

CLASSIFICAÇÃO DE PADRÕES ELETRO-ENCEFALOGRÁFICOS DAS FASES DE SONO-VIGÍLIA NEONATAIS

P. R. Galhanone¹, A. F. C. Infantosi², D. M. Simpson³

RESUMO -- A atividade espontânea do EEG de recém-natos, caracterizada por padrões dos estados do ciclo sono-vigília, tem sido apontada como de potencial diagnóstico e prognóstico de curto e longo prazos em convulsões neonatais e outros problemas neurológicos. Com vistas a investigar a potencialidade da utilização de técnicas de classificação destes padrões, foi realizada a análise espectral de segmentos de vigília-LVI (*Low Voltage Irregular*), sono quieto-HVS (*High Voltage Slow*) e sono ativo-Misto dos EEGs de 6 neonatos normais. As primeiras 25 componentes espectrais (1 a 25 Hz) foram então utilizadas como variáveis para a Análise Discriminante (AD), obtendo-se 66,3% de classificação correta e 82,1% e 91,9% de especificidade para os padrões LVI e HVS, respectivamente. Tais resultados, quando comparados com a literatura, indicam a potencialidade do método desenvolvido.

Palavras-chave: EEG Neonatal, Fases do Sono, Análise Discriminante.

INTRODUÇÃO

A grande incidência de crises convulsivas no período neonatal, bem como a elevada morbimortalidade associada, tem levado diversos centros de pesquisa a investigar métodos diagnósticos e prognósticos mais precisos e acessíveis (Nunes *et alii*, 1994). O Eletroencefalograma (EEG), exame simples, não-invasivo e de baixo custo, que permite a avaliação funcional direta do Sistema Nervoso Central, tem sido um dos métodos mais indicados no diagnóstico (Lombroso, 1993). Adicionalmente, segundo Murdoch-Eaton e Connell (1995), o EEG neonatal tem sido apontado como um método de potencial prognóstico de curto e longo prazos não só para crises convulsivas como para hemorragia intraventricular, leucomalácia e asfixia. Para tais prognósticos, ainda segundo este autor, o parâmetro mais relevante parece ser a atividade espontânea do EEG, representada pelos padrões dos estados do ciclo de sono-vigília (Tabela 1).

A determinação clínica das fases de sono-vigília depende fortemente da experiência do encefalografista e de um adequado treinamento. A Análise Quantitativa tem sido apontada como uma importante ferramenta adicional ao exame clínico convencional do EEG, pelo fato deste conter elevado componente subjetivo (Duffy *et alii*, 1994). Tal análise consiste na aplicação de técnicas de

¹ Doutorando do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, Cidade Universitária, Caixa Postal 68510, 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ

² Professor Titular do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, E-mail: afci@serv.peb.ufrj.br

³ Professor Adjunto do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ

processamento, com vistas a extração de parâmetros quantitativos que descrevam adequadamente os sinais fisiológicos. Na área neonatal, pode-se citar os trabalhos de Serman *et alii* (1977), que a partir da análise no domínio da frequência do EEG neonatal, extraíram parâmetros espectrais para estudar a maturação do sistema nervoso central; Havlicek *et alii* (1975) também usaram o espectro de potência do EEG para, analisando os estados de sono-vigília, distinguir entre neonatos nascidos a termo e prematuros; e Bell *et alii* (1991), utilizaram parâmetros espectrais do EEG neonatal para estudar a variação de estados comportamentais e avaliar a idade gestacional.

Segundo Duffy *et alii* (1994), a Análise Discriminante (AD) tem se mostrado de grande valor na classificação automática baseada em parâmetros do EEG. Walter *et alii* (1967) utilizaram a AD de parâmetros espectrais do EEG com objetivo de categorizar automaticamente cinco estados experimentais/clínicos distintos em adultos, obtendo 49% de acerto. Utilizando este método na identificação de seis estágios de sono, também em adultos, Larsen e Walter (1970) obtiveram classificação correta de 68%. A aplicação da AD a problemas mais específicos (somente duas categorias distintas clinicamente) pode conduzir a melhores resultados, assim Bowling e Bourne (1978), na investigação com parâmetros espectrais do EEG de indivíduos normais e pacientes renais crônicos, obtiveram 94,7% de acerto. Mais recentemente, Thatcher *et alii* (1989) obtiveram classificação correta geral de 94,8% entre pacientes com traumatismo cranio-encefálico e indivíduos normais.

