, p. 93-105.
- [4] Ferreira, R. U., da Rocha, A.F., Casão, Jr C. A., Borges, G. A., Nascimento, F. A. O., Veneziano, W. H. (2005) "Reconhecimento de Padrões de Sinais de EMG para Controle de Prótese de Perna" In: *Proceedings of the XI Congresso Brasileiro de Biomecânica*, Brasil.
- [5] Mohammadreza, A. O., Huosheng, H. (2007) "Myoelectric Control System – A survey" *Journal Biomedical Signal Processing and Control*, p. 275-294.
- [6] Hamilton, P. S. (1996) "A Comparison of Adaptive and Nonadaptive Filters for Reduction of Power Line Interference in the ECG" *Journal IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol 43.
- [7] Ahlstrom, M. L., Tompkins, W. J. (1985) "Digital filters for real-time ECG signal processing using microprocessor" *Journal IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol 32, p. 708-713.