

DERIVAÇÃO DA FONTE E MAPEAMENTO CEREBRAL NA LOCALIZAÇÃO DE ATIVIDADE ELÉTRICA FOCAL

A. F. C. Infantsi¹, D. M. Simpson¹ e M. H. Costa²

RESUMO -- Fontes elétricas cerebrais são convencionalmente localizadas a partir da interpretação de sinais eletroencefalográficos. Com vistas a enfatizar a atividade elétrica subjacente à região de captação, vários autores têm utilizado a técnica de derivação da fonte (DF), na qual o operador Laplaciano é aplicado ao eletroencefalograma (EEG) multicanal. Para avaliar o desempenho da DF, distribuições de potencial foram simuladas no escalpo, sendo então o Laplaciano e sua aproximação discreta aplicados. Os resultados mostram que, embora o espalhamento físico seja reduzido, inversões de fase são introduzidas nas proximidades do máximo da distribuição simulada, sendo tais inversões dependentes do operador empregado (de 3 ou 5 pontos). O EEG multicanal de pacientes portadores de lesões focais foi adquirido, a DF aplicada e o mapeamento cerebral efetuado. Tanto para os sinais quanto para os topogramas, após a DF nota-se a diminuição do espalhamento da atividade registrada, facilitando a localização dos focos. Isto é constatado tanto nos mapas construídos por computador quanto naqueles desenhados pelo eletroencefalografista, a partir da inspeção visual dos traçados. Entretanto, ambos os casos indicam a provável presença de artefatos, em forma de inversões de fase, em concordância com os resultados obtidos por simulação.

Palavras-chave: EEG, Derivação da Fonte, Mapeamento Cerebral.

INTRODUÇÃO

A técnica de mapeamento cerebral (*brain electrical activity mapping* - BEAM) pode ser considerada como um método alternativo de apresentação dos dados eletroencefalográficos, cuja finalidade é facilitar a análise espacial. O mapeamento apresenta informações do EEG de uma forma resumida, tanto como um mapa da distribuição espacial da atividade elétrica instantânea quanto de parâmetros representativos das características do sinal em um certo trecho (Hamer, 1988).

Atualmente, apesar da potencialidade deste método (Costa *et alii*, 1994; Duffy *et alii*, 1994), o mapeamento tem sido considerado apenas como um exame complementar ao do EEG multicanal. O diagnóstico final deve ser sempre vinculado a outras informações, tais como: exame clínico, análise visual de um conjunto de sinais EEG, tomografia computadorizada, ressonância magnética, ultrasonografia e exames laboratoriais, entre outros.

¹ Programa de Engenharia Biomédica, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro,
E-mail: afci@peb.ufrj.br

² Grupo de Instrumentação Biomédica, Universidade Católica de Pelotas,
E-mail: costa@atlas.ucpel.tche.br

Na clínica médica, é rotineira a necessidade da identificação de focos de disfunções cerebrais (tais como em tumores e certas epilepsias). Em parte destes casos, a(s) anomalia(s) é (são) decorrente(s) de alterações funcionais, não podendo ser localizada(s) através de técnicas de imagem, como Tomografia Computadorizada (TC) e Ressonância Magnética (RM), uma vez que estes exames identificam somente estruturas anatômicas. Por outro lado, o mapeamento, além de não fazer uso de radiações ionizantes e de possuir menor custo, permite a visualização espacial da atividade elétrica cerebral, podendo assim contribuir para a localização de lesões funcionais, mesmo que não haja alterações anatômicas.

Sinais EEG observados sobre o escalpo podem ser considerados como o resultado da somação espaço-temporal da atividade de várias fontes corticais (ou subcorticais). Cada fonte influencia a distribuição de potenciais no escalpo não somente diretamente acima desta, mas também em áreas adjacentes. Deste modo, sinais de montagens bipolar (sinais EEG adquiridos por pares de eletrodos) e de referência comum (mesmo eletrodo de referência para todos os canais EEG) contêm atividade originária de várias fontes adicionadas (Wallin e Stålberg, 1980). Assim, na localização de disfunções elétricas decorrentes, por exemplo, de tumores ou epilepsias, a análise do EEG pelo clínico pode ser dificultada, devido ao espalhamento da atividade por via fisiológica (interconexão de neurônios) e física (decorrente das camadas condutoras existentes entre a fonte e o eletrodo de captação) (Brazier, 1949; Freeman, 1980; Nunez, 1981; Dijk e Spekreijse, 1990).

Com a finalidade de enfatizar a atividade subjacente aos eletrodos de captação, Hjorth (1975) desenvolveu a técnica de Derivação da Fonte (DF). Segundo Carreño-Rimauco e Infantosi (1994), a DF pode ser empregada como método de compensação do espalhamento físico dos campos elétricos, produzindo deênfase das componentes tangenciais e enfatizando as fontes localizadas imediatamente abaixo dos eletrodos. A aplicação da DF também implicaria a diminuição da dependência entre os sinais EEG. Assim, o uso da DF, conjuntamente com o mapeamento cerebral, poderia fornecer melhor indicação da localização de focos.

Por analogia a uma membrana elástica e com base no teorema de Laplace, a curvatura média da distribuição de potenciais no escalpo, devido a fontes elétricas corticais, seria diferente de zero apenas na vizinhança imediata ao ponto acima destas. Nas regiões mais distantes, uma curvatura convexa em uma dada direção é sempre compensada por uma concavidade na direção perpendicular. A partir desta propriedade e utilizando a teoria eletromagnética, Hjorth (1975) introduziu a técnica de Derivação da Fonte, o Laplaciano da distribuição de potencial sobre o escalpo. Segundo Hjorth (1975), Nunez (1981) e Almeida (1990), o resultado da aplicação deste operador é proporcional à densidade de corrente numa direção ortogonal à superfície do escalpo. Em análise mais detalhada, Dijk e Spekreijse (1992) sugerem, porém, ser esta uma aproximação pouco confiável, principalmente na interface escalpo/ar.

