

ESTUDO DA TÉCNICA DE DERIVAÇÃO DA FONTE DE SINAIS EEG

ALMEIDA, A. C. G.¹ e INFANTOSI, A. F. C.²

RESUMO — A estimativa da atividade elétrica cerebral a nível da superfície do córtex tem sido considerada de fundamental importância na identificação de fontes locais. Este trabalho objetiva estudar a derivação da fonte de sinais EEG utilizando o método de diferenças finitas para redes uniformes e não-uniformes. Na avaliação preliminar da aplicação desse método, sinais EEG de indivíduo normal foram empregados. Nos sinais da derivação da fonte as componentes comuns aos sítios adjacentes foram reduzidas, enfatizando a atividade subjacente ao eletrodo de captação. Tais resultados sugerem a possibilidade de estimar-se a atividade a nível cortical.

INTRODUÇÃO

Na eletroencefalografia clássica, o método de interpretação do EEG consiste, fundamentalmente, da avaliação de um conjunto de registros da atividade elétrica cerebral, através de inspeção visual, baseada na análise da morfologia do sinal e dos ritmos que o compõem. Neste sentido, esta técnica é altamente dependente da experiência profissional do especialista clínico, a qual está associada a componentes subjetivos. Devido a tais fatores, a análise do EEG tem sido descrita como uma arte, e não somente como uma ciência (Niedermeyer, 1987).

Com o objetivo de se obter informações quantitativas do sinal eletroencefalográfico, técnicas de análise e processamento de sinais têm sido desenvolvidas (Lopes da Silva, 1987a), constituindo o que atualmente se denomina eletroencefalografia quantitativa. A partir da análise quantitativa do EEG, tem sido possível a identificação e extração de informações clinicamente significativas, e principalmente não óbvias à inspeção visual.

Entre as diferentes técnicas e métodos utilizados na EEG Quantitativa, destaca-se a análise espectral, com ênfase em estudos dos espectros de amplitude e energia e no mapeamento da distribuição de parâmetros espectrais sobre o escalpo. Entretanto, importantes informações eletroencefalográficas, relativas ao sincronismo inter e intra-hemisférico, estão contidas na fase do sinal. Segundo Lopes da Silva (1987b), a função de fase tem sido pouco utilizada na prática rotineira do EEG clínico provavelmente porque as medições de fase são, geralmente, difíceis de serem interpretadas. Isto deve-se ao fato de que os sinais adquiridos no escalpo são uma representação complexa da atividade cortical de fundo; assim, os potenciais captados em regiões afastadas, não são facilmente deduzidos de modo a evidenciar os processos biofísicos a nível cortical. Além disto, desde os primórdios do EEG se reconhece que as várias combinações de eletrodos representam uma interação da atividade de áreas adjacentes e são particularmente influenciadas por dois ou mais eletrodos conectados em qualquer ponto (Reilly, 1987).

As considerações apontadas justificam, per se, a importância da investigação de técnicas que permitam uma melhor estimativa da atividade cortical subjacente ao eletrodo de captação. Um dos métodos de particular interesse para determinação da atividade local da fonte é descrito por Hjorth (1975, 1976 e 1986) e se baseia no conceito de fontes de correntes ortogonais

1. Mestrando PEB - COPPE/UFRJ; Docente FUNREI - Instituição Federal de Ensino
2. Docente Programa de Engenharia Biomédica (PEB) - COPPE/UFRJ, Caixa Postal 68.510, 21944 - Rio de Janeiro - RJ

ao escalpo. Para sua implementação "on-line" analógica, este autor, assumiu hipóteses simplificadoras, tais como desprezar a convexidade da calota craniana e considerar eqüidistante a disposição dos eletrodos no Sistema Internacional 10-20. Nesse trabalho, o modelo proposto por Hjorth é interpretado eletrofisiologicamente e implementado computacionalmente, sem que a hipótese de equidistância entre eletrodos seja assumida.

