

## CARACTERIZAÇÃO PARAMÉTRICA DO EEG

F.Vaz \*, J.C.Príncipe\*

RESUMO -- Apresenta-se um método de detecção e caracterização quantitativa de crises de epilepsia de Pequeno Mal. O método consiste em dividir o electroencefalograma (EEG) em segmentos curtos e parametrizar cada segmento calculando o respectivo modelo autoregressivo (AR). A classificação de segmentos em epileptiformes e não epileptiformes é então feita usando os parâmetros assim determinados.

Apresentaremos alguns resultados que mostram a capacidade de detecção do método e sugerem o seu uso para a caracterização deste tipo de patologia.

### Introdução

A epilepsia designada por Pequeno Mal determina um sinal de EEG bem definido e de fácil identificação visual apresentando complexos ponta e onda de amplitude elevada e que se sucedem a um ritmo próximo de três por segundo. As crises apresentam-se bilateralmente síncronas, e a sua duração pode atingir os 60 segundos. A detecção automática destas ondas pode ser feita recorrendo a métodos no domínio dos tempos (J.C.Príncipe, 1979). No entanto a ritmicidade desta actividade patológica sugere que métodos no domínio da frequência serão igualmente eficazes, o que nos levou a aplicar esta classe de métodos. Para a caracterização do sinal na frequência escolhemos um modelo paramétrico, o modelo autoregressivo que, para além das suas propriedades como estimador do espectro de potência, caracteriza o sinal por um conjunto restrito de parâmetros. Sobre estes parâmetros poder-se-ão aplicar processos de reconhecimento automático de padrões com vista à

---

\* Departamento de Electrónica e Telecomunicações  
Universidade de Aveiro, 3800 Aveiro, Portugal

//Trabalho recebido em 30/5/87 e aceito em 10/8/87//

detecção automática de crises, fornecendo em simultâneo, a respectiva caracterização quantitativa.

Baseados nesta maneira de caracterizar o sinal, descreveremos neste trabalho um método que permite a detecção automática de complexos ponta e onda no EEG, e apresentaremos alguns resultados da sua aplicação a crises de Pequeno Mal.

### Métodos

O método de análise que se utiliza neste trabalho divide-se em três partes: segmentação do EEG, extracção de parâmetros característicos através do modelo AR e classificação.

A segmentação é arbitrariamente feita dividindo o sinal EEG em sucessivos segmentos de 2 segundos. A opção por uma segmentação de duração constante apresenta evidentes vantagens sobre uma segmentação adaptativa no que respeita a necessidades de cálculo. No entanto pode introduzir alguns segmentos com não estacionaridades. A duração de 2 segundos foi determinada de modo a otimizar o tempo de cálculo: Com efeito, testes por nós efectuados (F.Vaz, 1987) mostram que se deve utilizar segmentos de curta duração, dado que a ordem óptima para o modelo AR cresce significativamente com a duração (praticamente duplica se a duração passar de 1 para 5 segundos). A complexidade do algoritmo usado varia com o produto da ordem pelo número de pontos que constituem o segmento, a utilização de segmentos curtos será duplamente vantajosa. No entanto a redução da duração aumenta o número de segmentos com consequente aumento dos tempos de cálculo associados à classificação. Resultados, por nós, já apresentados (F.Vaz, 1987) mostram que um bom compromisso está na duração de 2 segundos.

Para cada segmento de EEG assim obtido determina-se um modelo AR, "reduzindo-se" assim o segmento a um conjunto de parâmetros característicos.

A determinação do modelo AR põe dois problemas: qual a ordem do modelo e qual o método de cálculo que se deve utilizar. Para responder a este último aspecto compararam-se dois algoritmos diferentes: a solução das equações de Yule-Walker (YWM) (Makhoul, 1975) e o método introduzido por Burg, designado normalmente como método da máxima entropia (MEM) (Burg, 1975). Para

decidir que que método utilizar, aplicou-se o método de classificação aqui proposto sobre 4 ficheiros contendo 40 minutos de EEG de doentes epilépticos e efectuando duas classificações automáticas usando cada um dos métodos de extracção de parâmetros (F.Vaz,1986). Os testes efectuados mostram que a classificação automática de segmentos epileptiformes contendo pontas e ondas era semelhante, isto é, os mesmos segmentos eram detectados. O YWM foi então o escolhido já que é computacionalmente menos exigente e diminui substancialmente o tempo de cálculo (F.Vaz,1986).