Como a distribuição contínua de potenciais não é conhecida, pois apenas um número finito de eletrodos é disponível, Hjorth aproximou as derivadas por equações de diferenças. Dois métodos de aproximação são comumente utilizados: i) método de diferenças finitas para redes uniformes (DFRU) e ii) diferenças finitas para redes não uniformes (DFRNU). No método de DFRU, supõe-se distâncias iguais entre os eletrodos de aquisição enquanto que no DFRNU leva-se em conta as diferentes distâncias no cômputo das equações de diferenças (Almeida, 1990). Ainda, segundo este autor, nas imediações das bordas da região onde o sinal é captado, não existem eletrodos suficientes para permitir a estimação das segundas derivadas em ambas as direções ortogonais (operador de 5

pontos). Neste caso, realiza-se a operação utilizando apenas três eletrodos (operador de 3 pontos), substituindo-se o Laplaciano pela segunda derivada parcial.

A Derivação da Fonte pode ser considerada como uma montagem de referência média local, com a vantagem do EEG resultante ser independente da referência (comum) utilizada na aquisição dos traçados. Baseado em resultados experimentais, Spehr (1977) afirma que os traçados de EEG sujeitos à DF demonstram características de uma montagem referencial sem os problemas do posicionamento do eletrodo de referência. Atividades focais apresentar-se-iam em um número de derivações mais restrito que nas montagens bipolares. Adicionalmente, aponta que a DF dos sinais da linha mediana (Cz, Fz e Pz no sistema 10-20) forneceria novas informações em predisposições epilépticas ou em epilepsias generalizadas primárias. Posteriormente, em 1980, Grass e Gottschaldt relataram que a inspeção visual do traçado EEG após a DF mostra uma melhor demarcação topográfica de anormalidades focais, além de uma melhor identificação de descargas epilépticas.

Segundo os experimentos de Wallin e Stålberg (1980), nenhuma característica importante do EEG é perdida com a Derivação da Fonte. Como postulado pela teoria, a atividade focal geralmente aparecia mais localizada e melhor discriminada com relação à atividade de fundo na DF do que nas derivações padrão e, conseqüentemente, as assimetrias tornavam-se mais fáceis de serem detectadas.

Niedermeyer e Lopes da Silva (1993) sugerem o uso da DF em conjunto com o mapeamento para um número elevado de eletrodos (64 ou mais). Apesar destas experiências favoráveis, a DF ainda não tem se estabelecido na prática clínica. Uma razão para tal, poderia ser o aparecimento de artefatos em forma de inversões de fase nos arredores da fonte, evidentes em simulações realizadas por Almeida (1990) e Tierra-Criollo (1993).

Com o intuito de fornecer maiores subsídios à compreensão dos resultados da DF em sinais EEG, um estudo teórico foi desenvolvido e simulações realizadas, com vistas à investigação da possível introdução de artefatos pela utilização da DF. O emprego desta técnica associada ao mapeamento de sinais EEG foi também estudado em quatro indivíduos portadores de lesões focais.

SIMULAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE POTENCIAL ELÉTRICO DE UM DIPLO SOBRE UMA SUPERFÍCIE PLANA

Baseado na teoria eletromagnética e supondo um dipolo elétrico perpendicular a uma superfície plana em um meio condutor homogêneo, o espalhamento do potencial elétrico deste dipolo sobre a superfície é dado por Nunez (1981):

$$V_i = k \left[\frac{1}{\sqrt{(x_f - x_i)^2 + (y_f - y_i)^2 + (h)^2}} - \frac{1}{\sqrt{(x_f - x_i)^2 + (y_f - y_i)^2 + (h + m)^2}} \right] \quad (1)$$

sendo V_i o potencial devido ao dipolo e (x_i, y_i) as coordenadas do ponto i da superfície; (x_f, y_f) as coordenadas do dipolo no plano da superfície; h a profundidade da carga superior do dipolo; m a distância entre as cargas do dipolo; k a constante dependente das características do meio e do dipolo.

A distribuição de potenciais de um dipolo foi gerada a partir da Equação (1) e a Derivação da Fonte, segundo o método de diferenças finitas para redes uniformes, foi então aplicada aos dados simulados, utilizando-se valores de distâncias inter-eletrodos de 2 cm (menores que as do Sistema Internacional 10-20, de cerca de 4,5 cm). As variáveis $h = 1,3$ cm e $m = 0,8$ cm foram escolhidas de modo a gerar uma distribuição de potencial com espalhamento similar àquela calculada no escalpo humano por Guieu *et alli* (1988). Embora tenha sido adotado este procedimento para uma distribuição bidimensional, somente os resultados ao longo de um eixo são apresentados.

Na Figura 1, encontra-se o resultado da simulação do dipolo (Figura 1a) e seu campo elétrico após a aplicação da DF com operador de 5 pontos (Figura 1b) e de 3 pontos (Figura 1c). Nesta figura, tanto a simulação quanto os resultados da DF foram normalizados, de modo a fornecer amplitude unitária na posição do dipolo, localizado em zero no eixo horizontal. Se a DF funcionasse como desejado, eliminando o espalhamento físico, o resultado seria apenas um impulso na posição da fonte. Entretanto, nota-se claramente a existência de inversões do campo (denominadas de inversões de fase) nas imediações da localização do dipolo, sendo esta inversão dependente do tipo de operador utilizado.