Do exposto, principalmente no que tange às limitações clínico-profissionais, a utilização de métodos quantitativos de análise e classificação de padrões das fases de sono-vigília pode conduzir ao estabelecimento de uma metodologia de auxílio ao treinamento de especialistas e ao diagnóstico, acompanhamento da evolução clínica e prognóstico de crises convulsivas, bem como de outras patologias neonatais. Para tal, investigou-se a potencialidade do uso da AD, aplicada a parâmetros espectrais do EEG, na distinção de períodos selecionados por encefalografistas dos padrões LVI (*Low Voltage Irregular*), HVS (*High Voltage Slow*) e M (*Misto*).

Tabela 1.: Estados do ciclo sono-vigília segundo Stockard-Pope *et alii* (1992b)

| Estado | Variáveis | | | | | | | |
|--------------|---------------------------------------|--|--|-----------------------------|--------------|-----------------------------------|---------------------|------------|
| | Comportamentais | | | | Fisiológicas | | | |
| | Olhos | Movimento Corporal | Movimento Facial | Outros | Respiração | EOG | EMG | EEG |
| Vigília | abertos, piscando, brilhantes, ativos | lento, remexendo rápido, sacudindo, sobressalto espontâneo | franze sobrançelha, sorri, suga, faz caretas | ereção peniana, vocalização | irregular | EM (Eye Movement) presente | fásico | LVI M |
| Sono Ativo | fechados | lento, remexendo, sobressalto espontâneo | franze sobrançelha, sorri, suga, faz caretas | ereção peniana, vocalização | irregular | REM (Rapid Eye Movement) presente | baixo nível | LVI M |
| Sono Quietos | fechados | sobressalto espontâneo | relaxado, sacode mandíbula | | regular | REM ausente | alto nível (fásico) | TA* HVS |

* TA = Traçado Alternante

MATERIAIS E MÉTODOS

Aquisição dos Sinais

O protocolo experimental foi desenvolvido juntamente com o Serviço de Neurofisiologia Clínica do Instituto Fernandes Figueira (SNC-IFF) da Fundação Oswaldo Cruz/Rio de Janeiro. Inicialmente foram selecionados seis neonatos, da própria maternidade do IFF, recém-nascidos, com até 3 dias de pós-parto, considerados normais: nascidos à termo (38 - 42 semanas); com peso normal (2500 - 4000 g); com APGAR maior que 7 (1ª e 5ª minuto); e normais no exame físico e neurológico. Estes recém-nascidos, com consentimento escrito dos pais e na presença de pelo menos um destes, foram então submetidos a uma vídeo-poligrafia com duração mínima de 1 hora (e não superior a 90 minutos).

Os exames foram realizados no período diurno, durante sono espontâneo, geralmente após amamentação da criança, e consistiu no registro simultâneo de 17 canais (entre EEG, EOG, EMG, ECG e ventilação) em papel e armazenamento das imagens (movimentação do paciente) e traçados poligráficos em fitas de vídeo. Para cada exame foram registrados 12 canais de EEG utilizando-se a montagem bipolar, recomendada pela Sociedade Americana de EEG (Stockard-Pope *et alii*, 1992a), mostrada na Figura 1. Os outros cinco sinais fisiológicos adquiridos foram dois canais de EOG; um canal de EMG submentonianiano em montagem bipolar (eletrodos colocados sob o maxilar inferior); um canal de ventilação; e um canal de ECG. Paralelamente ao registro dos sinais, as variáveis comportamentais (Tabela 1) do paciente foram acompanhadas e anotadas periodicamente por um especialista em ficha específica para este fim.

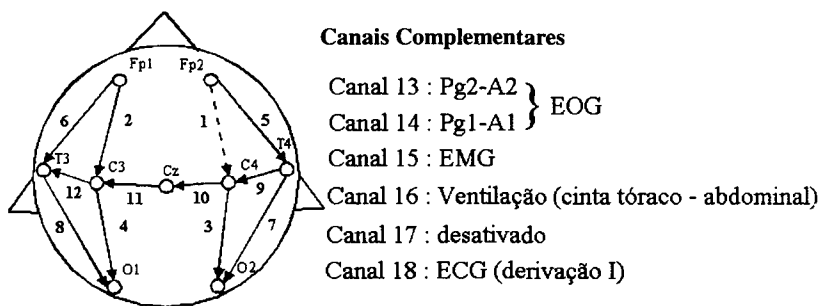


Figura 1: Esquema da montagem do exame poligráfico, mostrando os canais EEG (setas numeradas) e os complementares (monitoração das demais variáveis fisiológicas). Os eletrodos estão posicionados segundo o Sistema Internacional 10-20.