BASES TEÓRICAS

A partir da distribuição de potencial sobre o escalpo e diretamente sobre a superfície do córtex cerebral, Brazier (1949) reexaminou os conceitos de campo de dipolos equivalentes relacionados ao EEG, verificando na prática que o modelo mais adequado é o de dipolos dispostos perpendicularmente à superfície do escalpo.

Estudos citológicos posteriores confirmaram a existência de raiais corticais formadas por fibras perpendiculares à superfície do córtex (Machado, 1982). Com esta disposição, os neurônios podem ser considerados como ativados simultaneamente produzindo correntes extracelulares cujas componentes longitudinais (i.e., paralelas aos eixos principais dos neurônios) se adicionam, enquanto suas componentes transversais tendem a se cancelar. O resultado é uma corrente laminar ao longo dos eixos principais dos neurônios (Lopes da Silva, 1987c).

A nível macroscópico, pode-se, portanto, admitir que o campo potencial gerado por colunas paralelas de neurônios comporta-se como uma camada de dipolos. Segundo Lopes da Silva (1987c), Lorente de No denominou o campo gerado por tal configuração de neurônios de "campo aberto", em contraste com aqueles campos gerados por neurônios com arborização de dendritos radialmente distribuídos ao redor do soma que, de acordo com suas descrições, gera "campos fechados".

Recentemente, Hjorth (1986c) reinterpretou seu método de derivação da fonte, proposto em 1975, considerando a distribuição de potencial na superfície do cérebro, vista a partir da calota craniana, como sendo representada por uma camada equivalente de dipolos. Dessa forma, o efeito de uma fonte local na distribuição de potencial sobre o escalpo pode ser estudado como a contribuição do campo gerado por um dipolo da referida camada.

Método da derivação da fonte

Assumindo o modelo de uma camada equivalente de dipolos em um meio condutor e considerando, para efeito de análise, a atuação instantânea de um dipolo subjacente ao eletrodo de captação, a corrente captada por este eletrodo, devida à existência do dipolo, é preferencialmente dirigida perpendicular à superfície do escalpo. A teoria eletromagnética afirma que, nestas condições, a distribuição de potencial será positiva, com uma curvatura com concavidade voltada para baixo e valor máximo na abscissa correspondente à posição do dipolo (Hjorth, 1986). Matematicamente pode-se determinar esse efeito do dipolo sobre o potencial do eletrodo avaliando-se a curvatura da superfície potencial através de sua derivada de segunda ordem, segundo direções perpendiculares que serão aqui representadas por eixos (X e Y). As medidas destas curvaturas podem ser avaliadas de forma única pelo operador Laplaciano aplicado à função de distribuição de potencial (V):

$$\nabla^2 V = \frac{\partial^2 V}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial y^2} \quad (1)$$

Considerando-se que o campo elétrico em questão varia em baixa frequência

(a frequência máxima do EEG utilizado neste trabalho foi de 35 Hz), pode-se assumir um campo eletrostático (\vec{E}) dado por

$$\vec{E} = - \nabla V. \quad (2)$$

Supondo-se o meio condutor, segundo a lei de Ohm, a densidade de corrente \vec{J} é linearmente proporcional ao campo elétrico. Assim, conjuntamente com a expressão (2), considerando c a condutividade do meio, tem-se:

$$\nabla^2 V = - \frac{\nabla \cdot \vec{J}}{c}. \quad (3)$$

Considerando-se, ainda, o meio isotrópico, homogêneo, caracterizado pela condutividade c e com densidade volumétrica de carga dada por $\rho(x, y, z)$, se este sistema condutor for subitamente isolado dos campos elétricos aplicados, tenderá para a situação de equilíbrio. Nestas condições, não há excesso de carga no interior do sistema, o que está de acordo com o modelo físico de neurônios proposto por Van Rotterdam (Lopes da Silva, 1987c). Assim, utilizando-se a equação da continuidade, pode-se concluir que:

