

Sistema de Captação de Eletromiograma de Superfície com Eletrodo Múltiplo

André F. Kohn e Sandro A. Miqueleti

Laboratório de Engenharia Biomédica, Escola Politécnica da USP, Depto de Engenharia Eletrônica, Cx.P. 61548, CEP 05424-970 São Paulo, S.P., e-mail ANDFKOHN@LCS.USP.BR

Resumo - Um sistema de captação e amplificação do eletromiograma de superfície com quatro contactos e com diferenciação espacial foi implementado e testado. Os resultados mostraram que informações sobre velocidade de condução podem ser obtidas bem como de posição de placa motora.

Abstract - A system consisting of a surface multi-electrode and an electronic spatial derivative amplifier was implemented and tested. The results indicated that one can obtain information about conduction velocity and end plate position.

Introdução

A medição da velocidade de condução muscular ainda hoje é usada em pouquíssimos centros de neurologia do mundo. Uma razão é que ainda não se tem uma técnica simples e confiável para sua medição. Uma descrição de várias técnicas de medição de velocidade de condução muscular foi feita por Arendt-Nielsen e Zwarts¹. Decidimos iniciar trabalhos nessa sub-área visando adquirir conhecimentos suficientes para desenvolver futuramente um sistema que possa ser testado em um hospital. Resultados iniciais são apresentados no presente trabalho. A captação, ao contrário da clássica com 3, utiliza 4 contactos dispostos em linha e com uma operação de derivada espacial realizada por amplificadores, conforme Broman et al². Desta forma atenua-se fontes mais distantes, que na captação com 3 contactos tendem a gerar atividade sem atraso nos dois sinais de saída e com isto a velocidade de condução é super-estimada.

Metodologia

O sistema de captação e amplificação com diferenciação espacial é visto na Fig. 1, onde cada amplificador é de instrumentação. O comprimento de cada terminal do eletrodo múltiplo é de 0,7 cm, seu diâmetro é de 0,8 mm e a distância entre cada terminal de 5,08 mm. A amplificação total foi de 50.000, e a banda foi de 50 Hz a 300 Hz ou a 1 kHz. A pele foi limpada com álcool e depois tratada com um gel condutor abrasivo. O eletrodo múltiplo foi então posicionado sobre a pele seca com uma fina película de gel eletrolítico aplicada aos terminais do eletrodo. O sujeito permanecia sentado durante o experimento e era instruído a contrair em diferentes graus de intensidade o músculo bíceps braquial, com o cotovelo sempre a 90°. O sistema mostrado na Fig. 1 está contido em uma pequena caixa plástica (6x4x2cm) com os terminais do eletrodo múltiplo solidários a ela. O

ganho desta unidade é de 100 e o restante do ganho e da filtragem analógica provém de um sistema desenvolvido no laboratório para fins gerais. Os dois sinais de saída eram adquiridos (8000 amostras por canal a 16.000/s ou 20.000/s) por uma placa CAD-12 operando com o programa Aqdados (Lynx, São Paulo). Para o cálculo da correlação cruzada foi utilizado o programa Matlab. Para atribuir um fator de qualidade à captação, calculamos o coeficiente de correlação entre as duas saídas no atraso dado pelo pico máximo da correlação cruzada.

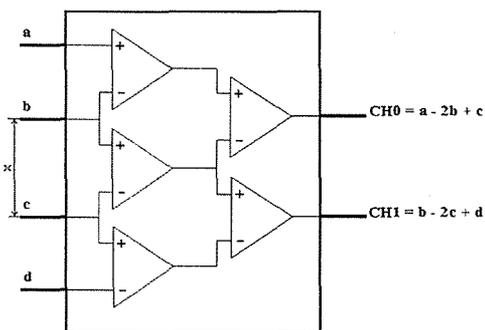


Fig. 1- Eletrodo múltiplo de 4 terminais e os amplificadores de instrumentação conectados para realizar a operação de diferenciação espacial.

Resultados

Começamos a captação no bíceps na região perto do tendão distal (a 6,5 cm da dobra entre braço e antebraço). Os coeficientes de correlação resultaram altos (0,87-0,95) mas os picos da correlação cruzada indicavam um atraso de apenas 5 intervalos de amostragem em média, o que corresponderia a uma velocidade de condução de 16,3 m/s o que está exageradamente alto. Deslocando o eletrodo mais proximalmente (4 cm acima da anterior) obtivemos coeficientes de correlação altos (0,87-0,94) e com picos da função de correlação cruzada em torno de 115. Na Fig. 2 mostra-se um trecho dos sinais de saída para uma

captação no bíceps e a uma taxa de amostragem de 16.000/s. A posição do eletrodo no músculo foi ajustada visualmente para ser paralela ao seu aspecto

