

ANÁLISE DE PREDITORES NO DOMÍNIO DO TEMPO APLICADOS AO RECONHECIMENTO DE PADRÕES DE EEG RELACIONADOS AO MOVIMENTO

Alceo Carta Neto [Bolsista PIBIC-CNPq], Heitor Silvério Lopes [orientador], Valfredo Pilla Júnior [orientador]

Laboratório de Bioinformática,
Centro de Pós-Graduação em Engenharia e Informática - CPGEI
Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná - CEFET-PR
Av. Sete de Setembro, 3165 0 - Curitiba/PR, Brasil - CEP 80230-901

alceo@cpgei.cefetpr.br, hslopes@cpgei.cefetpr.br, valfredo@daeln.cefetpr.br

Resumo - Este artigo apresenta um estudo de 39 algoritmos preditores no domínio do tempo aplicados a sinais de EEG. Estes preditores alimentam um classificador baseado em uma rede neural do tipo LVQ (*Learning Vector Quantization*). Esta arquitetura pretende reconhecer padrões de EEG relacionados ao movimento de um membro.

Palavras-chave: Interface Cérebro-Computador, Reconhecimento de Padrões, Rede Neural, LVQ.

Abstract - This paper shows a study of 39 time domain predictors applied to EEG signals. These predictors feed a classifier based on a LVQ neural network. This architecture pretends to recognize EEG patterns related to limb movements.

Key-words: Brain-Computer Interface, Pattern Recognition, Neural Network, LVQ.

INTRODUÇÃO

Com o objetivo de auxiliar pessoas portadoras de deficiências, foram desenvolvidas pesquisas baseadas nos sinais elétricos produzidos pelo corpo humano. Dentre as técnicas utilizadas nesses sistemas, as mais recentes utilizam sistemas BCI (*Brain Computer Interface*) [1] [2], que têm como objetivo o reconhecimento de padrões no sinal de EEG, os quais podem ser gerados por estímulos visuais [3], pelo movimento de um membro ou pela imaginação de movimentos. Um desses padrões é a Dessincronização Relacionada ao Movimento (MRD – *Movement Related Desynchronization*), que é uma alteração no sinal de EEG observada na banda mu (8 – 12 Hz) e está relacionada ao movimento de membros.

O projeto BCI do Laboratório de Bioinformática no CPGEI/CEFET-PR foi iniciado em 1998. As etapas já desenvolvidas são: aquisição de sinais de EEG [4], *software* para filtragem e cálculo da Transformada Rápida de Fourier em tempo real para um canal com um *kit* DSP (*Digital Signal Processor*) TMS320C542 [5] e um estudo inicial sobre reconhecimento de padrões relacionados ao movimento [6].

Este trabalho dá continuidade a esse estudo. Seu objetivo é detectar a MRD no sinal de EEG e distinguindo-a da atividade de fundo. A atividade realizada pelos voluntários foi um movimento único da mão direita.

METODOLOGIA

Foram desenvolvidos, em *software* OCTAVE/LINUX e em linguagem C, algoritmos de 39 preditores no domínio do tempo baseados em relatos da literatura[7][8] e em algoritmos

desenvolvidos em fase anterior do projeto [6]. A descrição dos preditores é apresentada nas tabelas 1 e 2.

Tabela 1 – Tabela de preditores baseados em Marchesi [7]

nº	Descrição	Abreviatura
1	Valor Médio Absoluto	Media_abs
2	Número de Cruzamentos por Zero	crz_zero
3	Número de Inversões de Inclinação	inv_inclinacao
4	Comprimento da Forma de Onda	Comp_onda
5	Valor Médio	Valor_medio
6	Número de Inclinações Ascendentes	incl_ascend
7	Número de Inclinações Descendentes	inc_descend

Tabela 2 – Tabela de preditores baseados em Webber [8]

nº	Descrição	Abreviatura
1	Desvio padrão das amplitudes	AMSD
2	Inclinação das amplitudes	AMSK
3	Média das amplitudes vértice-a-vértice ^a	AMVVMN
4	Desvio padrão das amplitudes vértice-a-vértice	AMVVSD
5	Coefficiente de variação das amplitudes vértice-a-vértice	AMVVCV
6	Média das inclinações absolutas das amplitudes	SLMN
7	Desvio padrão das inclinações absolutas das amplitudes	SLSD
8	Coefficiente de variação das inclinações absolutas das amplitudes	SLCV
9	Média das inclinações absolutas vértice-a-vértice ^b	SLVVMN
10	Desvio padrão das inclinações absolutas vértice-a-vértice	SLVVSD
11	Coefficiente de variação das inclinações absolutas vértice-a-vértice	SLVVCV
12	Média das curvaturas (d^2x/dt^2) nos vértices	CUVVMN
13	Desvio padrão das curvaturas nos vértices	CUVVSD
14	Coefficiente de variação das curvaturas nos vértices	CUVVCV
15	Média dos períodos vértice-a-vértice	TIVVMN
16	Desvio padrão dos períodos vértice-a-vértice	TIVVSD
17	Coefficiente de variação dos períodos vértice-a-vértice	TIVVCV
18	Número de cruzamentos médios por segundo (histerese = 25% AMSD) ^c	CTMXMN
19	Média do período de cruzamento médio	TIMXMN
20	Desvio padrão do período de cruzamento médio	TIMXSD
21	Coefficiente de variação do período de cruzamento médio	TIMXCV
22	Amplitude de 50-100% da banda de frequência / desvio padrão ^d	FB5099
23	Amplitude de 25-50% da banda de frequência / desvio padrão ^d	FB2550
24	Amplitude de 12-25% da banda de frequência / desvio padrão ^d	FB1225
25	Amplitude de 6-12% da banda de frequência / desvio padrão ^d	FB0612
26	Amplitude de 3-6% da banda de frequência / desvio padrão ^d	FB0306
27	Amplitude de 0-3% da banda de frequência / desvio padrão ^d	FB0003
28	Máxima amplitude pico-a-pico / desvio padrão	RACR
29	Média das amplitudes positivas / média das amplitudes negativas ^e	RAPN
30	Média do tempo de subida / média do tempo de descida ^f	RTRF
31	Média do período de cruzamento das amplitudes médias positivas / média do período de cruzamento das amplitudes médias negativas ^e	RTPN
32	Curvatura média dos vértices positivos / curvatura média dos vértices negativos ^e	RCPN