$$\nabla^2 V = \frac{1}{c} \frac{\partial \rho}{\partial t}. \quad (4)$$

Da análise dimensional, e do fato de que a curvatura na distribuição de potencial, determinada por $\nabla^2 V$, se deve a uma corrente saindo (positiva) perpendicularmente da superfície do escalpo, e considerando-se como unitária a área dos eletrodos responsáveis pela captação do sinal, o termo $\partial \rho / \partial t$ (expressão 4) pode ser interpretado como sendo esta corrente, e $R = 1/c$ a resistência do meio em questão; logo:

$$\nabla^2 V = - R i. \quad (5)$$

Se a corrente i for representada por uma diferença de potencial, denominada potencial da fonte (V_{fonte}), sobre um eixo perpendicular à superfície do escalpo e atuando sobre uma resistência R , então:

$$V_{\text{fonte}} = - \nabla^2 V. \quad (6)$$

Onde V_{fonte} pode ser interpretado como a diferença de potencial que produz a corrente i . Em termos práticos, esta pode ser considerada como a estimativa do potencial a nível da superfície cortical.

METODOLOGIA

A metodologia utilizada na determinação da derivação da fonte foi dividida em duas etapas: (i) Aquisição e digitalização do EEG; (ii) Cálculo da derivação da fonte segundo dois métodos (redes uniforme e não-uniforme).

Aquisição e digitalização do EEG

Baseado nas dimensões médias do crânio de um indivíduo adulto normal, e tomando-se como referência os principais acidentes do cérebro, os sinais EEG foram captados através de 16 eletrodos dispostos sobre o escalpo do hemisfério esquerdo cerebral, 12 eletrodos segundo o Sistema Internacional 10-20. Os quatro restantes posicionados, conforme proposto por Buchsbaum (1982), no centro dos quadriláteros formados por P3-Pz-Oz-O1 (PO); C3-Cz-Pz-P3 (CP); T3-C3-P3-T5 (TCP) e F3-C3-T3-F7 (FTC) (Avila, 1988). Esta montagem objetiva aumentar a resolução espacial, particularmente importante para o cálculo da

derivação da fonte.

Na aquisição do EEG foi utilizado um eletroencefalógrafo Berger de 16 canais, empregando-se montagem com derivações unipolares (referência auricular), protocolo de olhos fechados e tempo de coleta dos sinais de 10 minutos. As distâncias inter-eletrodos foram medidas para posterior utilização no cálculo da derivação da fonte para redes não-uniformes.

Os sinais de EEG foram submetidos a estágio adicional de filtragem e amplificação para compatibilizá-los com o módulo de digitalização. Após esta etapa, o EEG encontra-se na faixa de frequência de 0,5 à 35 Hz e amplitude com excursão no intervalo $\pm 4V$ (80% da faixa dinâmica do conversor A/D). As 16 derivações foram amostradas à taxa de 120 Hz por um conversor A/D de 10 bits e faixa dinâmica de $\pm 5V$.

Cálculo da derivação da fonte

A resolução dos aspectos locais de um campo elétrico na superfície do escalpo é limitada pela densidade da amostragem espacial, i.e, pelo número máximo de eletrodos aplicados sobre a área de interesse. Embora o operador de Laplace, na sua forma geral, seja baseado no conhecimento de uma distribuição continua de potencial, segundo o método de diferenças finitas, pode-se representá-lo por um operador de diferença central com um número limitado de amostras (Samarski, 1979).

Baseado nestas considerações, o algoritmo de cálculo da derivação da fonte foi desenvolvido para redes uniformes e não-uniformes (Samarski, 1979), pelo método das diferenças finitas. Assim, os sinais foram calculados ponto a ponto em função dos eletrodos vizinhos. Na implementação computacional utilizou-se linguagem Pascal.