Pré-processamento

Os sinais poligráficos gravados analogicamente em fita foram digitalizados *a posteriori* (*off-line*), a uma frequência de amostragem de 128 Hz com filtro *anti-alias* de 35 Hz, através da placa digitalizadora, conectada ao gravador FM TEAC-7000 (Tóquio, Japão), e gerenciada pelo *software*

Rhythm 8.0 (Stellate Systems, Canadá). Devido a limitações de *software* e *hardware* a 16 canais foi descartada a derivação Fp2-C4 (linha tracejada na Figura 1), sendo digitalizados os canais restantes. Os exames foram analisados pelos especialistas do SNC-IFF, por inspeção visual dos traçados registrados em papel considerando as informações comportamentais contidas na ficha e registradas em vídeo. Esta análise foi realizada em conjunto pelos dois especialistas sendo, selecionados e marcados em consenso períodos, sem artefatos no EEG, de vigília padrão LVI, sono ativo padrão misto e sono quieto padrão HVS, conforme exemplificado na Figura 2, para diferentes neonatos.

Todos os períodos de uma fase de sono de cada neonato foram separados e armazenados em disco rígido, para posterior processamento, por *software* desenvolvido em linguagem Turbo C (Borland Inc, EUA). Cabe salientar que apenas dois exames apresentaram períodos adequados dos 3 estados em estudo. Os sinais digitais foram calibrados com pulsos de $\pm 50\mu V$.

Cálculo dos Parâmetros Quantitativos

Dos períodos classificados por fases de sono, foram extraídos os parâmetros quantitativos a serem utilizados na Análise Discriminante (componentes espectrais de potência dos sinais EEG). Segmentos de 4 segundos de duração foram utilizados na análise espectral, conforme Crowell *et alii*, 1977 (trechos com duração de 10 a 64 segundos tem sido empregados por outros autores, tais como Havlicek *et alii*, 1975, Giaquinto *et alii*, 1977 e Bell *et alii*, 1991). Para cada segmento de cada canal "c", o espectro discreto de potência ($S_{xx_c}(f)$) foi estimado através da Transformada Rápida de Fourier (FFT, algoritmo descrito em Press *et alii*, 1986) de trechos de 1 segundo (janelamento retangular) e, então, efetuada a promediação de $n = 4$ janelas:

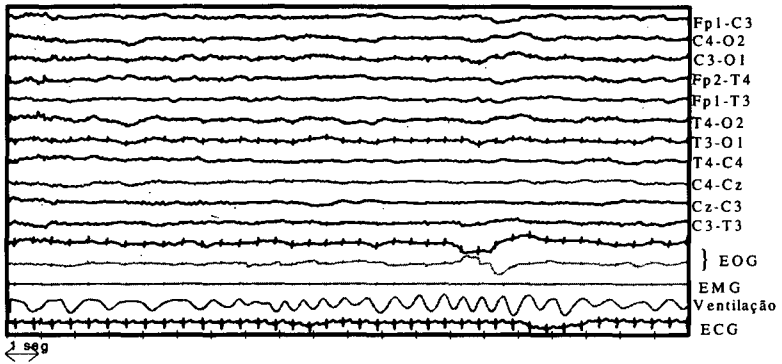
$$\hat{S}_{xx_c}(f) = (T/N) \cdot \frac{\sum_{p=1}^n |X_{cp}(f \cdot NT)|^2}{n} \quad (1)$$

onde: $N=128$ é o número de amostras em cada janela; T é o inverso da frequência de amostragem (1/128 Hz); e $X_{cp}(f)$ é a FFT do p -ésimo trecho do c -ésimo canal x_{cp} (Bendat e Piersol, 1986):

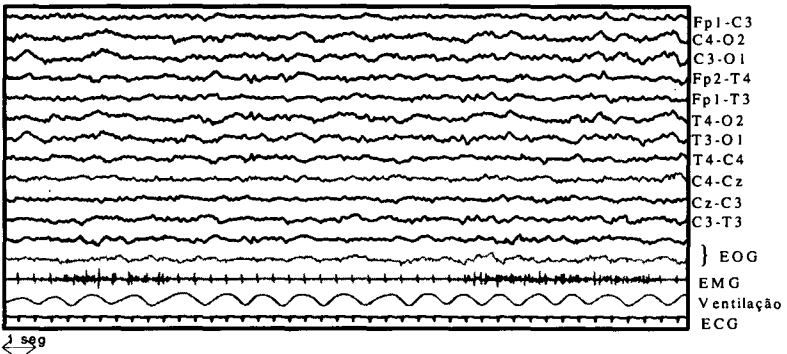
$$X_{cp}(k) = \sum_{i=0}^{N-1} x_{cp}(i) \cdot e^{-j\frac{2\pi}{N}ki} \quad \text{para } i \text{ e } k = 0, 1, \dots, (N-1) \quad (2)$$