^a Vértice - qualquer pico ou vale. Vértice-a-vértice - intervalo (de amplitude ou de tempo) entre dois vértices consecutivos.

^b Inclinação vértice-a-vértice é a diferença de amplitude entre dois vértices consecutivos dividida pela diferença de tempo entre os mesmos dois vértices.

^c Para que um cruzamento médio seja detectado, o sinal deve cruzar o valor médio do sinal e ser maior que o fator de histerese acima ou abaixo do último cruzamento médio. Neste caso, o fator de histerese é 25% do AMSD.

^d Calcula a relação da soma das amplitudes de 50-100% da banda de frequência pelo AMSD.

^e Amplitudes positiva e negativa são aquelas acima e abaixo da amplitude média, respectivamente.

^f Tempos de subida e descida são os tempos em que a amplitude está crescendo ou decrescendo, respectivamente.

O sistema de aquisição de sinais é constituído por um conjunto de eletrodos, um amplificador diferencial e um microcomputador PC equipado com uma placa de aquisição de sinais [9]. Os sinais de EEG foram coletados e aplicados a um amplificador diferencial de ganho 30000 e banda passante entre 8 e 100Hz. A taxa de amostragem utilizada no experimento foi de 1280 amostras/s, com uma resolução de 0,01V. Posteriormente, esses sinais foram dizimados para 256 amostras/s e filtrados por um filtro passa-faixa com banda entre 7 e 13Hz, de ordem 64, limitando os sinais à banda mu.

Para o treinamento da rede neural LVQ [10], algoritmo LVQ1, foram aplicados vetores representando intervalos de tempo de 1 segundo de aquisição. Os valores iniciais dos neurônios da rede foram determinados pelo algoritmo *fuzzy c-means* [11].

A avaliação da rede neural foi feita utilizando-se os parâmetros de sensibilidade (*se*) e especificidade (*es*) [12]. O cálculo é feito a cada época de treinamento e o melhor conjunto de vetores de referência é guardado para avaliação com os dados de teste. O desempenho da rede é dado pela equação 1:

$$de(i) = \sqrt{se(i).es(i)} \quad (1)$$

Com o objetivo de selecionar os melhores preditores visando a implementação de um sistema BCI em tempo real, os preditores foram avaliados segundo o critério da otimização de Pareto, técnica utilizada em problemas de otimização multiobjetivos [13]. Os objetivos da avaliação foram:

- a) Menor tempo de processamento individual de cada preditor;
- b) Maior desempenho obtido pelo classificador, treinado com os dados de cada preditor individualmente.

RESULTADOS

Para encontrar os preditores ótimos, foi traçado o gráfico de otimização de Pareto para os dados de cada voluntário. Para a rede treinada com os dados do voluntário 1, os pontos dominantes, apresentados na figura 1, foram: *amvvsd*, *fb0003*, *media_abs*, *slmn*, *tivvcv*, e *valor_medio*. Para a rede treinada com os dados do voluntário 2, os pontos dominantes foram: *comp_onda*, *crz_zero*, *inv_inclinação*, *media_abs*, *rtrf* e *valor_medio*. O voluntário número 3, para a rede treinada com o algoritmo LVQ2, em fase anterior do projeto BCI, apresentou como pontos ótimos os preditores: *amvvsd*, *amsd*, *media_abs* e *valor_medio*. Para o voluntário número 4, os pontos dominantes foram: *amsd*, *media_abs*, *tivvcv* e *valor_medio*.

DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

Os resultados obtidos indicam que, com exceção de alguns preditores, há um conjunto de preditores ótimos para cada voluntário. Isso dificulta a implementação de um sistema BCI genérico, pois seria necessário descobrir os melhores preditores para cada pessoa. As exceções seriam os preditores *media_abs* e *valor_medio*, que se apresentaram como pontos dominantes para todos os voluntários.