RESULTADOS

Para uma avaliação preliminar da aplicação do método de derivação da fonte, utilizou-se dos sinais de EEG de um indivíduo normal, obtido segundo protocolo de olhos fechados e ausência de esforço mental, implicando, assim, em predominância do ritmo alfa, em particular, na região posterior. Para o paciente selecionado, os sinais de EEG apresentaram ritmo alfa que se difundia, com maior ou menor intensidade, por todo o hemisfério esquerdo em estudo; esta observação pode ser notada nos trechos de registro apresentados nas figuras 1 e 2a.

A figura 1 mostra um resultado típico da aplicação do método de derivação da fonte a trechos de sinais (4,26 seg) de EEG. Na região parietal, caracterizada pelo eletrodo P3 e seus vizinhos T5, Pz, C3 e PO, as derivações P3, Pz e C3 apresentam ritmo alfa interrompido por beta; isto também pode ser observado em PO e T5, porém com alfa menos pronunciado. Os sinais da derivação da fonte, denotados por P3' e P3'', por serem obtidos para o sítio P3, referem-se à aplicação da metodologia para redes uniformes e não-uniformes, respectivamente. Estes sinais foram obtidos aplicando-se o operador Laplaciano, como função do tempo, aos trechos de EEG da região parietal. Nota-se, em ambos os sinais processados (P3' e P3'') a presença do ritmo alfa com amplitude menor, porém sem a modulação exibida em P3.

A partir da constatação da predominância do ritmo alfa e dos resultados obtidos no processamento dos sinais da região parietal, o método da derivação da fonte foi aplicado aos 16 sinais de EEG captados no hemisfério esquerdo com o objetivo de determinar-se as possíveis regiões de maior predominância do ritmo alfa. Na figura 2a, os trechos (4,26 seg) de sinais captados da região frontal a occipital, eletrodos F3, FTC, C3, TCP, PC, P3 e PO, são exibidos. A

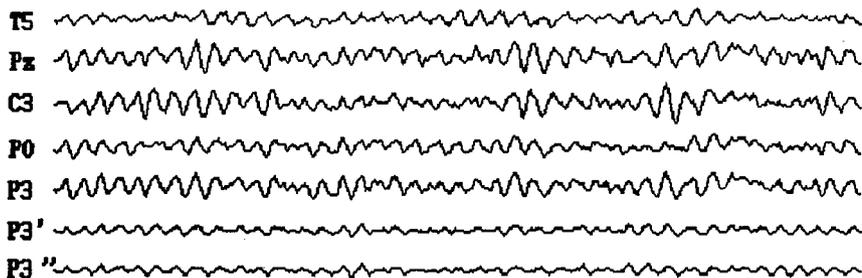


Figura 1: Exemplo típico de aplicação do método de derivação fonte. Os cinco primeiros traçados, trechos de 4.26 seg, referem-se ao EEG original captado pelos eletrodos posicionados em T5, Pz, C3, P0 e P3. Os dois trechos, P3' e P3'', são resultantes da metodologia empregada para redes uniformes e não-uniformes, respectivamente.

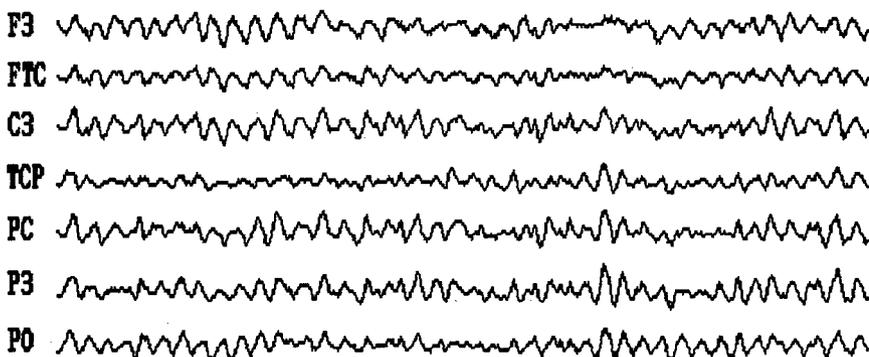


Figura 2a: Trechos de sinais de EEG captados por eletrodos posicionados em F3, FTC, C3, TCP, PC, P3 e P0.