mantendo a resolução espectral de $1/NT = 1$ Hz. Com vistas a diminuir, ainda mais, a variabilidade da estimativa e considerando que a atividade eletroencefalográfica dos padrões em estudo pode ser tomada como uniformemente distribuída pelo escalpo (Lombroso, 1993), foi estimado, para os $D=11$ canais EEG utilizados, o espectro global médio - EGM ($\hat{S}_{xx}(f)$), dado por:

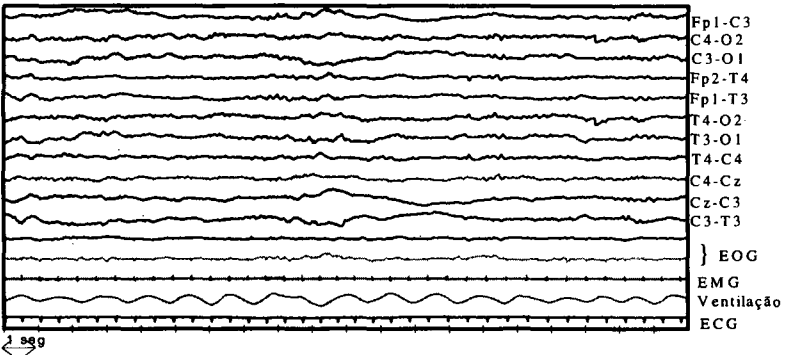
$$\hat{S}_{xx}(f) = \frac{\sum_{c=1}^D \hat{S}_{xx_c}(f)}{D} \quad (3)$$



(a)



(b)



(c)

Figura 2.: Exemplos de trechos de: (a) vigília - LVI; (b) sono quieto - HVS; (c) sono ativo - Misto

Na AD foram utilizadas as funções discriminantes lineares de Fisher ($Y_{n(1 \times 1)}$), calculadas sobre os 25 primeiros componentes espectrais (faixa de 1 a 25 Hz) das estimativas (canais isolados e EGM), dadas pela expressão (Johnson e Wichern, 1988):

$$Y_{n(1 \times 1)} = \zeta'_{n(1 \times 25)} \cdot X_{(25 \times 1)} \quad (4)$$

onde: n é o número de funções discriminantes independentes (igual a dois, pois tem-se apenas três grupos de padrões a serem classificados); $X_{(25 \times 1)}$ é o vetor das amostras de 25 variáveis; $\zeta_{(1 \times 25)}$ é o vetor dos pesos ou coeficientes discriminantes atribuídos às 25 variáveis; e \cdot' indica a matriz transposta.

Os coeficientes ($\zeta_{(1 \times 25)}$) foram estimados para a maximização da separação dos g grupos (três), utilizando-se o pacote SYSTAT (Systat Inc, EUA). Segundo Johnson e Wichern (1988), esses coeficientes correspondem aos auto-vetores (\hat{e}_1 e \hat{e}_2) da relação:

$$W^{-1} \cdot \hat{B}_0 \quad (5)$$

sendo W a matriz da variabilidade intra-grupos e \hat{B}_0 a matriz variabilidade entre-grupos:

$$W = \sum_{i=1}^g \sum_{j=1}^{n_i} (X_{ij(25 \times 1)} - \bar{X}_{i(25 \times 1)}) (X_{ij(25 \times 1)} - \bar{X}_{i(25 \times 1)})' \quad (6)$$

e

$$\hat{B}_0 = \sum_{i=1}^g (\bar{X}_{i(25 \times 1)} - \bar{X}_{(25 \times 1)}) (\bar{X}_{i(25 \times 1)} - \bar{X}_{(25 \times 1)})'$$

onde: $\bar{X}_{(25 \times 1)}$ é a média de todas as amostras; e para o i -ésimo grupo, n_i é o número de amostras, $X_{ij(25 \times 1)}$ é j -ésima amostra e $\bar{X}_{i(25 \times 1)}$ é a média das amostras.

