

ANÁLISE INTRA- E INTER-HEMISFÉRICA DO EEG UTILIZANDO DERIVAÇÃO DA FONTE

Antonio Mauricio F. L. Miranda de Sá¹, David M. Simpson² e
Antonio Fernando C. Infantosi³

RESUMO -- Na aquisição da atividade elétrica no escalpo, fatores como o efeito do espalhamento do Campo Elétrico e o sistema de referência empregado têm dificultado a localização mais adequada das fontes geradoras deste sinal, comprometendo, assim, as análises de conexões entre regiões cerebrais. Este trabalho utiliza a Função de Coerência aplicada ao eletroencefalograma (EEG) para quantificar o grau de sincronismo intra e inter-hemisférico, e a derivação da fonte como forma de atenuação do efeito de espalhamento do campo. Os resultados da análise intra-hemisférica (efetuada com EEG de repouso) e da inter-hemisférica (com foto-estimulação) mostram que a Derivação da Fonte parece destacar melhor, no espectro de coerência, frequências de conhecida sincronia em regiões corticais distintas.

Palavras-chave: Processamento de Sinais EEG, Derivação da Fonte, Função de Coerência.

INTRODUÇÃO

A análise intra e inter-hemisférica da atividade elétrica cerebral tem sido dificultada pelas estruturas anatômicas condutoras que se interpõem às superfícies do córtex e do escalpo. Devido a estas não-homogeneidades, o sinal eletroencefalográfico captado no escalpo (EEG) não resulta somente da atividade proveniente da área cortical subjacente, mas também de áreas vizinhas cuja atividade se dissemina através das estruturas anteriormente citadas, de forma a se sobreporem. Adicionalmente, a escolha do eletrodo de referência na aquisição do EEG pode alterar significativamente os traçados, e, conseqüentemente, os resultados da análise quantitativa, como ocorre com o espectro de coerência (Fein, Raz, Brown e Merrin, 1988). A atenuação destas influências permitiria uma maior confiabilidade dos parâmetros extraídos rotineiramente, podendo facilitar a interpretação de resultados em estudos de sincronismo intra e inter-hemisférico e conduzir a um conhecimento mais profundo da organização cortical. Tal estudo forneceria, assim, subsídios para um melhor entendimento de disfunções neurológicas, tais como epilepsias e esquizofrenias (Shaw, 1983).

A técnica de Derivação da Fonte (DF), um processo de filtragem espacial inverso, foi proposta por Hjorth (1975) como forma de reduzir o efeito de espalhamento, bem como de fornecer medidas independentes do eletrodo de referência empregado. A Função de Coerência é análoga ao

¹ Professor Assistente do Departamento de Eletricidade - FUNREI

² Professor Adjunto do Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ

³ Professor Titular do Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ

Caixa Postal 68510. CEP 21945-910 - Rio de Janeiro - RJ - Brasil. E-mail: afci@serv.peb.ufrj.br

Coefficiente de Correlação da Estatística, sendo, contudo, função da frequência. Por isto, representa uma metodologia bastante difundida no estudo do sincronismo na atividade bioelétrica cerebral (Shaw, 1981 e 1983; Kuks, Vos e O'Brien, 1987; Lieb, Hoque, Skomer e Song, 1987; Morrison-Stewart e colaboradores, 1991) e de grande interesse clínico (Duffy e colaboradores, 1994).

A Função de Coerência permite observar sincronismos na atividade EEG de regiões distintas, alterações por mudanças de protocolo, ou diferenças entre um grupo de indivíduos normais e pacientes com disfunções neurológicas. Em recente estudo, Miranda de Sá, Simpson e Infantosi (1994) investigaram testes estatísticos e limites de confiança indicados na literatura para a coerência utilizando sinais aleatórios simulados, apontando aspectos estatísticos relevantes à aplicação da coerência a sinais EEG, tendo também mostrado que a Função de Coerência é influenciada pela posição do eletrodo de referência. Considerando este aspecto e o fato do efeito de espalhamento do Campo Elétrico (decorrente da disseminação de atividade através das camadas que se interpõem entre o córtex e o escalpo) dificultar as análises intra e inter-hemisférica, torna-se necessário investigar a capacidade das técnicas de Derivação da Fonte e análise da Função de Coerência, aplicadas de forma concomitante, de realçar bandas de frequência onde, notoriamente, há sincronismo na atividade de regiões corticais distintas.

DERIVAÇÃO DA FONTE

Modelo de dipolos

O fato de um grande número de neurônios estar com seus dendritos apicais dispostos perpendicularmente à superfície do córtex (Machado, 1983), e o de tais neurônios apresentarem elevado número de interconexões, fornecem subsídios anatómicos e fisiológicos para um modelo de potenciais no escalpo gerados por camadas de dipolos, modelo frequentemente empregado na literatura (Brazier, 1949; Geisler e Gerstein, 1961; Henderson, 1975)

Pelo modelo de dipolo, o sinal captado no escalpo pode ser decomposto em duas componentes, uma ortogonal ao escalpo e outra tangencial ao mesmo. A componente ortogonal é proveniente das regiões subjacentes ao eletrodo, enquanto que a tangencial é oriunda de regiões adjacentes. Este fato sugere que a atividade cortical subjacente a um eletrodo pode ser estimada através da componente ortogonal.

