

DISTRIBUIÇÃO ESPACIAL DAS ONDAS LENTAS NO EEG DE PACIENTES PORTADORES DE DOENÇA RENAL: APLICAÇÃO DA DERIVAÇÃO DA FONTE

por

J.R. BOKEHI¹, D.M. SIMPSON², A.F.C. INFANTOSI³

RESUMO -- Na classificação do grau de insuficiência renal de pacientes portadores de doenças renais tem sido proposto o uso de parâmetros de identificação do eletroencefalograma (EEG). A distribuição espacial dos ritmos lentos do EEG destes pacientes é indicada como difusa, podendo advir de processos físicos e não somente fisiológicos. Neste trabalho é investigada a distribuição espacial do EEG de pacientes renais utilizando-se topografia cerebral e a derivação da fonte (DF). Esta última, foi utilizada por permitir compensar parcialmente a contribuição dos efeitos físicos no espalhamento do campo elétrico. Na implementação da DF foi empregado o método de diferenças finitas com redes não-uniformes. Na captação dos sinais utilizaram-se 16 eletrodos dispostos sobre o escalpo do hemisfério direito, e os topogramas cerebrais foram construídos a partir do parâmetro de potência do ritmo teta (4 - 7,5 Hz). Nos resultados obtidos antes da aplicação da DF pode-se observar que as ondas lentas são difusas, confirmando o indicado pela literatura. No entanto, após a sua aplicação, tais ondas apresentaram-se circunscritas a determinadas regiões, porém, estas não se mantiveram constantes com tempo ou consistentes entre pacientes. Estes resultados não devem ser considerados contraditórios à hipótese da geração difusa da identificação.

Palavras-chave: eletroencefalografia, topogramas cerebrais, derivação da fonte, insuficiência renal.

INTRODUÇÃO

O número cada vez maior de pacientes mantidos vivos por diálise tem aumentado o interesse pelo entendimento do efeito dos problemas renais em vários outros sistemas orgânicos e dos mecanismos pelos quais a diálise melhora as conseqüências da perturbação da função renal. Isto é particularmente importante no que se refere ao sistema nervoso, uma vez que a correlação entre insuficiência renal e problemas cerebrais e do intelecto tem sido evidenciada (Kiley, 1989). O mau funcionamento renal pode levar a pronunciadas alterações clínicas e eletroencefalográficas agudas e sub-agudas (Niedermeyer, 1987; Saunders e Westmoreland, 1980). Distúrbios metabólicos ou tóxicos, por sua vez, também leva a estas mesmas alterações.

¹Professor Assistente da Fundação de Ensino Superior de São João del-Rei - FUNREI e
^{2,3}Professores Adjuntos do Programa de Engenharia Biomédica - PEB - COPPE/UFRJ
Caixa Postal 68510 - CEP: 21945-910 - Rio de Janeiro, RJ - Brasil.

A correlação entre eletroencefalograma (EEG) e alterações bioquímicas do sangue durante e após a hemodiálise tem sido estudada por vários pesquisadores (Sonnet e Courjon, 1985; Resende e Speciali, 1987; Bourne et alii, 1975; Rovelli et alii, 1988). Da mesma forma, análises quantitativas do EEG de pacientes portadores de doença renal, têm sido realizadas, visando auxiliar o eletroencefalografista na análise e interpretação de resultados (Bourne et alii, 1975; Bowling e Bourne, 1978).

Nestes trabalhos a análise espectral tem sido geralmente empregada, sendo a transformada rápida de Fourier (FFT) o método usual. Entretanto, na análise de sinais EEG de pacientes portadores de doença renal, a estimação espectral via modelo auto-regressivo (AR) parece ser mais indicada em função de limitações apresentadas pela FFT (Bokehi et alii, 1993).

A análise espacial é outra técnica comumente empregada na análise quantitativa do EEG, apresentando grande potencial no estudo da distribuição espacial da atividade cerebral através do mapeamento. A topografia cerebral tem sido utilizada para a exibição da distribuição espacial de diversas características do sinal EEG. A técnica de derivação da fonte (DF), estudada por Almeida (1990), também contribui para este estudo, uma vez que permite compensar (pelo menos parcialmente) a contribuição dos efeitos físicos no espalhamento do campo elétrico.