A partir da seleção dos períodos de sono de seis neonatos efetuada pelos especialistas, foram separados 414 segmentos de 4 segundos, sendo 59 de vigília LVI (Grupo 1), 189 de sono quieto HVS (Grupo 2) e 166 de sono ativo misto (Grupo 3). Deste total, dois subconjuntos foram gerados a partir de uma seleção aleatória: o conjunto de treinamento, usado para estimação dos centróides dos grupos, com aproximadamente 2/3 das amostras; e o conjunto de avaliação ou teste, com as restantes, para verificação do desempenho do classificador. Cada amostra do conjunto de avaliação foi classificada através da mínima Distância Euclidiana (distância quadrática entre a amostra e os centróides). Na avaliação do desempenho do classificador foram utilizados os índices de classificação correta total (total de acertos de todos os grupos/total de amostras) e de sensibilidade e especificidade. Esses últimos, descritos em Weiss (1986), podem ser definidos, utilizando-se a Tabela 2, como:

$$\text{Sensibilidade ao padrão A} = \frac{AA}{AB + AC + AA}$$

e

$$\text{Especificidade ao padrão A} = \frac{BB + BC + CB + CC}{BB + BC + CB + CC + BA + CA}$$

(7)

Tabela 2: Tabela de contingência

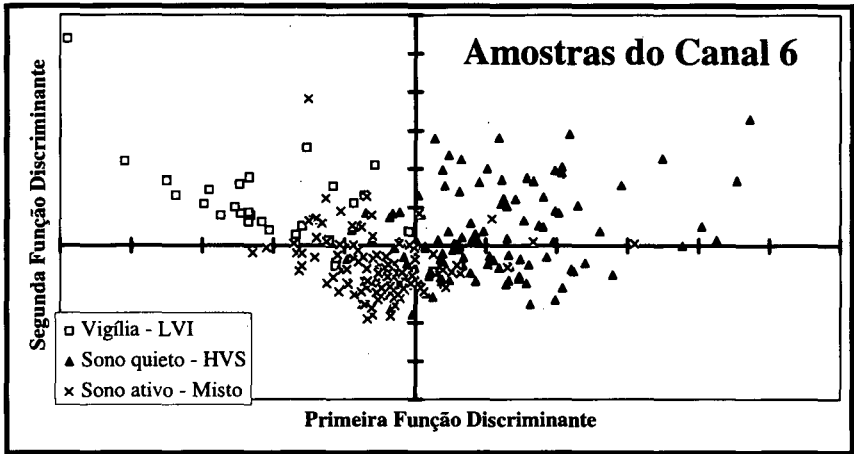
| Número Real de Amostras dos Grupos | Resultados Previstos | | |
|------------------------------------|----------------------|----|----|
| | A | B | C |
| A | AA | AB | AC |
| B | BA | BB | BC |
| C | CA | CB | CC |

RESULTADOS E DISCUSSÃO

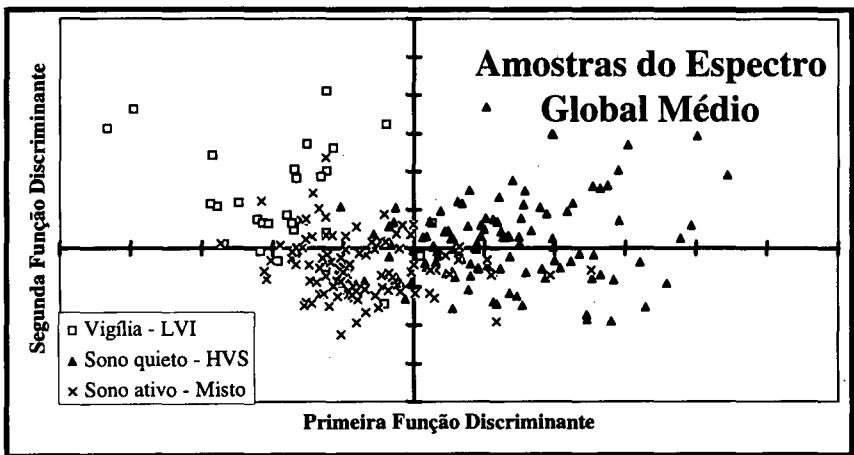
O espalhamento das amostras dos diferentes padrões de sono no espaço discriminante, definido pelas duas funções discriminantes calculadas para cada conjunto de variáveis (canal 6, tomado como exemplo dos demais, e do EGM), é mostrado na Figura 3, onde se nota que as amostras dos padrões LVI e HVS estão geralmente localizadas em regiões distintas, enquanto que as do Misto invadem estas regiões. Tal observação já era esperada, seja pela própria definição do padrão Misto (Stockard-Pope *et alii*, 1992b), seja pelo resultado da análise espectral, como descrito por Galhanone (1996). O espalhamento dos canais isolados no espaço discriminante é similar aquele observado para o canal 6 (Figura 3a) e aproximadamente igual ao do EGM (Figura 3b).