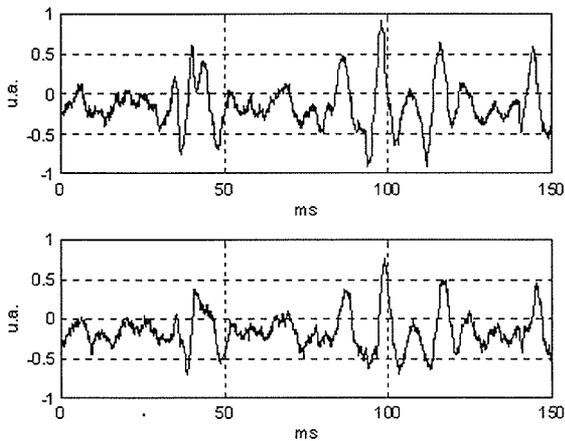


Fig. 2- Trecho dos sinais de saída do sistema para uma captação no bíceps. A ordenada está em unidades arbitrárias, o mesmo ocorrendo na Fig. 4.

longitudinal mas não foi feita uma otimização. Há uma razoável semelhança entre as duas ondas podendo-se notar que a de cima está levemente adiantada em relação à de baixo. A Fig. 3 mostra a respectiva correlação cruzada onde a origem dos tempos está na abscissa 100. Como o pico resultou em 115, isto significa que há um atraso entre as duas ondas de 15 intervalos de amostragem, ou seja de 0,94 ms, o que nos dá

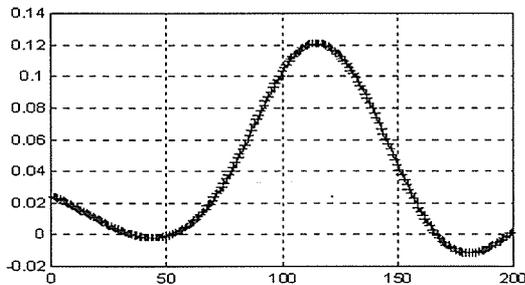


Fig. 3- Função de correlação cruzada relativa a uma captação no bíceps. A abscissa corresponde a amostras.

uma velocidade de condução de 5,4 m/s. Este é um valor que está perto do limite superior encontrado por alguns autores para o bíceps. Mais uma vez deslocando o eletrodo no sentido proximal (3,5 cm em relação à anterior), obtivemos coeficientes de correlação de 0,63 a 0,84 e com o pico da função de correlação cruzada em torno de 80 intervalos de amostragem o que nos dá uma velocidade de condução em torno de 4,1 m/s que está em torno da média citada na literatura. Finalmente, para um último deslocamento proximal do eletrodo (4 cm em relação ao anterior) notou-se claramente uma

oposição de fase entre os dois sinais de saída (Fig. 4), o que nos permite portanto estimar a posição das placas motoras naquela região do eletrodo, informação que pode ser útil na análise de reenervação pós-traumática. Isto se evidencia na correlação cruzada como um pico negativo perto da origem dos tempos (não mostrado).

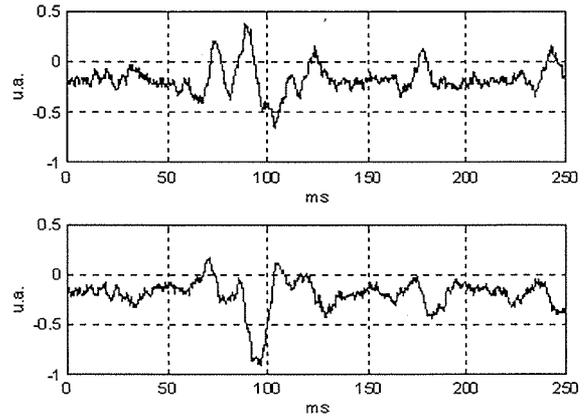


Fig. 4- Trecho dos sinais captados no bíceps em um ponto mais proximal onde houve inversão de fase.

Discussão

Os resultados preliminares sugerem que, pelo menos para músculos longos e bem isolados de outros, o método da correlação cruzada é útil para indicar a velocidade de condução muscular e a posição das placas motoras. Entretanto, os resultados obtidos com o bíceps e outros músculos (não apresentados aqui) indicaram que não se pode meramente fazer um sistema para cálculo de correlação cruzada. Fatores como paralelismo entre a linha de terminais e as fibras musculares, posição do eletrodo em relação ao comprimento do músculo e captação da atividade de músculos adjacentes devem ser levados em conta no projeto do sistema de captação-processamento de sinais. Esses fatores serão levados em conta no projeto de um sistema futuro cuja finalidade é a estimativa da velocidade de condução muscular e a posição das placas motoras.

Referências

- 1 ARENDT-NIELSEN, L. ; ZWARTS, M. Measurement of muscle fiber conduction velocity in humans: techniques and applications. *J. Clin. Neurophysiol.*, v. 6, p 173-190, 1989.
- 2 BROMAN, H.; BILOTTO, G.; DE LUCA, C.J. Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time. *J. Appl. Physiol.*, v. 58, p. 1428-1437, 1985.