A questão da ordem do modelo é, em todas as aplicações de modelos deste tipo, uma questão crucial. Com efeito o aumento da ordem diminui sempre o erro de predição do modelo, embora aumente a complexidade do algoritmo (Makhoul,1975). A ideia de "melhor ordem" surge então como a ordem que conduz a um melhor compromisso entre estes dois aspectos contraditórios. É usual definir a melhor ordem a partir de critérios derivados de conceitos da teoria de informação( AIC- Akaike Information Criterium, CAT-Criterium Autoregressive Transfer Function, Rissanen Criterium, etc.) (F.Vaz,1987). Contudo quando o objectivo é a classificação de segmentos de EEG, a definição da melhor ordem pode ser feita a partir da minimização dos erros de classificação. Sobre este assunto apresentaremos alguns resultados que mostram a variação da qualidade da classificação com a ordem do modelo.

Após a determinação do modelo põe-se ainda a questão da escolha de um conjunto de parâmetros característicos. Ensaio efectuados (F.Vaz,1986) mostram que o conjunto de parâmetros mais aconselhável era constituído pelos coeficientes do modelo (ou coeficientes de reflexão) e o valor quadrático médio do sinal.

Finalmente a classificação foi feita usando o discriminante linear de Fisher -FLD (Duda and Hart,1973). A escolha deste método, mais uma vez se deve aos resultados de testes comparativos efectuados usando diferentes métodos de classificação, que mostraram ser o FLD o método mais robusto além de ser de fácil implementação. Os testes efectuados basearam-se mais uma vez nos quatro ficheiros de EEG já referidos. Usando parâmetros derivados de um modelo de 6ª ordem, foram sucessivamente classificados automaticamente por três diferentes métodos: O FLD, o método das k-médias (Tou,1974) e um classificador por distância de

Mahalanobis (Tou,1974). Os resultados (F.Vaz,1986) mostram que FLD é o método que conduz a menor número de erros sendo também o único que mantém as propriedades de classificação quando se altera o tipo de actividade epiléptica presente no EEG. Este método apresenta contudo como desvantagem a necessidade de um conjunto de aprendizagem definido a priori, o que dificultará aplicações em tempo real. Para ultrapassar este problema pode-se efectuar uma primeira classificação com um método que não necessite de aprendizagem, por exemplo o método das k-médias, efectuando se assim a determinação automática do conjunto de aprendizagem.

### Materials

O sinal de EEG usado neste trabalho foi recolhido no Serviço de Neurologia do Hospital Geral de Santo António no Porto, Portugal. EEG pertencendo a 7 diferentes doentes sofrendo de Pequeno Mal foi gravado analogicamente num gravador de instrumentação após ter sido filtrado com um filtro passa baixo com frequência de corte a 35Hz. Em seguida este sinal foi digitalizado a 100 Hz usando uma ADC de 12 bits e novamente filtrado com um filtro digital Butterworth de 2ª ordem e frequência de corte a 25Hz. O sinal após este processamento era armazenado em disco passando-se a dispor do seguinte conjunto de ficheiros com dados:

Doente #	Ficheiro	Derivação	Duração (min.)
2	EEG20	F2-C2	4.5
4	EEG40	F3-C3	40
5	EEG50	F4-C4	40
5	EEG51	F4-C4	85
9	EEG90	F3-C3	6
10	EEG100	FP2-C4	1
11	EEG110	F3-C3	3
12	EEG120	F3-C3	4

Tabela 1

Os doentes são de idade inferior a 12 anos não medicados, excepto o doente 5 que tem medicação.