Derivação da Fonte

Uma técnica proposta por Hjorth (1975) visa a extração da componente ortogonal, conduzindo, a uma estimativa adequada da atividade cortical subjacente. Esta técnica é denominada Derivação da Fonte (DF). Segundo Almeida e Infantosi (1989) e Infantosi e Almeida (1990), o efeito desta corrente ortogonal pode ser representado por uma diferença de potencial V_{fonte} (denominada de potencial da fonte por Hjorth), obtida através do operador Laplaciano aplicado à distribuição de potencial no escalpo (V). Logo,

$$V_{\text{fonte}} = - \left[\frac{\delta^2 V}{\delta x^2} + \frac{\delta^2 V}{\delta y^2} \right] = -\nabla^2 V \quad (1)$$

A expressão (1) é obtida aproximando-se a calota craniana por uma superfície plana, desconsiderando-se sua curvatura. Esta aproximação pode levar a algumas distorções. (Tierra Criollo, Bokehi e Infantosi, 1992; Tierra Criollo, 1993). Adicionalmente, por não ser disponível a distribuição contínua deste potencial, tem-se que V_{fonte} deve ser estimado através de um número limitado de eletrodos; o que levou Hjorth (1975) a propor a utilização do método de diferenças finitas na estimativa do operador Laplaciano. Por este procedimento, V_{fonte} é estimado através de um processo de filtragem espacial envolvendo cinco pontos (um central e quatro vizinhos), sendo, por isto, tal filtro denominado operador de cinco pontos. A DF, assim, pode ser interpretada como o somatório de quatro derivações bipolares referidas a um ponto central, ou ainda como a derivação cuja referência é a média dos quatro vizinhos. Nos eletrodos da borda, contudo, consideram-se apenas os dois eletrodos periféricos adjacentes (operador de três pontos).

A técnica de estimação de V_{fonte} é denominada técnica de redes uniformes quando as distâncias inter-eletrodos são consideradas constantes. Dentre as técnicas de estimativa de V_{fonte} , Almeida (1990) aponta a de redes não-uniformes como a mais seletiva. Por esta técnica, ao contrário da implementação através de redes uniformes, o espaçamento inter-eletrodo não é considerado constante, sendo as distâncias entre os eletrodos medidas e utilizadas como fatores de ponderação. A expressão que fornece a estimativa de V_{fonte} por este processo é dada por (Almeida, 1990):

$$V_{\text{fonte}} = \frac{1}{DD_1} \sum_{i=1}^4 \frac{V_c - V_i}{D_i} \quad (2)$$

para o operador de cinco pontos, e por:

$$V_{\text{fonte}} = \frac{1}{DD_2} \sum_{i=1}^2 \frac{V_c - V_i}{D_i} \quad (3)$$

para o operador de três pontos. V_c corresponde ao potencial no eletrodo central e V_i , $i = 1, \dots, 4$, aos potenciais dos eletrodos vizinhos; D_i é a distância entre os eletrodos; DD_1 e DD_2 são fatores de correção de ganho em função das medidas D_i .

A técnica de DF é equivalente às técnicas chamadas de estimação de densidade de corrente da fonte ('Current Source Density Estimation'), derivação Laplaciana, conforme expressão (1), ou derivação média local (expressões (2) e (3)).

FUNÇÃO DE COERÊNCIA

A Função de Coerência pode ser definida segundo:

$$C(f) = \frac{S_{xy}(f)}{\sqrt{S_{xx}(f) S_{yy}(f)}} \quad (4)$$

onde $S_{xy}(f)$, $S_{xx}(f)$ e $S_{yy}(f)$ são as funções de densidade espectral cruzada entre os sinais $x(t)$ e $y(t)$, densidade auto-espectral de $x(t)$ e densidade auto-espectral de $y(t)$, respectivamente, e f é a frequência. O módulo ao quadrado de $C(f)$ é denominado coerência, sendo estimado segundo:

$$|\hat{C}(f)|^2 = \frac{|\hat{S}_{xy}(f)|^2}{\hat{S}_{xx}(f) \hat{S}_{yy}(f)} \quad (5)$$

onde $\hat{}$ indica a estimativa. Como as grandezas espectrais do lado direito da equação (5) são estimativas, obtidas de um trecho finito de sinal, para redução de erros aleatórios das mesmas (e erros de tendência na coerência), a promediação sobre vários trechos do sinal é necessária (Bendat e Piersol, 1986):

$$\hat{S}_{xx}(f) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i^*(f) X_i(f) \quad (6)$$

onde $X_i(f)$ é a transformada discreta de Fourier (DFT) dos trechos $x_i(t)$, para $i = 1, 2, \dots, N$, e $X_i^*(f)$ seu complexo conjugado. As demais estimativas espectrais, $\hat{S}_{xy}(f)$ e $\hat{S}_{yy}(f)$ são calculadas de forma análoga. Para redução do "vazamento" de energia para bandas de frequência vizinhas, chamado de "vazamento espectral", os trechos de sinal $x_i(t)$ podem ser multiplicados por janelas suaves (em vez da janela retangular, implícito na seleção de um trecho), como a de Hanning.

ANÁLISE INTER-HEMISFÉRICA DO EEG SOB FOTO-ESTIMULAÇÃO

Aquisição de sinais EEG

Para a análise inter-hemisférica, os sinais foram colhidos através de 16 eletrodos dispostos sobre as áreas posteriores do escalpo em ambos os hemisférios. Doze eletrodos foram dispostos seguindo o Sistema Internacional 10-20, sendo os quatro restantes posicionados conforme proposto por Buchsbaum e colaboradores (1982), no centro dos quadriláteros formados pelos eletrodos P3-Pz-Oz-O1, C3-Cz-Pz-P3, P4-Pz-Oz-C4, C4-Cz-Pz-P4; estas posições são denominadas PO1, PC1, PO2 e PC2, respectivamente. Tal montagem tem como objetivo o aumento da resolução espacial com vistas a aplicação da Derivação da Fonte. O protocolo adotado nesta análise foi o de foto-estimulação na frequência de 8 Hz durante um tempo de coleta de 1,5 minutos. A Figura 1 mostra esquematicamente a posição dos eletrodos do Sistema Internacional 10-20, bem como a dos eletrodos adicionais propostos por Buchsbaum e colaboradores (1982).

Os sinais EEG foram submetidos a um estágio de filtragem e amplificação para compatibilizá-los com o módulo de digitalização. Assim, o sinal resultante apresenta uma faixa de frequência de 0,5 a 35 Hz. As 16 derivações foram então amostradas a uma taxa de 128 Hz por um conversor A/D de 12 bits.