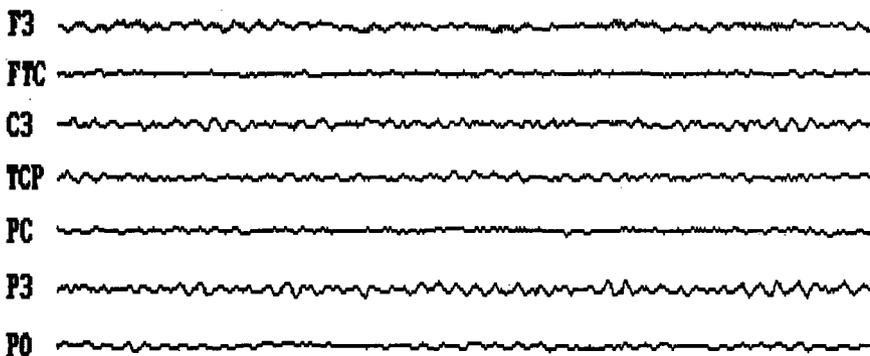


Figura 2b: Sinais das derivações da fonte para redes não-uniformes correspondentes às mesmas posições e mesmos trechos da figura 2a.

exceção do sinal do eletrodo ICP, os restantes apresentam, de um modo geral, ritmo alfa interrompido por beta. Para os mesmos sítios de captação e mesmo intervalo de tempo, as derivações da fonte para redes não-uniformes foram determinadas (figura 2b). Nestes sinais processados, nota-se que somente em P3 e C3 o ritmo alfa continua presente com morfologia similar; em particular em P3, este ritmo não apresenta a modulação exibida no sinal original.

A comparação entre os sinais originais e os da derivação da fonte foi também efetuada de forma quantitativa, utilizando-se o coeficiente de correlação (Bendat, 1971). Para os trechos de sinal P3 (figura 2) e seus vizinhos, o coeficiente de correlação é sumarizado na tabela 1, onde observa-se uma diminuição no valor deste coeficiente para as derivações da fonte.

Tabela 1: Coeficiente de correlação entre o trecho (4.26 seg) de sinal de P3 e seu vizinhos (T5, Pz, C3 e PO), para os sinais EEG da figura 2.

| | Original | derivação da fonte | |
|---------|----------|--------------------|-------------------|
| | | rede uniforme | rede não-uniforme |
| P3 x T5 | 0.327 | -0.201 | 0.094 |
| P3 x Pz | 0.823 | 0.382 | 0.255 |
| P3 x C3 | 0.610 | 0.126 | -0.031 |
| P3 x PO | 0.851 | 0.226 | 0.450 |

DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Os resultados obtidos pela aplicação da metodologia proposta mostraram que, apesar de originalmente todas as derivações estudadas (F3, FTC, C3, ICP, PC, P3 e PO) apresentarem ritmo alfa, somente nas derivações da fonte em P3 e C3 este ritmo era mantido; para P3 tem-se ainda que a modulação do ritmo alfa é significativamente diminuída. Tais observações indicam que o ritmo alfa, antes comum a todos os sinais EEG investigados no hemisfério esquerdo (por ter o paciente ritmo alfa difuso), foi reduzido nos sinais dos eletrodos posicionados na região frontal (F3 e FTC) e mesmo na região occipital (PO), sendo entretanto enfatizado nas regiões parietal (P3) e rolândica (C3).

Os sinais resultantes do processamento de PO, FTC e OP apresentaram valores praticamente constantes e próximos de zero, provavelmente devido a cada um destes sítios de captação estar sob influência de campo elétrico comum a seus vizinhos.

As observações acima foram confirmadas através da análise de correlação dos sinais originais e daqueles obtidos segundo os dois métodos de derivação da fonte. Os coeficientes de correlação apresentaram valores significativamente menores entre sinais das derivações da fonte relativos aos eletrodos centrais e seus vizinhos, quando comparados com os coeficientes determinados para sinais originais. Estes achados concordam com os obtidos por Hjorth (1975). O coeficiente de correlação quase nulo entre as derivações da fonte (rede não-uniforme) de P3 e C3, e a presença de ritmo alfa em ambas, pode sugerir a provável existência de fontes locais de ritmo alfa independentes.