Em pacientes portadores de doenças renais, a distribuição espacial das ondas lentas (teta) do EEG tem sido apontada na literatura como sendo difusa (Sarmento, 1981; Bourne et alii, 1975). No entanto, esta característica poderia ser decorrente também de processos físicos e não somente fisiopatológicos. A derivação da fonte tem sido proposta como um método de redução do espalhamento físico, produzido pelas características de volume condutor das diferentes estruturas anatómicas entre as fontes cerebrais e os eletrodos de captação no escalpo. Assim, propõe-se, neste trabalho, investigar a difusibilidade das ondas teta utilizando topografia cerebral dos sinais EEG previamente submetidos à derivação da fonte.

O EEG DE PACIENTES RENAIS

Insuficiência renal e hemodiálise

Segundo Legrain e Suc (1983), pode-se definir insuficiência renal aguda (IRA) como a perda, geralmente súbita, de todas, ou de parte, das funções renais. Como consequência tem-se uma elevação da uréia sanguínea e da creatinina plasmática, ocorrendo de forma constante. O comprometimento renal é, geralmente, reversível, e a recuperação da função renal original é freqüente. Ainda segundo estes autores, a insuficiência renal crônica (IRC) decorre da "redução nefrótica", sendo considerada como uma doença sistêmica que provoca uma redução da capacidade de adaptação dos sistemas fisiológicos. O ritmo de evolução para insuficiência renal crônica terminal pode ser de alguns meses a algumas décadas.

Uma das formas de tratamento da IRA e da IRC é a hemodiálise, sendo que um de seus principais inconvenientes é a tendência a promover instabilidade hemodinâmica, tornando necessário um controle intermitente da hiper-hidratação e da volemia. Segundo Lopukhin e Molodenkov (1979), a hemodiálise pode ser definida como um mecanismo de depuração sanguínea extracorpórea com propósito de eliminar metabólitos tóxicos de origem endógena ou exógena do sangue.

Segundo Legrain e Suc (1983), as indicações da hemodiálise dependem do estado da função renal e do contexto clínico. A realização das técnicas de diálise é justificada quando a função renal não consegue mais assegurar um controle satisfatório da homeostase metabólica. Outros fatores também devem ser levados em consideração, tais como: o estado geral, a repercussão cardiovascular, o estado neurológico, o estado do esqueleto e a existência de diabetes.

Dependendo das condições do paciente, e do tipo de material utilizado na hemodiálise, a frequência de sessões pode ser de duas ou três vezes por semana; cada sessão durando de três à oito horas, devendo ser realizada em ambiente hospitalar (Legrain e Suc, 1983).

Durante ou após a hemodiálise, mudanças marcantes no EEG podem ocorrer, particularmente se o paciente sofre de síndrome de desequilíbrio de diálise (Niedermeyer, 1987; Saunders e Westmoreland, 1980; Arieff, 1989). Este fato é relacionado, em parte, com o desequilíbrio osmótico, contudo mudanças bruscas em concentrações de eletrólitos, particularmente o sódio, que resulta numa hiponatremia, podem ser mais um fator crítico.

Alterações metabólicas e o eletroencefalograma

A importância atribuída ao EEG na epilepsia e em doenças focais cerebrais tende a obscurecer seu uso em várias outras condições que perturbam, direta ou indiretamente, funções cerebrais. Estas condições incluem as diferentes desordens metabólicas, tóxicas, degenerativas, inflamatórias e pós-traumáticas que difusamente afetam o funcionamento cerebral. Tais desordens podem comprometer diretamente o cérebro, por envolvimento primário ou dano das células nervosas, ou indiretamente, via alterações sistêmicas ou metabólicas.

A eletrogênese neuronal é dependente da homeostase metabólica. Anormalidades nos sistemas metabólicos podem levar a pronunciadas alterações clínicas e eletroencefalográficas agudas e sub-agudas. Segundo Saunders e Westmoreland (1980), mudanças primárias no EEG decorrentes de muitos distúrbios tóxicos ou metabólicos são o decréscimo na frequência de ritmo de fundo e o aparecimento da atividade teta difusa. Estas mudanças, quando mínimas, podem simular um estado de sonolência, e assim uma decisão quanto ao fato da atividade teta ser ou não anormal pode se tornar subjetiva.