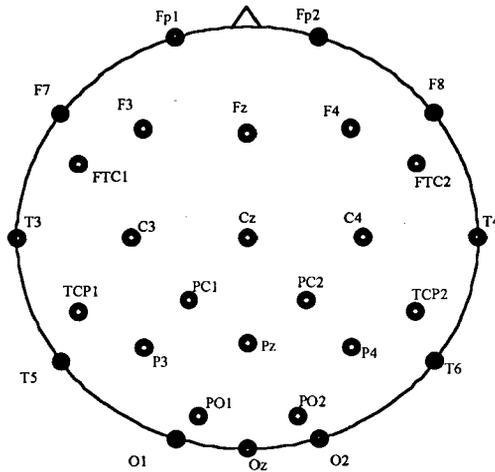


Figura 1 - Sistema Internacional 10-20 acrescido dos eletrodos propostos por Buchsbaum e colaboradores (1982).

O algoritmo utilizado para a aplicação da Derivação da Fonte aos sinais EEG foi o desenvolvido por Almeida (1990) para redes não-uniformes - os cálculos foram baseado nas distâncias inter-eletrodos medidas durante a aquisição de sinais. Os sinais correspondentes às posições dos eletrodos O_z , O_1 , O_2 , T_4 , T_5 , T_6 , C_3 , C_4 e C_z foram processados de acordo com o operador de 3 pontos da expressão (3). Os restantes foram processados utilizando-se seus quatro vizinhos mais próximos, conforme o operador de 5 pontos da expressão (2). A Tabela 1 indica o esquema de operações.

A coerência foi estimada segundo a expressão (5) entre os sinais EEG dos seguintes eletrodos dispostos em regiões homólogas: O_1 - O_2 , PO_1 - PO_2 e P_3 - P_4 . Para a promediación foram empregados 19 trechos de cada sinal, multiplicados por janelas co-senoidais (Hanning) e superpostas em 50% com duração de 2 segundos (256 amostras), correspondendo a um total de 20 segundos de sinal gravado para cada estimativa.

Estimação da coerência inter-hemisférica

A Figura 2 mostra a Função de Coerência entre os sinais EEG dos eletrodos homólogos O_1 - O_2 durante foto-estimulação em 8 Hz, antes e após aplicação da DF. Na primeira situação, os valores de coerência nas frequências inferiores a 16 Hz encontram-se limitados à faixa de 0,3 a 0,9 e exibem vários picos; para frequências superiores a 16 Hz a faixa de variação é de 0,1 a 0,6. Após a

aplicação da DF, a Função de Coerência apresenta valores bem menores (0,1 a 0,2) quando comparados à situação anterior, a exceção da coerência nas frequências de 8 e 16 Hz, as quais têm valores da ordem de 0,6. A ênfase das coerências após DF na frequência de foto-estimulação (8 Hz) bem como de seu segundo harmônico, pode também ser observado quando se estima esta função entre os eletrodos homólogos PO₁-PO₂ (Figura 3) e C₃-C₄ (Figura 4), Nota-se em ambos os casos que a coerência na frequência de foto-estimulação e no segundo harmônico sofre pequena atenuação, podendo ser até aumentada após a aplicação da DF (Figura 4), enquanto que em outras frequências a coerência é atenuada sobremaneira; a Tabela 2 mostra um exemplo para PO₁-PO₂ em 6 Hz.

Tabela 1 - Derivações empregadas no cálculo da DF para a análise inter-hemisférica

Posições processadas	Vizinhos envolvidos no processamento
O _z	O ₁ e O ₂
O ₁	O _z e T ₅
O ₂	O _z e T ₆
T ₄	C ₄ e T ₆
T ₅	O ₁ e P ₃
T ₆	O ₂ e T ₄
C _z	C ₃ e C ₄
C ₃	C _z e P ₃
C ₄	C _z e P ₄
P ₃	T ₅ , PC ₁ , O ₁ e C ₃
P ₄	T ₆ , PC ₂ , O ₂ e C ₄
PO ₁	O ₁ , P _z , O _z e P ₃
PO ₂	O ₂ , P _z , O _z e P ₄
PC ₁	P ₃ , C _z , P _z e P ₄
PC ₂	P ₄ , C _z , P _z e C ₄
P _z	O _z , C _z , P ₃ e P ₄

Tabela 2 - Valores de coerência antes e após Derivação da Fonte entre os eletrodos PO₁-PO₂ para as frequências de 6, 8 e 16 Hz, no EEG para foto-estimulação de 8 Hz.

	Antes da Derivação da Fonte	Após a Derivação da Fonte
6 Hz	0,87	0,10
8 Hz	0,95	0,85
16 Hz	0,97	0,95

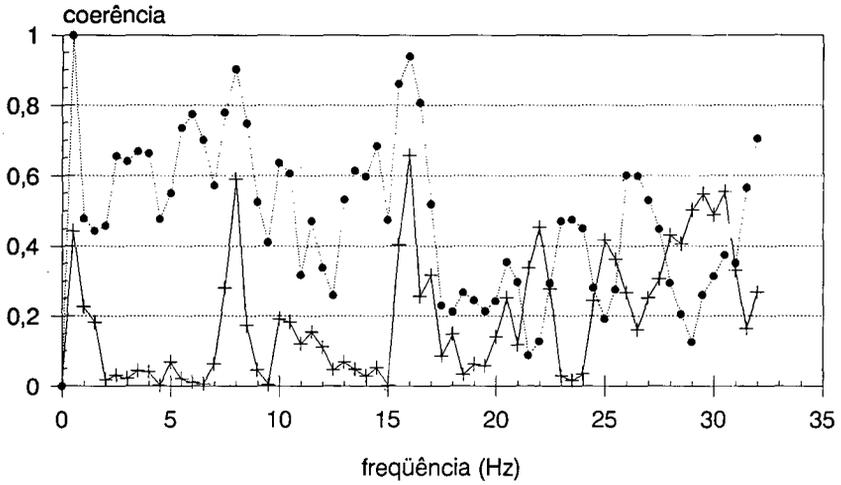


Figura 2 - Função de Coerência entre os eletrodos O₁ e O₂ antes (linha pontilhada - ●) e após (linha contínua - +) Derivação da Fonte para o EEG com foto-estimulação de 8Hz.