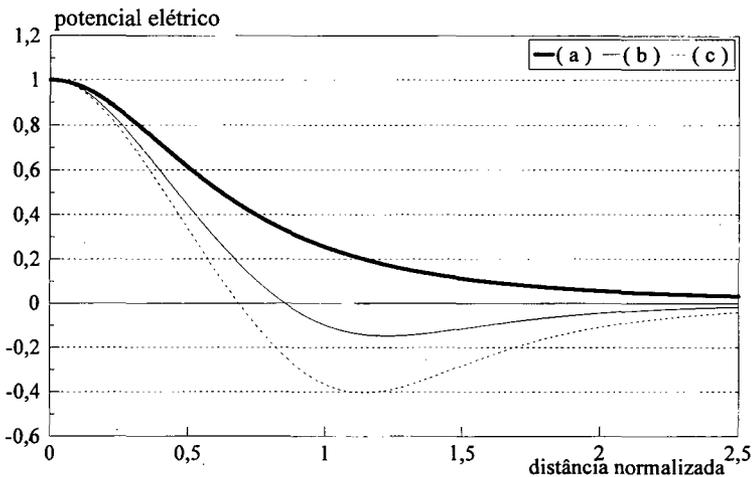


Figura 1. Simulação da distribuição de potencial de um dipolo (sob a posição zero do eixo horizontal). No eixo horizontal, a unidade equivale a distância inter-eletrodos de 2 cm e, no eixo vertical, o potencial elétrico na superfície encontra-se normalizado pelo valor máximo. (a) Distribuição de potencial para o dipolo orientado ortogonalmente a uma superfície plana em um meio homogêneo, (b) Derivação da Fonte da distribuição de "a", utilizando operador de 5 pontos e distância inter-eletrodos de uma unidade (2cm), (c) idem "b", porém para o operador de 3 pontos.

A aplicação da DF com operador de 5 pontos (Figura 1b) produz um pico negativo de aproximadamente 16% do valor do máximo positivo, enquanto que o operador de 3 pontos apresenta um pico negativo de cerca de 40% (Figura 1c). Considerando que a orientação do dipolo é perpendicular à superfície, a inversão de fase resultante é devida somente à própria aplicação da Derivação da Fonte, não sendo, portanto, decorrente de outras fontes vizinhas ou de dipolos não perpendiculares, como poderia ocorrer em sinais EEG. As inversões de fase observadas poderiam ser explicadas: i) pela aproximação do Laplaciano através do método de diferenças finitas ou ii) do modelo de campo adotado na simulação (Equação 1), ou, ainda, iii) como resultante do próprio operador Laplaciano.

Com vistas a elucidar a suposição de inversões decorrentes das aproximações ao Laplaciano, a DF, calculada analiticamente a partir da Equação (1), resultou em:

$$V_f = -k \left[2 \left(B^{-1,5} - A^{-1,5} \right) + 3 \left(x^2 + y^2 \right) \left(A^{-2,5} - B^{-2,5} \right) \right] \quad (2)$$

onde $A = x^2 + y^2 + (h + m)^2$ e $B = x^2 + y^2 + h^2$

A Figura 2 apresenta o gráfico do Laplaciano teórico (Equação 2 normalizada) onde se nota que a própria função, e não somente a aproximação, introduz inversões de fase nas imediações da posição da fonte, além de não remover, completamente, a contribuição dos potenciais do dipolo (segundo a Equação 1) nas regiões imediatamente vizinhas. O espalhamento do campo e as inversões de fase são reduzidos quando comparados com os da Figura 1, porém é evidente que o resultado desejado - o campo impulsivo diretamente acima da posição da fonte - não é obtido através do operador Laplaciano.

Os resultados indicam que a DF reduz o efeito do espalhamento físico, mas produz inversões de fase artificiais, sendo ambas estas assertivas dependentes do tipo de operador. O operador de 3 pontos mostrou-se mais eficiente na redução do espalhamento elétrico, porém com inversões de fase mais acentuadas quando comparado ao operador de 5 pontos, para uma mesma frequência de amostragem espacial.

O decaimento dos potenciais com o inverso do raio é um modelo aproximado para um caso específico (superfície plana e meio homogêneo). Outros tipos de decaimento poderiam levar a resultados distintos (decaimento com o inverso do cubo do raio, ou decaimento exponencial, Guieu *et alli*, 1988). Contudo, os resultados demonstram uma tendência do Laplaciano a produzir inversões de fase, sendo que nenhum modelo matemático de espalhamento simples seria perfeitamente obedecido na situação real, com meios não homogêneos e anisotrópicos.

O Laplaciano aplicado ao campo elétrico do escalpo visa estimar a densidade de corrente ortogonal a esta superfície (Hjorth, 1975). No caso de um dipolo orientado radialmente, a densidade máxima ocorre imediatamente acima deste, porém, é evidente que a corrente que se dirige à superfície acima do dipolo, em regiões vizinhas tem que se orientar para baixo de modo a fechar o circuito, acarretando, então, inversões de fase nas imediações do dipolo, como observado através das simulações.

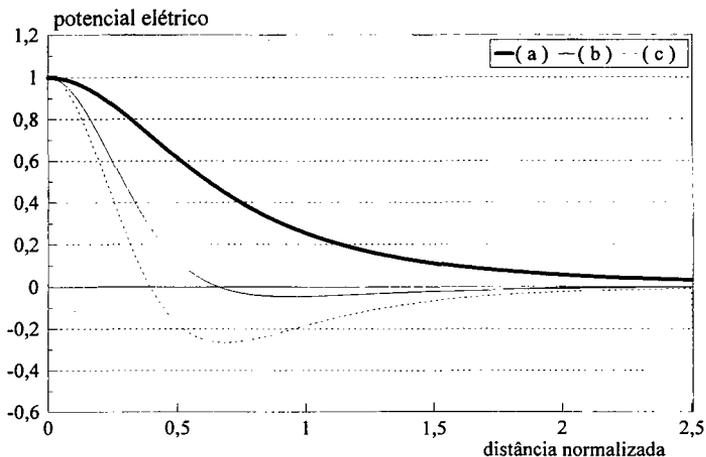


Figura 2. Simulação da distribuição de potenciais de um dipolo, conforme Figura 1. (a) distribuição de potencial para um dipolo orientado ortogonalmente a uma superfície plana em um meio homogêneo, (b) Derivação da Fonte teórica (Laplaciano) da distribuição “a”, (c) idem “b”, porém para o operador de 3 pontos (segunda derivada).