A função cerebral é alterada por um complexo de fatores que podem estar relacionados à acumulação no sangue de substâncias de diferentes tamanhos moleculares, tais como uréia, creatinina, e a modificações em concentrações iônicas (Lopes da Silva, 1987a). Assim, distúrbios metabólicos cerebrais e/ou alterações eletroencefalográficas podem ser causados por mau funcionamento renal. O interesse pela utilização do EEG em desordens metabólicas se deve, provavelmente, à descoberta de encefalopatias renais após diálise em pacientes com insuficiência renal crônica e à disponibilidade de modernas técnicas de monitorização eletroencefalográfica (Niedermeyer, 1987).

Alterações no EEG de pacientes portadores de doença renal

Vários estudos têm sido efetuados com vistas a investigar a correlação entre registros EEG e alterações bioquímicas no sangue durante e após a hemodiálise (Sonnet e Courjon, 1985; Resende e Speciali, 1987; Bourne et alii, 1975; Rovelli et alii, 1988). O trabalho de Sonnet e Courjon (1985) relata que as crises convulsivas generalizadas que podem surgir durante a hemodiálise parecem estar associadas com mudanças bruscas dos fatores bioquímicos e do equilíbrio ácido-base do sangue, sendo menos frequentes se a hemodiálise é realizada mais lentamente, de maneira que as variações do pH sanguíneo e da concentração da uréia evoluam de modo gradual.

Segundo Luijten et alii (Sarmiento, 1981), se o tratamento por diálise não for instituído, ocorrerá uma progressão da disfunção cerebral e o paciente alternará o estado de alerta com sonolência, sendo o EEG lento, difuso, com predomínio de ondas teta e delta e ritmo alfa desorganizado e pouco frequente. Sarmiento (1981) observou ondas lentas difusas no EEG de todos os casos analisados e uma melhoria nos traçados eletroencefalográficos após as sessões de diálise. A autora conclui que o EEG constitui um exame de grande valor para o acompanhamento de pacientes portadores de doença renal, uma vez que se podem detectar alterações eletroencefalográficas, antecedendo as alterações clínicas da encefalopatia renal.

Desvios da normalidade de um estado clínico podem ser avaliados pelas características do EEG. Entretanto, reconhecer alterações no EEG devidas a distúrbios tóxicos e metabólicos utilizando técnicas quantitativas, ainda não é bem estabelecido (Bourne et alii, 1975). Adicionalmente, afirma-se que, devido às manifestações neuronais e comportamentais da uremia (encefalopatia urêmica), utilizar o EEG para o estudo destas condições é um método atrativo. Segundo Bourne et alii (1975), considerando-se que a um maior grau de insuficiência renal está associado um aumento da atividade de ondas lentas, do EEG, a quantificação desta atividade bioelétrica permitiria classificar o grau de insuficiência renal. O espectro de potência (obtido analógicamente ou digitalmente) é citado por Bowling e Bourne (1978) como um dos métodos passíveis de determinação da quantificação.

Bourne et alii (1975) estudaram características da mudança do EEG correlacionadas com o grau de insuficiência renal. Tal estudo foi realizado com três grupos: pacientes portadores de doença renal submetidos à hemodiálise, pacientes portadores de doença renal não submetidos à hemodiálise e pessoas normais, para estabelecer base de comparação. Inicialmente foram

adquiridos oito canais de EEG com os eletrodos montados no sistema internacional 10-20. A análise dos múltiplos dados revelou, entretanto, uma lentificação difusa, não localizada em nenhuma área específica do córtex. A partir desta observação e visando reduzir o tempo de colocação dos eletrodos e de processamento dos sinais, duas derivações bipolares P3-O1 e F3-O1 foram utilizadas na maioria dos pacientes. Para evitar aparecimento de artefatos provenientes do movimento dos olhos, na maioria das análises computacionais só foi utilizado P3-O1. Os registros de EEG foram interpretados por um eletroencefalografista para serem avaliados os tipos de atividades de ondas lentas e a influência dos artefatos no registro.