A aplicação do método da derivação da fonte para redes não-uniformes, ainda que investigada para um único paciente normal, sugere a possibilidade de estimar-se a atividade elétrica a nível da superfície cortical. Além disto, conforme apontado por Hjorth (1976), a metodologia descrita poderá ser útil na identificação de focos em pacientes com sofrimento cerebral localizado.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao CNPq e CAPES pelo suporte financeiro e a colaboração de A. S. R. Avila e S. M. Cardoso na aquisição de sinais.

REFERENCIAS

- AVILA, A. S. R., CAVALCANTI, S. C. e NADAL, J. (1988), "Sistema Experimental de Eletroencefalografia com Análise Espectral e Mapeamento da Atividade Cortical Baseado em Microcomputador", RBE-Caderno de Engenharia Biomedica, volume 5, Número 1, pp: 91-103.
- BENDAT, J. S. e PIERSON, A. G. (1971), *Random Data Analysis and Measurement Procedures*, Wiley-Interscience, New York.
- BRAZIER, M. (1949), "A Study of the Electrical Fields at the Surface of the Head", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Elsevier Scientific Publishers, pp: 38-52.
- HJORTH, B. (1975), "An On-Line Transformation of EEG Scalp Potentials into Orthogonal Source Derivations", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Elsevier Scientific Publishers, volume 39, pp: 526-530.
- HJORTH, B. (1976), "Localization of Foci in the Scalp Field", *Quantitative Analysis Studies in Epilepsy*, Petersen, Raven Press, N.Y., pp: 483-492.
- HJORTH, B. (1986), "Physical Aspects of EEG Data as a Basis for Topographic Mapping", *Topographic Mapping of Brain Electrical Activity*, F. H. Duffy, Butterworth Publishers, United States of America, pp: 175-193.
- LOPES DA SILVA, F. H. (1987a), "Computerized EEG Analysis: A Tutorial Overview", *A Textbook of Clinical Neurophysiology*, A. M. Halliday, S. R. Butler and R. Paul (Eds.), John Wiley & Sons Ltd., pp: 61-101.
- LOPES DA SILVA, F. H. (1987b), "EEG Analysis: Theory and Practice", *Electroencephalography, Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*, Urban & Schwarzenberg, Baltimore-Munich, pp: 871-892.
- LOPES DA SILVA, F. H. (1987c), "Biophysical Aspects of EEG and Magnetoencephalogram Generation", *Electroencephalography, Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*, Urban & Schwarzenberg, Baltimore-Munich, pp: 29-41.
- MACHADO, A. (1982), *Neuroanatomia Funcional*, Editora Atheneu, Rio de Janeiro.
- NIEDERMEYER, E., (1987), "The Normal EEG of the Waking Adult", *Electroencephalography, Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*, Urban & Schwarzenberg, Baltimore-Munich, pp: 97-118.
- REILLY, E. L. (1987), "EEG Recording and Operation of the Apparatus", *Electroencephalography, Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*, Urban & Schwarzenberg, Baltimore-Munich, pp: 57-77.
- SAMARSKI, A. A. e ANDREIEV, V. B. (1979), *Metodos en Diferencias para las Ecuaciones Elípticas*, Ed. Mir Moscou, URSS.

ABSTRACT

The estimated brain electrical activity at the surface of the cortex has been considered of fundamental importance to identify local sources. This work endeavours to apply the source derivation method to EEG signals, using the finite difference method for uniform and non-uniform network. EEG data from normal patients were used in this study. The resulting source derivation signals indicate that the bioelectric activity subjacent to the electrode was emphasized, while the common activity of adjacent regions was reduced. These findings suggest the possibility of estimating the activity in cortical level.