As inversões de fase observadas são, portanto, uma característica da própria densidade de corrente (estabelecida através do Laplaciano) e não somente de erros de estimação, resultantes do uso da técnica de diferenças finitas, e nem da forma de simulação do campo elétrico. Note-se, porém, que o tipo de operador (3 ou 5 pontos) e a distância inter-eletrodos podem também alterar este efeito. Os resultados do operador de três pontos aproximam-se melhor do impulso desejado imediatamente acima do dipolo, porém com inversão de fase mais pronunciada na vizinhança.

MAPEAMENTO CEREBRAL

A análise preliminar da aplicação da DF foi conduzida através do mapeamento da atividade elétrica cerebral, com vistas a investigar-se a posição de focos elétricos anormais, bem como verificar a existência de possíveis artefatos decorrentes da própria técnica. Para tal, foram utilizados topogramas de sinais EEG, construídos através do método de interpolação dos quatro vizinhos mais próximos e da técnica *spline*, e projeções cartesianas e radial. Estes mapas foram, então, comparados com o resultado da interpretação dos sinais originais e após a DF por especialista clínico.

Descrição dos casos clínicos

Os pacientes foram selecionados conjuntamente com especialistas em neurologia e pediatria do Serviço de Eletroencefalografia do Instituto Fernandes Figueira - FIOCRUZ. Os fatores considerados na escolha dos casos de interesse foram: (i) lesões cerebrais com localizações conhecidas e (ii) epilepsia focal (decorrente ou não de lesões), cujo histórico relate convulsões ou ausências. Assim, foram selecionados 4 (quatro) indivíduos que satisfaziam este critério.

Indivíduo 1 -- Sexo feminino, 10 anos de idade. Cinco neurocirurgias de tumores cerebrais, sendo a causa da primeira um tumor ventricular no hemisfério direito e, as quatro subseqüentes, de astrocitoma (3 anos após a primeira cirurgia). Crises convulsivas focais e vômitos ocasionais, déficit motor, edema subgaleal, complicações infecciosas pós-operatórias, cicatriz temporal direita decorrente da primeira operação. Patologia: astrocitoma pilocítico.

Indivíduo 2 -- Sexo feminino, 10 anos de idade. Crises convulsivas desde os 3 anos e, a partir dos 4 anos, apresentando crises de ausência simples com uma manifestação diária, em média. Tomografia Computadorizada e Ressonância Magnética mostraram lesão expansiva temporal. O diagnóstico aponta tumor temporal direito com invasão dos gânglios da base. O EEG é do tipo alfa instável, repetidamente perturbado por pequenas pontas, ondas irregulares e pontiagudas, 5-7 Hz, bilateral disperso.

Indivíduo 3 -- Sexo masculino, 8 anos de idade. Hidrocefalia pós-operatória de papiloma de plexo coróide. Derivação ventrículo peritoneal com interposição de válvula do tipo Holter Hausner de média pressão. EEG dentro dos limites normais de variação.

Indivíduo 4 -- Sexo masculino, 14 anos de idade, apresentando desmaios e crises parciais tônico-clônicas secundariamente generalizadas. EEG dentro dos limites da normalidade. Prognóstico: neurocisticercose.

Sistema de aquisição do sinal EEG

A captação do EEG foi realizada através de um polígrafo de eletroencefalografia de 18 canais (Neurofax EEG-4418, Nihon-Koden, Japão), que permite o registro *on-line* em papel e, concomitantemente, fornece os sinais em uma saída analógica. Esta saída foi conectada a um gravador FM de 21 canais, (XR 7000, TEAC, Japão), sendo, então, os sinais armazenados para posterior processamento. A Figura 3 mostra o diagrama em blocos do sistema de aquisição.

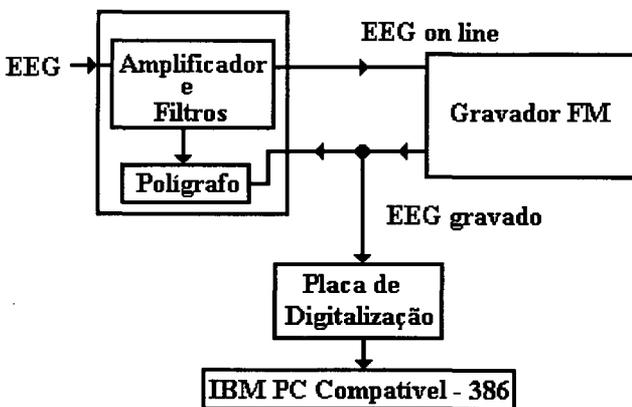


Figura 3. Sistema de aquisição de sinais EEG.

Os sinais de EEG, após passarem por um filtro passa-baixa, com frequência de corte de aproximadamente 35 Hz, foram discretizados (frequência de amostragem de 128 Hz) através de uma placa digitalizadora de 12 bits e 16 canais (DT 2801-A, Data Translation, EUA), gerenciada por um programa de aquisição e mapeamento de sinais EEG (RHYTHM 8.0, Stellate System, Canadá). Durante a aquisição, o sinal foi gravado em fita, impresso em formulário contínuo e monitorado através de um microcomputador IBM/PC - 386 compatível.