A Tabela 3 sumariza os resultados da classificação dos conjuntos de treinamento e avaliação, utilizando as funções discriminantes calculadas para os componentes do canal 6 e do EGM.. No conjunto de treinamento do canal 6 (Tabela 3a) nota-se que a sensibilidade dos 3 padrões permanece na faixa de 70-80% (menor para o HVS - 71,3%) e que os padrões LVI e HVS apresentam alta especificidade (em torno de 93%) sendo esta bem menor para o padrão Misto (73%). Para o conjunto de avaliação a especificidade dos padrões LVI e HVS decaem como esperado, e a sensibilidade dos padrões também é menor para o padrão Misto (de 78,3 para 70%) e, principalmente, para o HVS (de 71,3 para 56,76%). As variáveis espectrais deste canal isolado (comparativamente o de melhor desempenho) conduzem a uma classificação correta total para o conjunto de avaliação de 64,4%, sendo menos sensível ao padrão HVS e também menos específica ao Misto.

Comparando estes resultados com os obtidos pelas variáveis do EGM (Tabela 3b), nota-se que no conjunto de treinamento a especificidade do LVI e do HVS se mantêm elevada e a sensibilidade aos padrões LVI e Misto pouco se altera. No entanto a sensibilidade ao HVS e a especificidade do padrão Misto aumentaram em mais de 10%. Para o conjunto de avaliação a especificidade dos padrões HVS e Misto aumentou cerca de 4% e a sensibilidade ao HVS aumentou em 10%. As variáveis do EGM apresentam um aumento na classificação correta (de 64,4 para 66,3%) além de um aumento da sensibilidade ao HVS e na especificidade do padrão Misto (tanto no conjunto de treinamento como no de avaliação).



(a)



(b)

Figura 3.: Espalhamento das amostras do conjunto de treinamento no espaço discriminante, determinado pelas funções discriminantes estimadas com base nas variáveis espectrais do: (a) canal 6 (T4-O2); (b) espectro global médio. Cada ponto representa uma amostra (segmento de 4 segundos).

Tabela 3.: Comparação entre os resultados da Análise Discriminante do conjunto de variáveis do: (a) canal 6; e (b) do espectro global médio.

(a)

| Amostras classificadas pelos especialistas | Amostras classificadas pela AD calculada sobre os componentes espectrais do canal 6 | | | | | | | | | | | |
|--|---|-------------|-----------------|------------------|------------------|-----------------|-----------------------|-------------|-----------------|------------------|------------------|-----------------|
| | Conjunto de treinamento | | | | | | Conjunto de avaliação | | | | | |
| | total | vigília LVI | sono quieto HVS | sono ativo Misto | especificidade % | sensibilidade % | total | vigília LVI | sono quieto HVS | sono ativo Misto | especificidade % | sensibilidade % |
| vigília-LVI | 33 | 25 | 0 | 8 | 92,76 | 75,76 | 26 | 19 | 1 | 6 | 85,82 | 73,08 |
| sono quieto-HVS | 115 | 1 | 82 | 32 | 94,25 | 71,30 | 74 | 11 | 42 | 21 | 87,21 | 56,76 |
| sono ativo-Misto | 106 | 15 | 8 | 83 | 72,97 | 78,30 | 60 | 8 | 10 | 42 | 73 | 70 |

(b)

| Amostras classificadas pelos especialistas | Amostras classificadas pela AD calculada sobre os componentes do espectro global médio | | | | | | | | | | | |
|--|--|-------------|-----------------|------------------|------------------|-----------------|-----------------------|-------------|-----------------|------------------|------------------|-----------------|
| | Conjunto de treinamento | | | | | | Conjunto de avaliação | | | | | |
| | total | vigília LVI | sono quieto HVS | sono ativo Misto | especificidade % | sensibilidade % | total | vigília LVI | sono quieto HVS | sono ativo Misto | especificidade % | sensibilidade % |
| vigília-LVI | 33 | 24 | 1 | 8 | 93,21 | 72,72 | 26 | 16 | 1 | 9 | 82,09 | 61,54 |
| sono quieto-HVS | 115 | 2 | 96 | 17 | 92,09 | 83,48 | 74 | 11 | 49 | 14 | 91,86 | 66,22 |
| sono ativo-Misto | 106 | 13 | 10 | 83 | 83,11 | 78,30 | 60 | 13 | 6 | 41 | 77 | 68,33 |