Os ficheiros longos foram obtidos sem qualquer selecção de sinal enquanto os restantes foram reduzidos às zonas em que se verifica actividade patológica.

O ficheiro EEG40 corresponde a um sinal recolhido durante o

sono do doente, o que servirá para testar o método em condições difíceis, já que é conhecido que certos estágios de sono produzem ondas de conteúdo espectral semelhante ao da actividade do Pequeno Mal.

Os dados foram analisados por um programa escrito em Fortran IV correndo num minicomputador NOVA 4X e os resultados da classificação automática foram comparados com a classificação efectuada por um especialista que previamente tinha analisado e assinalado no papel todas as crises de Pequeno Mal que o EEG apresentava. Os resultados da classificação automática serão apresentados em termos da concordância (relação do número de verdadeiros segmentos positivos dados pelo método automático e o número de positivos dados pelo método automático) e sensibilidade (relação do número de verdadeiros positivos dados pelo classificador automático e o número de positivos dados pelo especialista).

### Resultados

ordem	deteções	positivos	sensibili dade	concordân cia
3	198	170	0.994	0.859
4	198	171	1.000	0.869
5	200	171	1.000	0.855
6	200	171	1.000	0.855
7	196	169	0.988	0.862
8	195	168	0.988	0.867
9	193	168	0.982	0.870
10	192	168	0.982	0.875

Tabela 2- EEG50 e EEG51

Na tabela 2 apresentam-se os resultados da classificação automática feita sobre os ficheiros EEG50 e EEG51 usando parâmetros derivados de modelos de várias ordens. A sensibilidade sempre muito próximo de 1 não varia muito com a ordem, o mesmo sucedendo com a concordância que no entanto se verifica crescer com a ordem. Uma análise dos falsos negativos mostra que se tratam de segmentos contendo apenas um ou dois complexos ponta e onda, enquanto que os falsos positivos correspondem a artefactos

provocados por saturação dos amplificadores quando do processamento analógico.

ordem	deteccões	positivos	sensibili dade	concordân cia
3	135	79	0.963	0.585
4	144	79	0.963	0.547
5	129	79	0.963	0.612
6	118	75	0.915	0.636
7	110	68	0.829	0.618
8	126	77	0.939	0.602
9	129	76	0.927	0.589
10	121	76	0.927	0.628
11	128	76	0.927	0.594
12	128	77	0.939	0.594

Tabela 3- EEG40

Na tabela 3 mostram-se os resultados para o ficheiro EEG40 que, conforme referido, foi obtido de forma a incluir parcialmente fases de sono do paciente. Os valores para a sensibilidade continuam a manter-se geralmente acima dos 90%, embora sejam sensivelmente menores que os anteriores e sejam decrescentes com a ordem. Os falsos negativos produzidos são, como no caso anterior, segmentos contendo um ou dois complexos ponta e onda. Quanto à concordância verifica-se ser muito menor que a anterior, embora se mantenha o facto de ser crescente com a ordem. Esta diminuição da sensibilidade deve-se a falsos positivos que correspondem ao aparecimento de ondas lentas de grande amplitude típicas de certos estados de sono.

	# seg	energia		a <sub>1</sub>		a <sub>2</sub>		a <sub>3</sub>		a <sub>4</sub>		a <sub>5</sub>	
		med	σ <sub>2</sub>	med	σ <sub>2</sub>	med	σ <sub>2</sub>	med	σ <sub>2</sub>	med	σ <sub>2</sub>	med	σ <sub>2</sub>
EEG20	39	0.79	0.11	-1.50	0.11	0.81	0.23	-0.27	0.28	0.24	0.21	-0.14	0.08
EEG40	81	0.60	0.12	-1.27	0.21	0.51	0.30	-0.09	0.37	-0.20	0.31	0.15	0.15
EEG50	38	1.47	0.24	-1.91	0.25	1.65	0.59	-1.02	0.64	0.42	0.43	-0.07	0.15
EEG51	129	1.49	0.34	-1.83	0.24	1.27	0.54	-0.47	0.51	-0.06	0.33	0.09	0.12
EEG90	29	0.89	0.17	-1.44	0.16	0.87	0.22	-0.46	0.23	0.04	0.17	0.10	0.08
EEG100	31	0.81	0.16	-1.34	0.24	0.92	0.32	-0.33	0.34	0.10	0.28	-0.04	0.12
EEG110	22	0.73	0.05	-1.47	0.20	0.71	0.29	-0.21	0.22	0.12	0.14	-0.04	0.07
EEG120	24	0.67	0.16	-1.12	0.27	0.25	0.38	-0.05	0.16	-0.10	0.15	0.14	0.09