Os sinais EEG foram processados utilizando-se os programas de mapeamento cerebral e Derivação da Fonte desenvolvidos por Tierra-Criollo (1993). Este programa de mapeamento permite a realização de projeções cartesiana e radial e interpolações do tipo *spline* e quatro vizinhos mais próximos, sendo flexível no que concerne ao posicionamento de eletrodos.

Protocolo Experimental

Baseado no conhecimento, *a priori*, da área de lesão de cada paciente, os eletrodos foram posicionados apenas sobre o hemisfério cerebral de interesse, variando as posições de modo a obter-se o maior número possível de eletrodos nas vizinhanças do foco. A distribuição dos eletrodos, sobre esse hemisfério, seguiu o Sistema Internacional 10-20, acrescido de eletrodos intermediários posicionados conforme proposto por Buchsbaum *et alli* (1982). Este procedimento objetiva aumentar a resolução espacial, a qual é limitada pelo número de eletrodos disponíveis (a configuração permite a aquisição de, no máximo, 16 canais). As distâncias inter-eletrodos foram medidas, diretamente sobre a cabeça de cada paciente, para o cálculo da DF com redes não-uniformes.

O protocolo experimental adotado foi estar o paciente em repouso, acordado e mantendo os olhos fechados. Como referência foram escolhidas a orelha direita, esquerda e referência média comum (vide mapas) dependendo da qualidade do sinal adquirido e da existência de grafo-elementos de interesse clínico. O tempo de duração do exame foi variável de acordo com cada caso.

Os picos dos grafo-elementos foram indicados pelo especialista através de inspeção visual, e então foi construído o mapa da atividade elétrica instantânea para o pico do grafo-elemento mais representativo entre todas as derivações. A Derivação da Fonte, segundo o método de diferenças finitas para redes não-uniformes (Almeida, 1990), foi aplicada ao conjunto de sinais EEG, e um novo mapeamento efetuado. Em ambos os casos, antes e após a DF, foram utilizadas as técnicas de interpolação 4-vizinhos mais próximos e *spline*, e projeção radial e cartesiana.

A partir de trechos de aproximadamente 10 segundos de duração contendo grafo-elementos previamente identificados e omitindo-se maiores informações sobre a patologia do paciente, foi solicitado ao especialista que indicasse a posição do foco. Dependendo de cada caso, este profissional estimou curvas equipotenciais ou apenas fez marcações nas posições dos focos, realizando então um mapa manual equivalente ao BEAM. Tais mapas foram utilizados na comparação entre a localização do foco pelo especialista e os resultados obtidos automaticamente pela técnica de mapeamento.

RESULTADOS

Dos quatro indivíduos em estudo, foram selecionados 25 grafo-elementos que, segundo critérios do especialista clínico, forneceriam indicações das posições dos focos. Os resultados do emprego do procedimento descrito anteriormente encontram-se sumarizados a seguir, sendo que, para o indivíduo 1, os sinais EEG e topogramas são apresentados a título de exemplo.

Indivíduo 1

Nas Figuras 4a e 4b, um trecho do conjunto das 16 derivações EEG do indivíduo 1, respectivamente antes e após a aplicação da DF, contendo o grafo-elemento 3 (posição indicada por uma seta) é apresentada. Para o instante de tempo correspondente a máxima amplitude deste grafo-elemento na derivação Pz do sinal original, o especialista construiu os mapas exibidos nas Figuras 5a e 5b, que se referem aos sinais originais e após a DF e indicam, respectivamente, as regiões centro-parietal direita e temporal direita como sendo focais. Nos topogramas (Figuras 6 e 7) várias inversões adjacentes mostram-se mais pronunciadas, indicando a existência de prováveis artefatos.

Considerando-se todos os grafo-elementos selecionados, o especialista identificou a região temporal direita (T4) como foco principal em 5 dos 7 grafo-elementos processados pela técnica de derivação da fonte. Notou-se, ainda, certa consistência entre os mapas antes e após a DF, com relação às derivações F8 e T4. A indicação de T4 concorda com o histórico do paciente (que relata um tumor nesta região), porém não existem indicações relevantes do astrocitoma na região parieto-temporal.

Indivíduo 2

Utilizando o mesmo procedimento relatado para o indivíduo 1, a técnica de mapeamento topográfico e as indicações do especialista clínico, para os 6 grafo-elementos selecionados, não apresentaram concordância com relação à posição focal para o sinal original, a exceção de para dois dos grafo-elementos. Entretanto, após a DF, a zona temporal direita, na qual se encontra o tumor, foi apontada como focal em ambos os procedimentos.

Indivíduo 3

O especialista clínico identificou, em todos os 8 grafo-elementos selecionados, a região parieto-central direita como região focal, o que concorda com a posição do tumor deste paciente. Os topogramas também permitem a identificação desta região como focal na maioria dos mapas, apesar de, após a DF, notar-se a presença de focos secundários esparsos.

Indivíduo 4

Para os 4 grafo-elementos selecionados, observou-se consistência entre as indicações do clínico e o mapeamento na posição central mediana. Após a DF aparecem focos secundários tênues em todos os mapas, embora o foco principal se encontre sempre bem definido em Cz. Tanto a indicação clínica quanto o mapeamento não concordam com a posição do tumor no lobo temporal direito.