Outro problema é que muitos dos preditores não apresentaram resultados satisfatórios. Uma possível explicação é que tais preditores foram utilizados originalmente para detecção de padrões relacionados à epilepsia e não para a detecção de padrões relacionados ao movimento.

Porém, os resultados obtidos ainda não são suficientes para se chegar a uma conclusão definitiva. Para isso serão necessários treinamentos da rede LVQ com os sinais de outros voluntários.

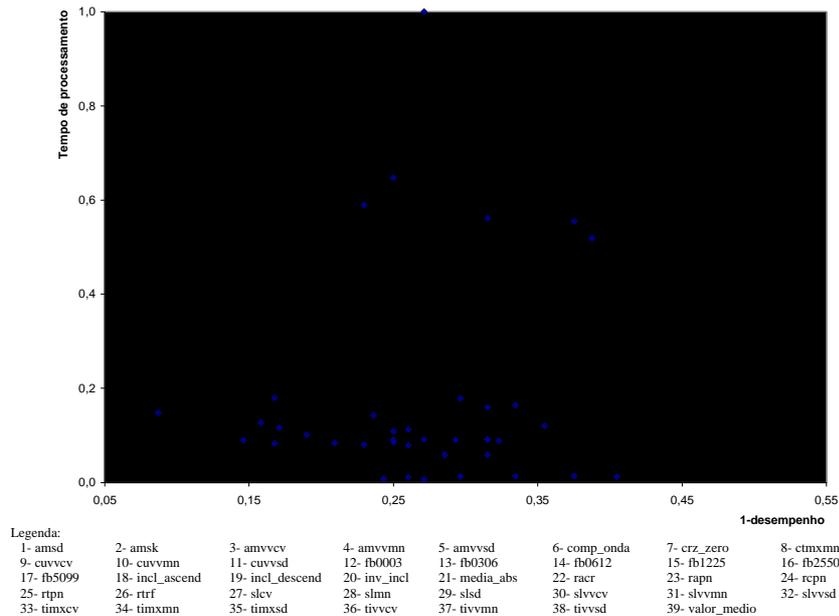


Figura 1 - Otimização de Pareto para o voluntário número 1

REFERÊNCIAS

- [1] PFURTSCHELLER, G., KALCHER, J., NEUPER, C., FLOTZINGER, D., PREGENZER, M., On-line EEG classification during externally-paced hand movements using a neural network-based classifier. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 99, n. 5, p. 416-425, 1996.
- [2] WOLPAW, J. R., BIRBAUMER, N., HEETDERKS, W. S. , MCFARLAND, D. J., PECKHAM, P. H., SCHALK, G., DONCHIN, E., QUATRANO, L. A., ROBINSON, C. J., VAUGHAN, T. M., Brain-Computer Interface Technology: a review of the first international meeting. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 8, n. 2, p.164-173, 2000.
- [3] SUTER, E. E., The brain response interface: communication through visually-induced electrical responses. **Journal of Microcomputer Applications**, 15: 31-45, 1992.
- [4] PILLA JÚNIOR, V., Protocolo de aquisição de sinais para o sistema BCI. CPGEI, Relatório Técnico, 1998.
- [5] MUKAI, I. N., PILLA JR., V., LOPES, H. S., Processamento digital de sinais de uma interface cérebro-computador. Seminário do Programa institucional de Bolsas de Iniciação Científica - PIBIC'99, 4p.; julho, 1999.
- [6] MUKAI, I. N., PILLA JR., V., LOPES, H. S., Reconhecimento de padrões de EEG relacionados ao movimento. Seminário do Programa institucional de Bolsas de Iniciação Científica – PIBIC 2000, 4p.; julho, 2000.
- [7] MARCHESI, B., **Deteção de padrões epileptiformes em sinais de eletroencefalografia através do paradigma da programação genética**. Curitiba, 1998. 133p.; Dissertação (Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Engenharia Biomédica) - CPGEI, CEFET-PR.
- [8] WEBBER, W. R .S., LESSER, R. P., RICHARDSON, R. T., WILSON, K., An approach to seizure detection using an artificial neural network. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 98, p. 250-272, 1996.
- [9] PILLA JÚNIOR,V, **Deteção de padrões eletroencefalográficos relacionados ao movimento para uma interface cérebro-computador**. Curitiba, 1999; Dissertação (Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Engenharia Biomédica) - CPGEI, CEFET-PR.
- [10] KOHONEN, T. , **Self-Organizing Maps**. 2nd edition. Heidelberg: Springer-Verlag, 1997.
- [11] FRIEDMAN, M., KANDEL, A., Introduction to Pattern Recognition: statistical, structural neural and fuzzy logic approaches. 2nd edition. Singapore: World Scientific, 1999.
- [12] LOPES, H. S., **Analogia e Aprendizado Evolucionário: Aplicação em Diagnóstico Clínico**. Florianópolis, 1996. Tese (Doutor em Engenharia Elétrica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Santa Catarina.
- [13] GOLDBERG, D. E., Multiobjective Optimization. In: _____ **Genetic Algorithms, in Search Optimization and Machine Learning**, Addison-Wesley, p. 197-201, 1989.