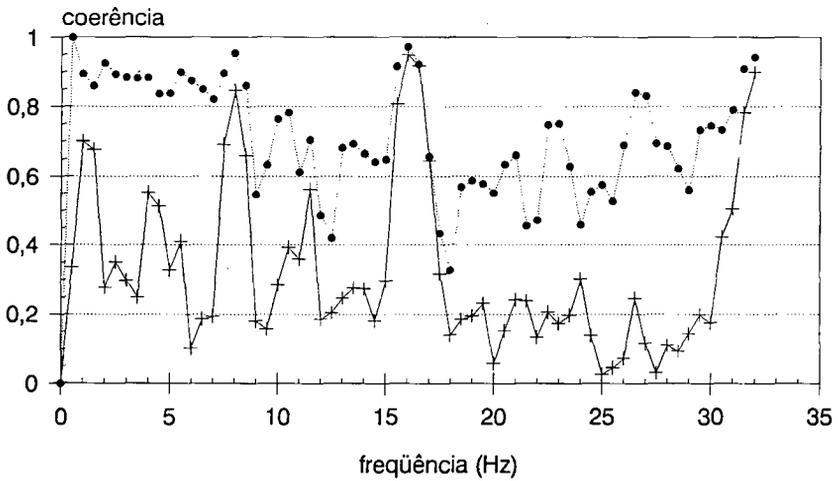


Figura 3 - Função de Coerência entre os eletrodos PO₁ e PO₂ antes (linha pontilhada - ●) e após (linha contínua - +) Derivação da Fonte para o EEG com foto-estimulação de 8Hz.

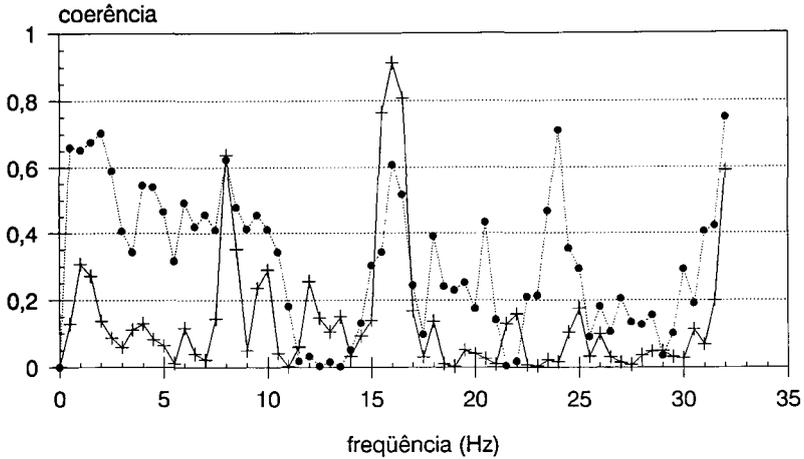


Figura 4 - Função de Coerência entre os eletrodos C₃ e C₄ antes (linha pontilhada - •) e após (linha contínua - +) Derivação da Fonte no EEG com foto-estimulação de 8 Hz.

ANÁLISE INTRA-HEMISFÉRICA DO EEG NORMAL

Aquisição de Sinais EEG

Para a análise intra-hemisférica, os sinais foram colhidos através de 16 eletrodos dispostos sobre o escalpo no hemisfério esquerdo. Doze eletrodos foram colocados seguindo o Sistema Internacional 10-20, com os quatro restantes posicionados conforme proposto por Buchsbaum e colaboradores (1982), no centro dos quatro quadriláteros formado pelos eletrodos P₃-P_Z-O_Z-O₁, C₃-C_Z-P_Z-P₃, T₃-C₃-P₃-T₅ e F₃-C₃-T₃-F_Z. Estas novas posições são denominadas PO₁, PC₁, TCP₁ e FTC₁, respectivamente. O protocolo adotado nesta análise de adultos normais foi o de olhos fechados e ausência de esforço mental, com tempo de coleta de 3 minutos por exame. O procedimento de preparação do sinal e digitalização foi similar àquele empregado na análise inter-hemisférica, porém com frequência de amostragem em 120 Hz. A DF foi calculada para redes não uniformes, utilizando o operador de 3 ou 5 pontos seguindo o esquema mostrado na Tabela 3. A Figura 5 mostra um trecho do sinal EEG utilizado para a análise intra-hemisférica antes da DF (Figura 5a) e após a DF (Figura 5b). Este trecho tem duração de 8,5 segundos, correspondendo a 1024 amostras. A coerência foi estimada conforme descrito no item anterior.

Efeito do eletrodo de referência.

Para ilustrar a influência do eletrodo de referência na aquisição do EEG, simulou-se captação bipolar com alguns dos sinais monopolares adquiridos (P₃, C₃, F₃ e Fp₁), sendo então a estimativa da coerência entre P₃-C₃ e F₃-C₃ comparada com a obtida ao se trocar a referência para Fp₁. Como apontado em Miranda de Sá, Simpson e Infantosi (1994), os valores da coerência são fortemente influenciados pela posição do eletrodo de referência (Figura 6).