CONCLUSÃO

Os componentes espectrais do espectro global médio de potência do EEG neonatal mostraram-se mais efetivos do que os dos canais isolados na classificação entre as fases de sono-vigília, particularmente quanto a especificidade e sensibilidade ao HVS. Estes resultados apontam para a utilização do conjunto de componentes do EGM, logo em concordância com o procedimento de análise visual dos especialistas, que analisam o conjunto dos canais sem ater-se a canais isolados. Adicionalmente, tais achados concordam com a observação de Lombroso (1993) sobre a possível distribuição uniforme no escalpo da atividade cerebral em neonatos.

Com o reduzido número de exames disponíveis (não utilização de neonatos distintos para os conjunto de treinamento e avaliação), as funções discriminantes mostraram-se capazes de distinguir entre padrões eletrográficos das fases de sono-vigília, tendo maior sensibilidade aos padrões HVS (66,2%) e Misto (68,3%). A AD apresentou também uma maior especificidade na classificação dos padrões LVI (82,1%) e HVS (91,9%) sendo esta menor para o padrão Misto (77%). Isto provavelmente deve-se ao fato deste último apresentar características comuns aos outros dois padrões, dificultando portanto sua distinção.

A classificação correta global de 66,3% é próxima do resultado reportado por Larsen e Walter (1970) na distinção das fases de sono de adultos (68%), indicando ser a metodologia adotada promissora, em particular ao se considerar que em adultos os padrões eletrográficos são melhor definidos que em neonatos. Finalmente, baseado no procedimento do especialista clínico, deve-se

investigar a possibilidade de melhoria no desempenho da classificação automática pela AD incorporando-se outros parâmetros extraídos do próprio EEG e dos demais sinais fisiológicos.

AGRADECIMENTOS

Ao CNPq e CAPES, pelo apoio financeiro, e ao Serviço de Neurofisiologia Clínica - IFF- FIOCRUZ / Rio de Janeiro na aquisição e na interpretação de sinais EEG de neonatos.

REFERÊNCIAS

- BELL, A. H., McCLURE, B. G., McCULLAGH, P. J. and McCLELLAND, R. J. (1991). "Variation in Power Spectral Analysis of the EEG with Gestational Age". *Journal of Clinical Neurophysiology*, v. 8, n. 3, p. 312-319.
- BENDAT, J. S. and PIERSOL, A. G. (1986). *Random Data - Analysis and Measurement Procedures*. Second Edition, New York: John Wiley & Sons.
- BOWLING, P. S. and BOURNE, J. R. (1978). "Discriminant Analysis of Electroencephalograms Recorded from Renal Patients". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, v. 25, n. 1, p. 12-17.
- CROWELL, D. H., JONES, R. H., KAPUNIAI, L. E. and LEUNG, P. (1977). "Autoregressive Representation of Infant EEG for the Purpose of Hypothesis Testing and Classification". *Electroenceph. Clin. Neuroph.*, v. 43, n. 3, p. 317-324.
- DUFFY, F. H., HUGHES, J. R., MIRANDA, F., BERNARD, P. and COOK, P. (1994). "Status of Quantitative EEG (QEEG) in Clinical Practice, 1994". *Clinical Electroencephalography*, v. 25, n. 4, p. VI-XXII.
- GALHANONE, P. R. (1996). *Análise multivariada aplicada à sinais fisiológicos neonatais: estudo das fases de sono-vigília*. Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, Rio de Janeiro: COPPE/UFRJ, 123 p., dez.
- GIAQUINTO, S., MARCIANO, F., MONOD, N. and NOLFE, G. (1977). "Applications of statistical equivalence to newborn EEG recordings". *Electroenceph. Clin. Neuroph.*, v. 42, n. 3, p. 406-413.
- HAVLICEK, V., CHILIAEVA R. and CHERNICK, V. (1975). "EEG Frequency Spectrum Characteristics of Sleep States in Full-term and Pre-term infants". *Neuropaediatrie*, v. 6, n. 1, p. 24-40.
- JOHNSON, R. A. and WICHERN, D. W. (1988). "Discrimination and Classification", *Applied Multivariate Statistical Analysis*. Eds.: R. A. Johnson and D. W. Wichern, Second Edition, Englewood Cliffs: Prentice-Hall International Editions, p. 471-537.