Os sinais EEG, adquiridos conforme descrito no parágrafo anterior, foram então analisados usando "compressed spectral array" (CSA). A razão entre a potência da faixa de 3 à 7 Hz e da faixa de 3 à 13 Hz (razão de potência do ritmo teta em relação aos ritmos teta e alfa) foi utilizada para estimar a lentificação do EEG. Este parâmetro foi selecionado por ter apresentado a menor dependência em relação a artefatos. Após a análise dos dados do EEG os valores obtidos foram correlacionados com dados comportamentais e bioquímicos extraídos dos mesmos pacientes. Como conclusões gerais os autores apontam (i) a alta correlação entre as medidas quantitativas da atividade de ondas lentas através do espectro de potência e aquelas apontadas pelo eletroencefalografista e (ii) a indicação de correlação direta entre a lentificação do EEG e a falência renal.

O índice de lentificação utilizado no estudo de Bourne et alii (1975) é o mais usado, segundo os autores. Entretanto, segundo Bowling e Bourne (1978), este parâmetro não é adequado para classificar o grau de insuficiência renal. Estes autores propõem, para tal classificação, a análise discriminante de registros do EEG. Segundo Bokehi (1992), que realizou a análise de alguns topogramas contruídos com o parâmetro razão de potência ($\theta/(\theta+\alpha)$), o índice citado acima não se mostrou adequado por indicar sítios de alto grau de lentificação quando as atividades teta e alfa são de mesma ordem de grandeza que o ruído/artefato presente no sinal EEG.

Bowling e Bourne (1978) utilizaram em seu estudo três grupos de indivíduos: pessoas normais, pacientes com baixa azotemia (concentração de creatinina menor que 10 mg/100 ml) e pacientes com alta azotemia (concentração de creatinina maior que 10 mg/100 ml). Os autores não utilizaram pacientes dialisados como no trabalho de Bourne et alii (1975), por considerarem que o EEG torna-se normal após o término da sessão de diálise. Na maioria das análises deste estudo foi utilizado somente um canal de EEG, P3-O1. Foram registrados 100 segundos de EEG obedecendo o seguinte protocolo experimental: paciente sentado em posição ereta com olhos fechados realizando aritmética mental para garantir o estado de alerta.

Com base no conjunto de espectros de frequência dos EEG adquiridos, foram criadas duas funções discriminantes, cada qual sendo um conjunto de distribuições de peso dentre 34 valores de frequência das 100 originais, que são multiplicados por um espectro de linha de um EEG, produzindo um valor que classifica o EEG em um dos três grupos de indivíduos. Segundo os autores, os resultados comprovam que a análise discriminante é um método indicado para classificar o EEG de pacientes portadores de doença renal. Ainda neste estudo, análise similar foi conduzida para outros canais de EEG, F3-P3, F3-LM e P3-LM (LM - mastóide esquerdo)

utilizando a função de classificação que foi gerada através de dados derivados de P3-O1, entretanto não foi apresentado nenhum resultado.

Segundo Bourne et alii (1980), à medida que as condições clínicas dos pacientes portadores de doença renal pioram, atividades típicas de ondas lentas aparecem no EEG. Estas atividades desaparecem ou são reduzidas à medida em que as condições clínicas melhoram. Tais alterações podem ser quantitativamente monitoradas por cálculos computacionais da estimativa espectral da quantidade de potência das ondas lentas no EEG. Com vistas a este objetivo, foram utilizados quatro canais de EEG, dois bipolares frontal e dois bipolares occipital, (F3-P3, F4-P4, P3-O1, P4-O2). A análise do sinal de cada canal foi realizada utilizando "compressed spectral array" (CSA). O trabalho propõe um sistema para se acompanhar a evolução clínica de pacientes portadores de doença renal.

Uma das vantagens da utilização do CSA é que se pode fazer uma análise da evolução temporal do espectro de frequência, ou seja, pode-se monitorar a variação do mesmo a cada período de tempo previamente fixado, e assim identificar alterações relevantes que podem ocorrer no EEG em um curto período (Lopes da Silva, 1987b).