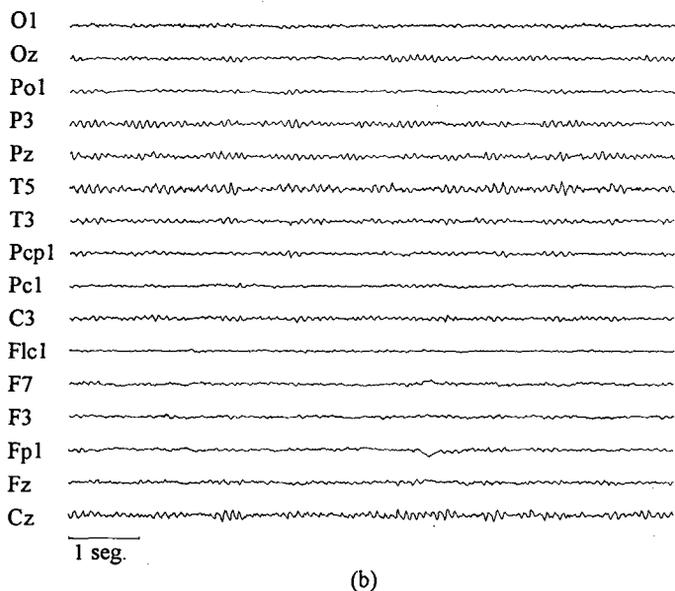
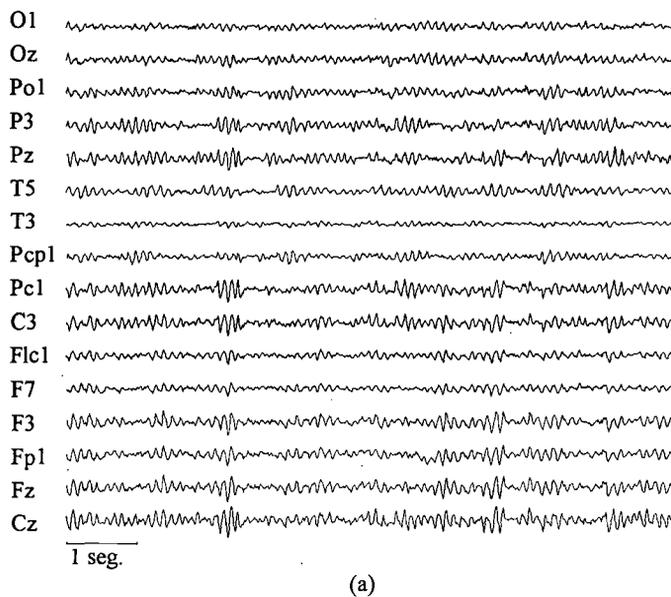


Figura 5 - Trecho do sinal EEG (1024 amostras) empregado na análise intra-hemisférica (a) antes e (b) após a Derivação da Fonte.

Tabela 3 - Derivações empregadas no cálculo da DF para a análise intra-hemisférica

Posições a processadas	Vizinhos envolvidos no processamento
F _Z	F _{p1} e C _Z
C _Z	P _Z e F _Z
P _Z	O _Z e C _Z
O _Z	O ₁ e P _Z
O ₁	O _Z e T ₅
T ₅	O ₁ e T ₃
T ₃	T ₅ e F ₇
F ₇	T ₃ e F _{p1}
F _{p1}	F ₇ e F _Z
F ₃	C ₃ , F _{p1} , F ₇ e F _Z
FTC ₁	T ₃ , F ₃ , C ₃ e F ₇
TCP ₁	T ₅ , C ₃ , P ₃ e T ₃
PC ₁	P ₃ , C _Z , P _Z e C ₃
P ₃	O ₁ , C ₃ , P _Z e T ₅
PO ₁	O ₁ , P _Z , O _Z e P ₃
C ₃	P ₃ , F ₃ , T ₃ e C _Z

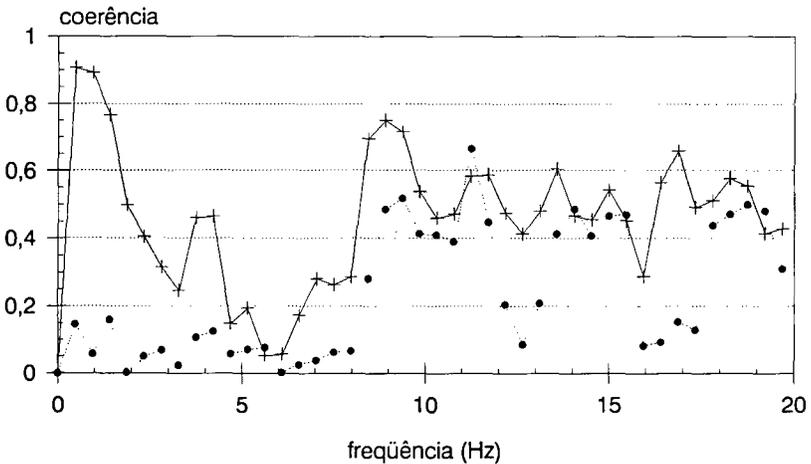


Figura 6 - Efeito do eletrodo de referência no EEG. Função de Coerência simulando captação bipolar entre P₃-C₃ e F₃-C₃ (linha contínua - +) e entre P₃-F_{p1} e F₃-F_{p1} (linha pontilhada - •).

Estudo da coerência em função do afastamento inter-eletrodo.

O comportamento da coerência antes e após a Derivação da Fonte em relação à distância entre os eletrodos foi investigada, tomando-se o sinal EEG em P₃ e estimando-se as coerências entre o mesmo e C₃, F₃ e Fp₁. Assim pode-se estudar como a coerência se modifica quando o segundo eletrodo caminha em direção à região frontal. Esta análise é mais eficiente que a dos auto-espectros, uma vez que a coerência mede semelhanças morfológicas entre sinais (em função da frequência) independente da potência dos mesmos.

Nas Figuras 7 e 8, têm-se, respectivamente, os auto-espectros do sinal EEG, antes e após a DF, correspondente aos eletrodos P₃ e C₃. Em ambos os casos, percebe-se a existência de picos na mesma faixa de frequência (8 a 12 Hz), porém com morfologias distintas. Contudo, para frequências nas faixas de 0 a 7 Hz e de 13 a 20 Hz, pela reduzida potência dos sinais, é difícil comparar os espectros. Após a DF (Figura 8), nota-se uma redução generalizada na potência dos sinais, o que é compatível com a redução na amplitude resultante da aplicação deste filtro espacial (Figura 5).