- LARSEN, L. E. and WALTER, D. O. (1970). "On Automatic Methods of Sleep Staging by EEG Spectra". *Electroenceph. Clin. Neuroph.*, v. 28, n. 4, p. 459-467.
- LOMBROSO, C. T. (1993). "Neonatal EEG Polygraphy in Normal and Abnormal Newborns", *Electroencefalography - Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*. Eds.: E. Niedermeyer and F. Lopes da Silva, Baltimore: William & Wilkins, Third Edition, p. 803-875.
- MURDOCH-EATON, D. G. and CONNELL, J. A. (1995). "Neonatal Electroencephalography", *Fetal and Neonatal Neurology and Neurosurgery*. Eds.: M. I. Levene and R. J. Lilford, London: Churchill Livingstone, Second Edition, p. 163-177.
- NUNES, M. L., COSTA, J. C., GODINHO, C. C. e RODRIGUES, M. P. R. (1994). "Prognóstico de Recém-Nascidos com Convulsões: Aspectos Clínicos e Electroencefalográficos". *Jornal da Liga Brasileira de Epilepsia*, v. 7, n. 1, p. 27-30.
- PRESS, W. H., FLANNERY, B. P., TENKOLSKY, S. A. and VETTERLING, W. T. (1986). *Numerical Recipes*. Cambridge: Cambridge University Press.
- STERMAN, M. B., HARPER, R. M., HAVENS, B., HOPPENBROUWERS, T., MCGINTY, D. J. and HODGMAN, J. E. (1977). "Quantitative Analysis of Infant EEG Development During Quiet Sleep". *Electroenceph. Clin. Neuroph.*, v. 43, n. 3, p. 371-385.
- STOCKARD-POPE, J. E., WERNER, S. S., BICKFORD, R. G. and CURRAN, J. S. (1992a). "Recording the Neonatal Electroencephalogram", *Atlas of Neonatal Electroencephalography*. Eds.: J. E. Stockard-Pope, S. S. Werner, R. G. Bickford and J. S. Curran, New York: Raven Press, Second Edition, p. 1-51.
- STOCKARD-POPE, J. E., WERNER, S. S., BICKFORD, R. G. and CURRAN, J. S. (1992b). "Development of Sleep-Wake States", *Atlas of Neonatal Electroencephalography*. Eds.: J. E. Stockard-Pope, S. S. Werner, R. G. Bickford and J. S. Curran, New York: Raven Press, Second Edition, p. 93-104.
- THATCHER, R. W., WALKER, R. A., GERSON, I. and GEISLER, F. H. (1989). "EEG Discriminant Analyses of Mild Head Trauma". *Electroenceph. Clin. Neuroph.*, v. 73, n. 2, p. 94-106.
- WALTER, D. O., RHODES, J. M. and ADEY, W. R. (1967). "Discriminant Among States of Consciousness by EEG Measurements. A Study of Four Subjects". *Electroenceph. Clin. Neuroph.*, v. 22, n. 1, p. 22-29.
- WEISS, N. S. (1986). "Diagnostic and Screening Test: What Information Is Needed Before Developing a Policy for Their Use?", *Clinical Epidemiology: The Study of the Outcome of Illness*. Ed.: N. S. Weiss, New York: Oxford University Press, p. 15-32.

**CLASSIFICATION OF ELECTROENCEPHALOGRAPHIC PATTERNS IN
NEONATAL SLEEP-WAKE PHASES**

P. R. Galhanone¹, A. F. C. Infantsi², D. M. Simpson³

ABSTRACT - The background EEG patterns associated with the sleep-wake cycle in newborns has been suggested as having great potential in the diagnosis and prognosis of seizures and other neurological problems. With a view to investigate the potential of applying classification techniques to these patterns, spectral analysis was carried out on segments of EEG from six healthy term newborns from stretchers of the patterns: Low Voltage Irregular (LVI) during wakefulness, High Voltage Slow (HVS) during quiet sleep and mixed (M) during active sleep. The first 25 spectral components (1 to 25 Hz) were then used as input variables for Discriminant Analysis, achieving correct classification in 66.3% of segments and specificity of 82.1% and 91.9% for LVI and HVS, respectively. These results, when compared with those from the literature, indicate the potential of the method suggested.

Key-words: Neonatal EEG, Sleep-wake Phases, Discriminant Analysis.

¹ Student (D.Sc.) - Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ, Cidade Universitária, P.O.Box 68510, CEP 21945-970 - Rio de Janeiro - RJ, Brazil

² Professor - Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ, E-mail: afci@serv.peb.ufrj.br

³ Associate Professor - Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