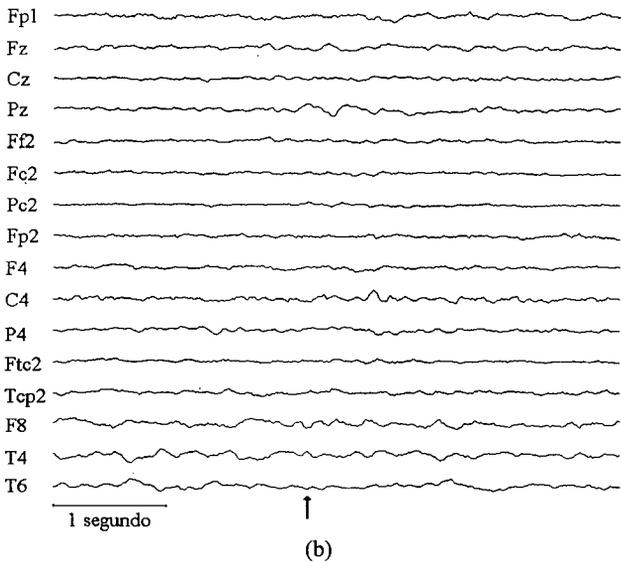
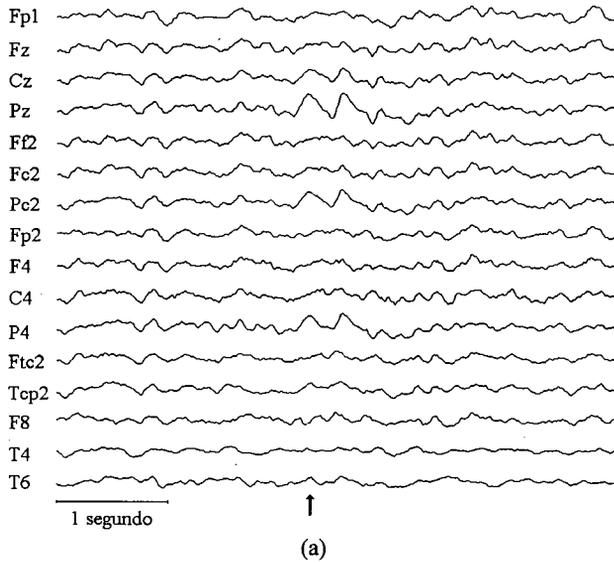


Figura 4. Trecho do EEG do indivíduo 1, contendo o grafo-elemento 3 (instante de tempo utilizado no mapeamento indicado pela seta), tendo à esquerda o nome dos eletrodos: (a) sinal original com referência auricular direita, (b) após a DF.

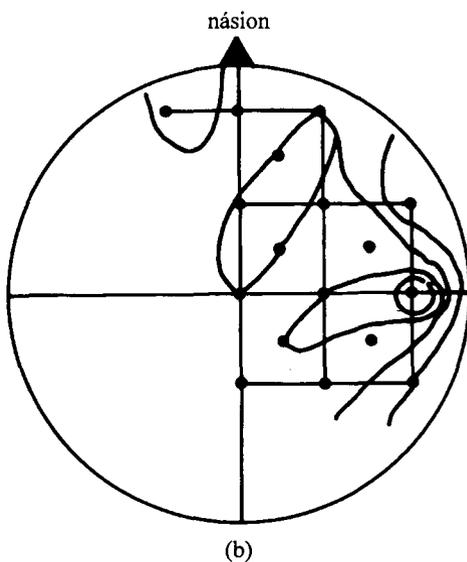
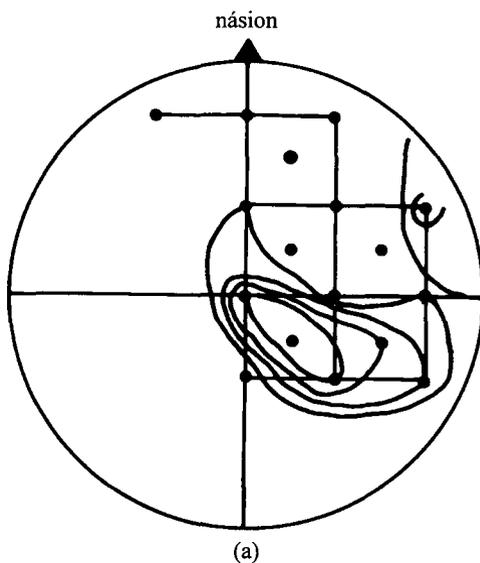


Figura 5. Mapa (projeção radial da vista de topo) realizado pelo especialista clínico, apresentando curvas equipotenciais referentes ao grafo-elemento 3 (indivíduo 1), onde os círculos menores representam as posições dos eletrodos sobre o escalpo: (a) realizado com base no EEG original, (b) após a DF.

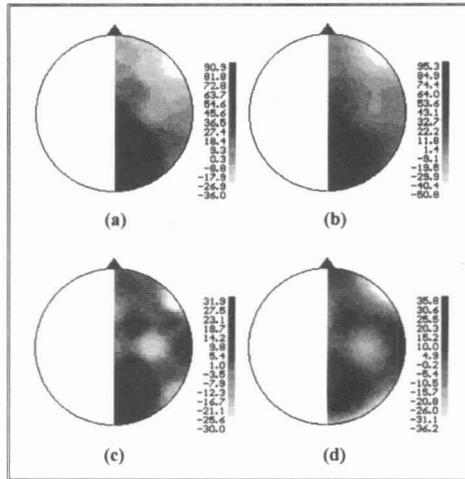


Figura 6. Topogramas cerebrais (vista de topo) para o grafo-elemento 3 do individuo 1, utilizando projeção radial: (a) sinal original - interpolação quatro vizinhos mais próximos, (b) sinal original - interpolação *spline*, (c) sinal após a DF - interpolação quatro vizinhos mais próximos, (d) sinal após a DF - interpolação *spline*.