Tabela 4

Na tabela 4 mostram-se os resultados que se obtiveram para os valores médios e as variâncias dos parâmetros AR de modelos de 5ª ordem de segmentos contendo os complexos ponta e onda típicos de crises de Pequeno Mal, para cada um dos doentes já referidos. Sobre estes resultados efectuou-se um Students T-teste (limite de confiança 99%) do qual se pode concluir:

-Os segmentos pertencendo a EEG20, EEG90, EEG100 e EEG110 não são distintos através de pelo menos 4 dos 6 parâmetros.

-Os segmentos pertencendo a EEG40 e EEG120 só se distinguem pelo parâmetro  $a_2$ , mas distinguem-se do grupo anterior através de 5 parâmetros.

-Os segmentos pertencendo a EEG50 e EEG51, que pertencem ao mesmo doente apresentam-se distintos entre si, excepto para os parâmetros energia e  $a_1$ , e distintos de todos os restantes.

### Conclusões

Os resultados apresentados mostram que este tipo de actividade epiléptica é detectável usando a metodologia proposta, não sendo necessário utilizar modelos AR de ordem superior à 7ª; ordens inferiores a 5 também não são convenientes por conduzirem a perda da sensibilidade.

Os resultados sobre caracterização mostram nitidamente que não se pode pensar em definir parametricamente um segmento típico com Pequeno Mal. Antes se pode concluir que a variabilidade de doente para doente é grande, embora certas regularidades se verifiquem entre os dados analisados, sugerindo que através destes parâmetros se podem definir classes. A mais aparente diferença reside nos segmentos do doente 5 que são distintos de todos os outros e que, conforme referido, pertencem ao único doente medicado. No entanto o reduzido número de casos estudados não permite tirar conclusões com significância estatística, sendo necessário tratar bastantes mais dados, trabalho que neste momento se está a realizar.

## Referências

- BURG, J.P. (1975) "Maximum Entropy Spectral Analysis" - Ph.D. Dissertation - Stanford University
- DUDA, R., HART, P. (1973) "Pattern Classification and Scene Analysis", John Wiley & Sons, New York.
- MAKHOUL, J.(1975) "Linear Prediction: A Tutorial Review", Proceedings of IEEE, vol 63:561-580.
- PRINCIPE, J.C. (1979) "Automated Detection and Quantification of Petit-Mal - Seizures in the Electroencephalogram." Ph.D. Dissertation, University of Florida.
- TOU, J.T., GONZALES, R.C. (1974) "Pattern Recognition Principles.", Addison-Wesley Publishing Company, London.
- VAZ, F. (1986) "Modelos Paramétricos para a Caracterização, Quantificação e Detecção de Eventos Epileptiformes no EEG.", Dissertação para provas de doutoramento na Universidade de Aveiro, Aveiro.
- VAZ, F., GUEDES de OLIVEIRA, P., PRINCIPE, J.C. (1987) "A Study on the Best Order for Autoregressive EEG Modelling." International Journal of Bio-Medical Computing, vol.20:41-50.

## EEG PARAMETRIC CHARACTERIZATION

ABSTRACT--This paper presents a method for the detection and quantification of Petit Mal epileptic seizures. The method consists in dividing the electroencephalogram (EEG) in short segments (2 second) and to compute for each segment the autoregressive (AR) model. Using the model parameters as features the segments are classified as epileptic or non epileptic. The model order is also subject to study.

Some results showing the detection power of the method are presented suggesting the model may be used to characterize this kind of pathology.