Como resultado da análise de coerência, observa-se, após a Derivação da Fonte, uma redução diferenciada da coerência, ocorrendo de forma mais significativa nas baixas frequências e apresentando pequenas alterações na faixa correspondente à atividade alfa (Figuras 9, 10 e 11). Tal efeito, relacionado com variações na morfologia dos sinais (não detectadas na análise dos auto-espectros), é mais intenso quando os eletrodos são adjacentes (Figura 9). Por exemplo, na frequência de 6,1 Hz (correspondente à atividade teta) tem-se um valor de coerência de 0,54 para os sinais originais e 0,04 após a DF, enquanto que para a frequência de 9,4 Hz (correspondente à atividade alfa) os valores de coerência antes e após a Derivação da Fonte foram, respectivamente, 0,52 e 0,63.

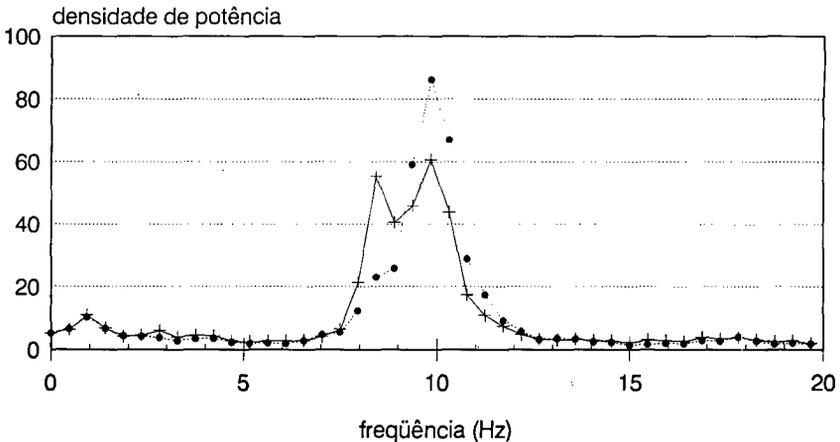


Figura 7 - Auto-espectro dos sinais EEG adquiridos nos eletrodos P₃ (linha pontilhada -•) e C₃ (linha contínua - +) antes da Derivação da Fonte no estudo intra-hemisférico.

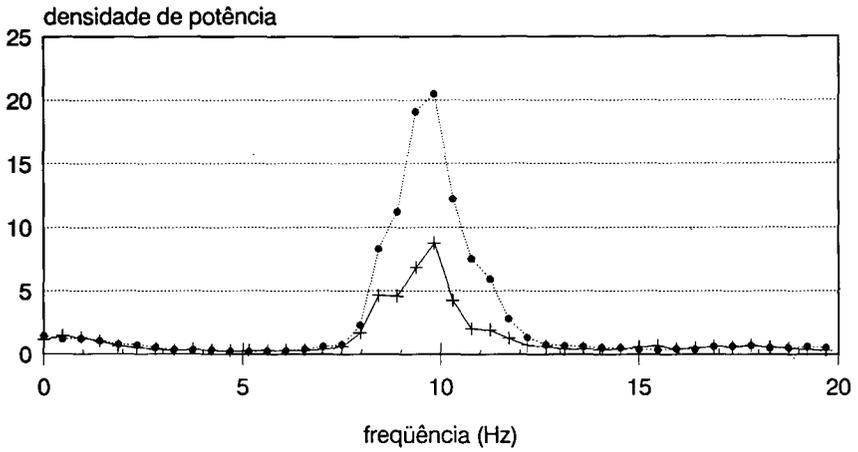


Figura 8 - Auto-espectro dos sinais EEG adquiridos nos eletrodos P₃ (linha pontilhada -●) e C₃ (linha contínua - +) após a Derivação da Fonte no estudo intra-hemisférico.

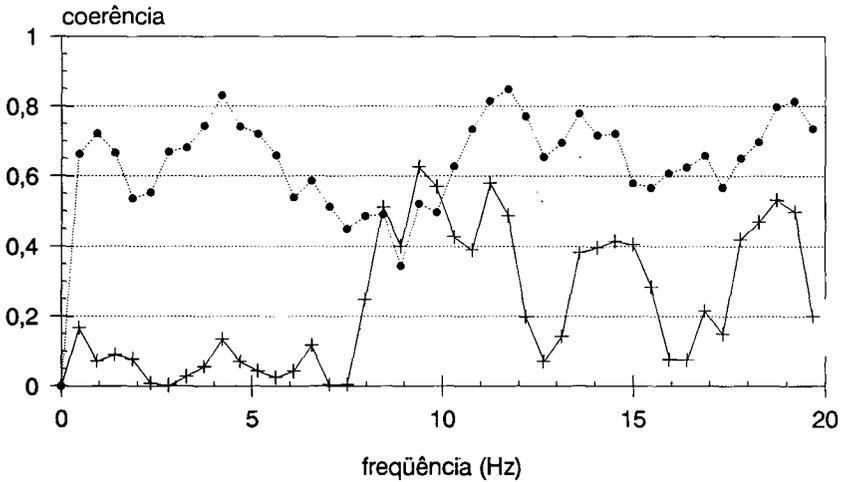


Figura 9 - Função de Coerência entre os eletrodos P₃-C₃ antes (linha pontilhada -●), e após (linha contínua - +) Derivação da Fonte no estudo intra-hemisférico.