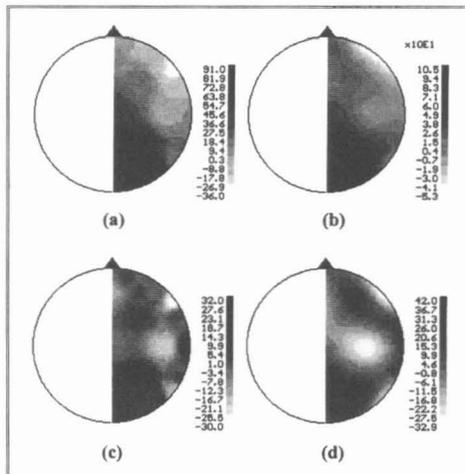


Figura 7. Topogramas cerebrais (vista de topo) para o grafo-elemento 3 do individuo 1, utilizando projeção cartesiana: (a) sinal original - interpolação quatro vizinhos mais próximos, (b) sinal original - interpolação *spline*, (c) sinal após a DF - interpolação quatro vizinhos mais próximos, (d) sinal após a DF - interpolação *spline*.

DISCUSSÃO

O espalhamento da distribuição de potencial é reduzido após a DF (Figuras 6 e 7), tanto para a interpolação do tipo *spline* como para o método dos quatro vizinhos. A interpolação *spline* proporciona um alisamento maior do que o método dos quatro vizinhos mais próximos nos topogramas, observação esta já apontada por Tierra e Infantosi (1994). Esta constatação, talvez, explique por que apenas um dos 25 grafo-elementos apresentou resultados considerados mais concordantes com a análise clínica, quando utilizada a interpolação *spline* ao invés dos quatro vizinhos. Outro aspecto observado, é o fato da projeção cartesiana (Figura 7) apresentar problemas na vista de topo, quando o foco se encontra nas regiões temporal e/ou occipital. Neste caso, sugere-se o uso da projeção radial (Figura 6); vistas laterais também poderiam ser utilizadas, facilitando assim a interpretação. Tais considerações se aplicam aos resultados obtidos para o conjunto de grafo-elementos em estudo.

Dos resultados obtidos, nota-se uma concordância parcial entre a análise clínica e o mapeamento topográfico, tanto para o sinal original quanto após a DF. Como exemplificado pelo grafo-elemento 3 (indivíduo 1), após a DF foram observadas inversões de fase (aparecimento de vales nas Figuras 6, 7c e 7d) que, possivelmente, refletem a presença de outros dipolos ou dipolos não-ortogonais ao escalpo ou, então, de artefatos, conforme estabelecido teoricamente, através da simulação por dipolos elétricos. Por estarem presentes em muitos dos mapas e, freqüentemente, nas vizinhanças dos máximos do sinal antes da DF, a origem fisiológica de tais inversões pode ser questionada. Medidas corticais (não possíveis de serem realizadas neste trabalho) seriam necessárias com vistas a obter-se resposta a esta questão.

O aparecimento de focos secundários ou a mudança da posição dos mesmos, assim como alterações no espalhamento foram comuns nos mapas após a DF, mesmo com a utilização de 16 eletrodos dispostos sobre a região de interesse (correspondendo a 32 eletrodos sobre toda a área do escalpo). A melhoria da resolução espacial, através do aumento do número de eletrodos, poderia reduzir erros nos topogramas, decorrentes da interpolação. Artefatos de inversão de fase, devidos à DF, também seriam reduzidos, porém não eliminados, pois estes são inerentes ao próprio operador Laplaciano, conforme mostrado nas Figuras 1 e 2.

CONCLUSÃO

Conforme esperado, o mapeamento de sinais EEG sujeitos à DF mostra uma diminuição do espalhamento da distribuição de potenciais elétricos quando comparado ao mapeamento de sinais originais. Entretanto, tanto nos topogramas como nos sinais, nota-se que, juntamente com o aumento da seletividade na localização das fontes, inversões de fase nas regiões vizinhas podem ser introduzidas. Para os casos estudados - lesões focais, os resultados obtidos reforçam as observações de Almeida (1990) e Tierra-Criollo (1993). As simulações realizadas e a discussão teórica indicam que as inversões de fase são inerentes ao uso da densidade de corrente e do operador Laplaciano e não, somente, devido a artefatos da aproximação ao operador Laplaciano contínuo ou resultado de um modelo inadequado do campo, assumido na simulação. Qualquer campo realista mostraria estas inversões de fase. A aproximação ao Laplaciano, através da técnica de diferenças finitas, aumenta as distorções (inversões de fase), sendo este efeito mais evidente com o operador de 3 pontos, comparado ao de 5 pontos.

Assim, picos e vales introduzidos em mapas topográficos após DF não devem ser interpretados, simplesmente, como demonstrando a presença de dipolos adicionais (ou não ortogonais ao escalpo). Especificamente, no caso da impedância da calota craniana não ser homogênea (por exemplo na vizinhança de falhas ósseas), fontes e sorvedouros de corrente ortogonais ao escalpo podem ser evidenciados pelo Laplaciano, não indicando, necessariamente, a presença de dipolos nestes locais.

Na interpretação de traçados e mapas de sinais sujeitos à DF deve-se considerar as características do operador Laplaciano, pois, caso contrário, poder-se-ia ter uma falsa identificação da atividade focal. Sinais EEG após a DF e seus topogramas não podem ser considerados como livres de artefatos decorrentes da escolha da referência. Assim, é fundamental que o clínico conheça os possíveis artefatos da técnica e aprenda a interpretar o sinal sujeito à DF, de modo similar aos cuidados necessários quando se empregam derivações bipolares e monoreferenciais. O Laplaciano deve ser utilizado complementarmente às derivações de rotina e interpretado com a necessária cautela.

AGRADECIMENTOS

Ao Serviço de Neurofisiologia Clínica do Instituto Fernandes Figueira, pela colaboração na aquisição e análise de dados, em especial aos Drs. Hélio Bello, Maria Alice Genofre e Leonardo de Azevedo, e ao CNPq, pelo apoio financeiro que permitiu a realização deste trabalho.