MAPEAMENTO CEREBRAL

A análise espacial do EEG pode ser considerada uma parte importante da avaliação de um conjunto de registros (Lopes da Silva, 1987b). Na verdade um conjunto de derivações do EEG representa um número de amostras no espaço da atividade gerada no cérebro. A capacidade de localizar-se no cérebro, a partir das derivações, os geradores responsáveis pelos sinais EEG pode ser de alto interesse. Isto pode ser denominado problema inverso da eletroencefalografia. Na maioria dos casos, o objetivo da análise é menos ambicioso e consiste simplesmente no mapeamento da atividade cerebral sobre o escalpo (Lopes da Silva, 1987c). Este mapeamento fornece informações funcionais de forma não-invasiva e sem exposição a radiações ionizantes como acontece em outros métodos de imagem funcional, como: tomografia por emissão de pósitron (PET) e tomografia por emissão de fóton único (SPET).

Esforços têm sido empreendidos no sentido de tentar correlacionar disfunções neurológicas e psiquiátricas com mapeamento topográfico cerebral de parâmetros espectrais tais como: potência média, potência relativa, potência absoluta, amplitude absoluta e amplitude relativa. Estes parâmetros podem ser apresentados na forma de mapas para um trecho de sinal ou ainda para cada instante de tempo (Almeida e Infantosi, 1990; Infantosi e Almeida, 1990).

Segundo Lopes da Silva (1990), um problema comum a todos os tipos de análise espacial do EEG é a amostragem no espaço, ou seja, a distância intereletrodos necessária para se amostrar, de forma adequada, os campos potenciais do EEG. Uma amostragem espacial inadequada pode acarretar "aliasing" espacial (aparecimento de componentes de alta frequência espacial em faixas mais baixas). Segundo o autor, a partir de considerações teóricas, é conhecido que a amostragem adequada de um sinal, seja temporal ou espacial, requer que a frequência de

amostragem seja pelo menos duas vezes a frequência máxima presente no sinal. No domínio do tempo, isto é geralmente fácil de se executar. Entretanto, este problema não é tão fácil de se resolvido empiricamente no domínio espacial, podendo sê-lo, teoricamente, utilizando modelos de fontes elétricas dentro de um volume condutor.

No mapeamento topográfico de parâmetros obtidos do EEG, necessita-se estimar os valores para os pontos onde o EEG não está sendo captado; para isto, técnicas de interpolação são utilizadas. Vários são os métodos de interpolação. Duffy et alii (1989), utiliza em seus trabalhos o algoritmo de 3 pontos, chamado por este de interpolação linear tridimensional, que estima valores para pontos não conhecidos baseado nos 3 eletrodos mais próximos. Perrin et alii (1987), aplicam no seu trabalho o método chamado "spline". O autor conclui que este método permite a interpolação com eletrodos irregularmente localizados, fornecendo mapas de superfície contínua, às custas de cálculos complexos e grande tempo computacional. Buchsbaum et alii (1982) e Almeida (1990) utilizaram a técnica dos 4 eletrodos vizinhos para estimar os pontos não conhecidos. Segundo o primeiro esta técnica é computacionalmente simples e mais apropriada para o número de eletrodos aplicados ao escalpo.

DERIVAÇÃO DA FONTE

Uma questão que merece consideração na análise de sinais eletroencefalográficos é a relação entre as atividades captadas no escalpo e aquela do córtex. A existência de várias camadas entre estas duas regiões (o líquido cefaloraquidiano, as meninges, o tecido ósseo e o próprio escalpo) e a morfologia irregular da calota craniana resultam numa anisotropia e numa não homogeneidade do meio. Desta forma, o campo potencial no escalpo não deve ser considerado como influenciado apenas pelas populações neuronais e propriedades elétricas dos neurônios individuais (Almeida, 1990).

Uma revisão da literatura sobre a relação entre a atividade elétrica no escalpo e no córtex foi pormenorizada no trabalho de Almeida (1990). Segundo este autor, devido ao espalhamento, o sinal captado por um eletrodo posicionado sobre o escalpo, representa o somatório de atividades provenientes de diversas regiões do córtex cerebral. Além disto, devido à anisotropia, o sinal captado pode apresentar-se distorcido. O espalhamento e a distorção atuam dificultando a identificação, a partir do escalpo, de focos de atividades bioelétricas cerebrais.