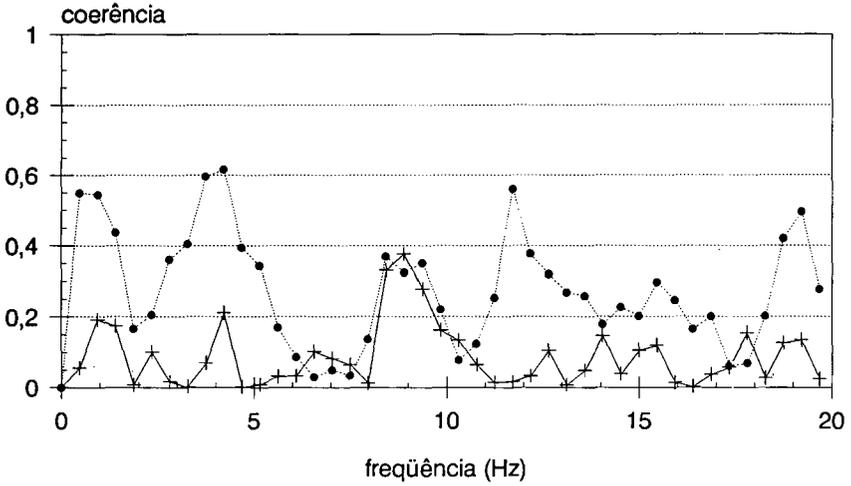


Figura 10 - Função de Coerência entre os eletrodos P₃-F₃ antes (linha pontilhada - ●) e após (linha contínua - +) Derivação da Fonte no estudo intra-hemisférico.

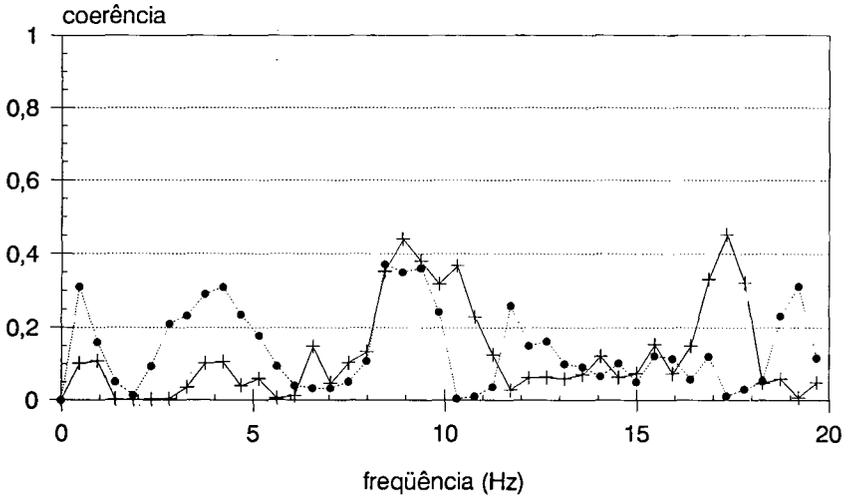


Figura 11 - Função de Coerência entre os eletrodos P₃-F_{p1} antes (linha pontilhada - ●) e após (linha contínua - +) Derivação da Fonte no estudo intra-hemisférico.

DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Os resultados obtidos podem ser considerados consistentes com a hipótese de que a DF, juntamente com a análise de coerência, indica sincronia na atividade de diferentes regiões corticais, reduzindo a influência do espalhamento físico do campo elétrico, que é de pouco interesse anatomo-fisiológico. Durante a foto-estimulação bi-ocular, por exemplo, o córtex visual de ambos os hemisférios é ativado, levando à sincronia na frequência de estimulação e na de seus harmônicos (Shaw, 1981) no EEG registrado em regiões posteriores. Devido à proximidade entre os eletrodos, porém, a atividade em outras frequências se espalha para derivações vizinhas, levando a valores de coerência quase igualmente elevados (Figuras 2 e 3). Após DF, o efeito deste espalhamento físico é reduzido (compensado) e a coerência decai, exceto nas frequências onde há sincronia devido a outros fatores. Nestas frequências, a coerência pode até aumentar (Figura 4), considerando que a DF reduz o efeito de ruídos resultantes de fontes elétricas na vizinhança próxima. De forma equivalente, na análise intra-hemisférica, após a DF, na banda alfa, onde se espera sincronia devido ao protocolo experimental empregado, a coerência é realçada.

Por outro lado, a DF provavelmente não compensa o espalhamento de forma perfeita, por não considerar as não-homogeneidades, anisotropias ou valores absolutos da condutância de camadas condutoras. Assim, a DF pode não compensar suficientemente ou até exagerar na subtração de potenciais das regiões corticais vizinhas (vide equações (2) e (3)). Adicionalmente, há limitações decorrentes da implementação da DF através do método de diferenças finitas. Todos estes aspectos podem conduzir a distorções na estimativa da coerência após DF.

Entretanto, o fato da Função Coerência, após DF, indicar de modo claro e consistente bandas onde a sincronia é esperada pelo protocolo experimental, como visto com diversas combinações de eletrodos e em outros sinais de indivíduos distintos, sugere que a DF pode ser uma ferramenta útil na identificação de conexões corticais. Os valores absolutos de coerência obtidos, porém, devem ser tratados criteriosamente; a validação dos valores estimados merece estudos adicionais (Costa, 1994). Deve-se ainda apontar que este problema não é restrito à DF, pois a coerência é fortemente influenciada pela montagem empregada (Figura 6), inclusive nas derivações tradicionais, como as bipolares.

AGRADECIMENTOS

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

REFERÊNCIAS

- ALMEIDA, A. C. G e INFANTOSI, A. F. C. (1989), "Estudo da Técnica de Derivação da Fonte de Sinais EEG", *RBE/Caderno de Engenharia Biomédica*, volume 6, nº 2, páginas 205-212.
- ALMEIDA, A. C. G (1990), *Análise e Interpretação do Método de Derivação da Fonte Aplicado a Sinais Eletroencefalográficos*, Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro.