REFERÊNCIAS

- 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, Rio de Janeiro: COPPE/UFRJ. 178 p., mar.
- BRAZIER, M. A. B. (1949). "A Study of the Electrical Fields at the Surface of the Head". *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. v. 1, n. 1, p. 38-52.
- BUCHSBAUM, M. S., RIGAL, F., COPPOLA, R., CAPPELLETI, J. and JOHNSON, J. (1982). "A New System for Gray-Level Surface Distribution Maps of Electrical Activity". *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. v. 53, n. 2, p. 237-242.
- CARRERÑO-RIMAUDO, S. V. and INFANTOSI, A. F. C. (1994). "Topographic Mapping of the Visual Evoked Potential After Source Derivation". *Medical Progress Through Technology*. v. 20, n. 1-2, p. 5-13.
- COSTA, M. H., SIMPSON, D. M., BELLO, H., GENOFRE, M. A. and INFANTOSI, A. F. C. (1994). "An Evaluation of The Source Derivation Technique as Applied to EEG Signals". *Physics in Medicine and Biology. Abstracts of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*. v. 39a, Part 2, p. 907, Rio de Janeiro, 21-26 Aug.

- DIJK, B. W. and SPEKREIJSE, H. (1990). "Localization of Electric and Magnetic Sources of Brain Activity". *Visual Evoked Potentials*. Ed.: J.E. Desmedt, Amsterdam: Elsevier, p. 57-76.
- DIJK, B. W. and SPEKREIJSE, H. (1992). "The 2dim-Laplacian Field is Not Suitable to Localize Sources of EEG Activity". *Vision Research*. v. 32, n. 2, p. 261-262.
- DUFFY, F. H., HUGHES, J. R., MIRANDA, F., BERNAD, P. and COOK, P. (1994). "Status of Quantitative EEG (QEEG) in Clinical Practice, 1994". *Clinical Electroencephalography*. v. 25, n. 4, p. VI-XXII.
- FREEMAN, W. J. (1980). "Use of Spatial Deconvolution to Compensate for Distortion of EEG by Volume Conduction". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. v. 27, n. 8, p. 421-429.
- GRASS, H. and GOTTSCHALDT, M. (1980). "Improvement of the Visual Estimation of EEG Tracings by Source Recording". *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. v. 48, n. 3, p. 25P.
- GUIEU, J. D., BOURRIEZ, J. L., JACQUESSON, J. M. and HURTEVENT, J. F. (1988). "An Interpolation Method Based on Source Derivation Sensitivity Applied to Brain Electrical Activity Mapping". *Statistics and Topography in Quantitative EEG - Proceedings of the International Workshop on Statistics and Topographic Problems in Quantitative EEG*. Eds.: D. Samson-Dolfus, J. D. Guieu, J. Gotman, P. Etevenon. Rouen, France. p. 62-71, 6-9 Mar.
- HARNER, R. N. (1988). "Topographic Analysis of Multichannel EEG Data", *Statistics and Topography in Quantitative EEG - Proceedings of the International Workshop on Statistics and Topographic Problems in Quantitative EEG*. Eds.: D. Samson-Dolfus, J. D. Guieu, J. Gotman, P. Etevenon. Rouen, France. p. 49-61, 6-9 Mar.
- HJORTH, B. (1975). "An On-Line Transformation of EEG Scalp Potentials into Orthogonal Source Derivations". *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. v. 39, n.5, p. 526-530.
- NIEDERMEYER, E. and LOPES DA SILVA, F. H. (1993). "Computer Assisted EEG Diagnosis: Pattern Recognition and Brain Mapping". In: *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*. Eds.: E. Niedermeyer, F. H. Lopes da Silva, Baltimore: Williams and Wilkins, Third edition, p. 1063-1086.
- NUNEZ, P. L. (1981). *Electric Fields of the Brain: The Neurophysics of EEG*. New York: Oxford University Press.
- SPEHR, W. (1977). "Hjorth's 'Source Derivations' a New EEG Recording Technique". *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. v. 43, n. 1, p. 130.
- 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/UF RJ, Rio de Janeiro. 145 p., abr.

- TIERRA, C. J. and INFANTOSI, A. F. C. (1994). "Topographic Maps Using Four Nearest Neighbours and Spline Interpolations after Source Derivation with Planar and Spherical Head". *Physics in Medicine and Biology - Abstracts of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*. Rio de Janeiro. v. 39a, Part 1, p. 426, 21-26 Aug.
- WALLIN, G. and STÅLBERG, E. (1980). "Source Derivation in Clinical Routine EEG". *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. v. 50, n. 3-4, p. 282-292.

SOURCE DERIVATION AND BRAIN MAPPING IN THE LOCALIZATION OF THE FOCAL ELECTRICAL ACTIVITYA. F. C. Infantsi¹, D. M. Simpson¹ and M. H. Costa²

ABSTRACT -- Brain electrical sources are conventionally localized by means of the interpretation of electroencephalography (EEG) signals. With the aim of emphasizing the electrical activity below electrodes, many authors have used the Source Derivation technique (SD), in which the Laplacian operator is applied to the EEG signals. In order to evaluate SD performance, potential distributions were simulated and the Laplacian and its discrete approximation applied. The results show that while spreading is reduced, phase inversions are introduced in the proximity of the maximum of the distribution. Such inversions are dependent on the operator employed (3 or 5 points). The EEG of four patients with focal abnormalities was recorded, SD applied and topographic maps produced. A reduction in the spreading of the electrical field after SD was noted in both signals and topograms, giving a clearer indication of the possible localization of foci. However, the maps indicate the likely presence of artifacts in the form of phase-inversions, in agreement with the results obtained through simulation.

Keywords: EEG, Source Derivation, Brain Mapping.

¹ Programa de Engenharia Biomédica, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro,
E-mail: afci@peb.ufrj.br

² Grupo de Instrumentação Biomédica, Universidade Católica de Pelotas,
E-mail: costa@atlas.ucpel.tche.br