- BENDAT, J. S., e PIERSOL, A. G. (1986), *Random Data Analysis and Measurement Procedures*, Second Edition, John Wiley & Sons, New York.
- BRAZIER, M. (1949), "A Study of the Electrical Fields at the Surface of the Head", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, volume 1, páginas 38-52.
- BUCHSBAUM, M. S., RIGAL, F., COPPOLA, R., CAPPELLETTI, J., KING, C. e JOHNSON, J. (1982), "A New System for Gray-level Surface Distribution Maps of Electrical Activity", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, volume 12, páginas 237-242.
- COSTA, M. H. (1994), *Avaliação da Técnica de Derivação da Fonte na Localização de Atividade Elétrica Cerebral Focal*, Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro.
- DUFFY, F. H., HUGHES, J. R., MIRANDA, F., BERNARD, P. e COOK, P. (1994), "Status of Quantitative EEG (QEEG) in Clinical Practice", *Clinical Electroencephalography*, volume 25, número 4, páginas 6-22.
- FEIN, G., RAZ, J., BROWN, F. F., MERRIN, E., (1988), "Common Reference Data are Confounded by Power and Phase Effects", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, volume 69, páginas 581-584.
- GEISLER, C. D. e GERSTEIN, G. L., (1961), "The Surface EEG in Relation to its Source", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, volume 13, páginas 927-934.
- HENDERSON, C. T., BUTTER, S. R. e GLASS, A. (1975), "The Localization of Equivalent Dipoles of EEG Sources by Application of Electrical Filed Theory", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, volume. 39, páginas 117-130.
- HJORTH, H. (1975), "An On-Line Transformation of EEG Scalp Potentials in to Orthogonal Source Derivations", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, volume 39, páginas 526-530.
- INFANTOSI, A. F. C e ALMEIDA, A. C. G. (1990), "A Microcomputer-based System for Mapping EEG Signals after Source Derivation", *Proceedings of the 1990 IEEE Colloquium in South America*, páginas 22-27.
- KUKS, J. B. M., VOS, J. E. e O'BRIEN, M. J. (1987), "Coherence Patterns of the Infant Sleep EEG in Absence of the Corpus Callosum", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, volume 66, páginas 8-14.
- LIEB, J. P., HOQUE, K., SKOMER, C. E., e SONG, X. (1987), "Inter-hemispheric Propagation of Human Mesial Temporal Lobe Seizures: a Coherence/Phase Analysis", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, volume 67, páginas 101-119.

- MACHADO, A. B. M., (1983) *Neuroanatomia Funcional*, Editora Livraria Atheneu, Rio de Janeiro, páginas 214-215.
- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., SIMPSON, D. M. e INFANTOSI, A. F. C. (1992a), "An Investigation of the Statistics of Coherence Estimates in EEG Signals", *Proceedings of the 14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Paris, páginas 2647-2648.
- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., SIMPSON, D. M. e INFANTOSI, A. F. C. (1992b), "Estudo dos Limites de Confiança da Função de Coerência Aplicada a Sinais EEG", *Anais do I Fórum Nacional de C&T em Saúde, XIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, Caxambu, páginas 253-255.
- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., SIMPSON, D. M. e INFANTOSI, A. F. C. (1994) "Estudo da Função de Coerência Aplicada a Sinais EEG", *RBE/Caderno de Engenharia Biomédica*, volume 10, número 2, páginas 39-55.
- MORRISON-STEWART, S. L., WILLIAMSON, P. C., CORNING, W. C., KUTCHER, S. P., e MERSKEY, H. (1991), "Coherence on Electroencephalography and Aberrant Functional Organisation of The Brain in Schizophrenic Patients During Activation Tasks", *British Journal of Psychiatry*, volume 159, páginas 636-644.
- OTNES, R. K. e ENOCHSON, L. (1978), *Applied Time Series Analysis, Volume 1 - Basic Techniques*, John Wiley & Sons, New York.
- SHAW, J. C. (1981), "An Introduction to the Coherence Function and its Use in EEG Signal Analysis", *Journal of Medical Engineering & Technology*, volume 5, número 6, páginas 279-288.
- SHAW, J. C. (1983), "EEG Coherence, Lateral Preference and Schizophrenia", *Psychological Medicine*, volume 13, páginas 299-306.
- TIERRA CRIOLLO, C. J., BOKEHI, J. R., INFANTOSI, A. F. C. (1992), "Source Derivation Assuming a Spherical Geometry for the Head: Applications in Topographic Brain Mapping", *Proceedings of the 14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Paris, páginas 2029-2030.
- TIERRA CRIOLLO, C. J. (1993), *Derivação da Fonte com Modelo Esférico da Cabeça: Aplicação no Mapeamento da Atividade Elétrica Cerebral*, Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro.

APPLICATION OF THE SOURCE DERIVATION TECHNIQUE IN INTRA- AND INTER-HEMISPHERIC EEG ANALYSIS

Antonio Mauricio F. L. Miranda de Sá¹, David M. Simpson² and
Antonio Fernando C. Infantosi³

ABSTRACT -- In analysing EEG activity, the smearing effect of the electric field due to conducting layers and the reference system employed, among other factors, make it difficult to localize the sources of cerebral electrical activity and study intra- and inter-hemispheric connections. In the present work, the coherence function is employed for quantifying the degree of intra- and inter-hemispheric synchronism, and the source derivation technique as a procedure for attenuating the smearing effect of the electric field. The results of the intra-hemispheric analysis (using the EEG of adults at rest), and those of the inter-hemispheric analysis (with photo-stimulation), indicate that source derivation together with the coherence spectrum, shows more clearly those frequencies of known cortical activity.

Key-words: EEG Signal Processing, Source Derivation, Coherence Function

¹ Lecturer - Departamento de Eletricidade - FUNREI

² Associate Professor - Programa de Engenharia Biomédica - PEB - COPPE/UFRJ

³ Professor - Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ

P. O. Box 68510. CEP 21945-910 - Rio de Janeiro - RJ - Brazil. E-mail: afci@serv.peb.ufrj.br