Segundo Almeida (1990), assumindo o modelo de dipolo, o sinal captado no escalpo pode ser decomposto em duas componentes, uma ortogonal ao escalpo e outra tangencial; a componente ortogonal proveniente de regiões subjacentes ao eletrodo de captação, e a tangencial, de regiões adjacentes. Isto sugere que uma estimativa da atividade subjacente à região de captação pode ser obtida através das componentes ortogonais. Um método de particular interesse, denominado derivação da fonte, foi descrito por Hjorth (1975), visando à extração das componentes ortogonais do escalpo.

Da teoria eletromagnética tem-se que o efeito de uma corrente ortogonal à superfície de um condutor num ponto é uma distribuição positiva de potencial superficial com máximo neste ponto. Esta distribuição pode ser modelada como resultante de um dipolo ortogonal à superfície do condutor (Almeida e Infantosi, 1989). Considerando essa superfície como sendo o escalpo e que este possui um eletrodo de captação, matematicamente pode-se determinar o efeito da corrente ortogonal sobre eletrodo avaliando-se a curvatura da distribuição superficial de potencial através da soma das suas derivadas de segunda ordem, segundo direções perpendiculares que são representadas pelos eixos x e y . Esta soma representa o operador Laplaciano aplicado à função de distribuição superficial de potencial (V):

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

Considerando um paralelepípedo de volume unitário, cuja a face superior coincide com a superfície do escalpo, tem-se que o mesmo possui densidade de corrente ortogonal ao escalpo (I) igual à corrente ortogonal ao escalpo (i). Se esta corrente exerce atividade sobre uma resistência r (sendo $r = 1/\sigma$, onde σ é a condutividade), então seu efeito pode ser representado por uma diferença de potencial V_{fonte} denominada potencial da fonte, Assim:

$$\nabla^2 V = -I/\sigma, \quad (2)$$

$$V_{\text{fonte}} = i \cdot r = -\nabla^2 V. \quad (3)$$

Para uma estimativa do operador Laplaciano, Hjorth (1975) aproximou as derivadas de segunda ordem por meio do método de diferenças finitas. Assim, V_{fonte} pode ser estimado por:

$$V_{\text{fonte}} = -(d_x^2 + d_y^2) \quad (4)$$

onde d_x^2 e d_y^2 são estimadores das respectivas derivadas de segunda ordem, que podem (redes não-uniformes) ou não (redes uniformes) levar em conta a distância intereletrodos medida diretamente sobre o escalpo.

Os experimentos realizados por Almeida (1990), evidenciaram as características seletivas da derivação da fonte, acentuando a contribuição dos campos potenciais de regiões inferiores à posição do eletrodo relativamente às atividades elétricas adjacentes.

A dependência da referência e o espalhamento físico devido às camadas condutoras superpostas ao cérebro, também representam problemas para a topografia cerebral (Infantosi e

Almeida, 1990). A derivação da fonte apresenta a vantagem de, teoricamente eliminar a influência da posição do eletrodo de referência (Lopes da Silva, 1990). Infantosi e Almeida (1990) ressaltam também que a técnica de, teoricamente, derivação da fonte apresenta-se não como uma substituição de outros métodos, mas como uma técnica alternativa de grande importância complementar no estudo de atividades elétricas cerebrais.

MATERIAIS E MÉTODOS

Aquisição de sinais

Para a captação dos sinais EEG utilizaram-se 16 eletrodos dispostos sobre o escalpo do hemisfério direito, sendo 12 segundo o sistema internacional 10-20 e 4, conforme proposto por Buchsbaum (1982), no centro dos quadriláteros formados pelos eletrodos P₄-P_Z-O_Z-O₂ (PO₂), C₄-C_Z-P_Z-P₄ (PC₂), T₄-C₄-P₄-T₆ (TCP₂) e F₄-C₄-T₄-F₈ (FTC₂). Esta montagem objetiva aumentar a resolução espacial, particularmente importante para o cálculo da derivação da fonte (Almeida e Infantosi, 1989). Na captação, foi utilizada a técnica de referência comum (unipolar). Neste tipo de técnica, as diferenças de potencial são tomadas entre um eletrodo na superfície do escalpo e o eletrodo de referência - lobo da orelha do hemisfério homólogo ao da captação.

Os sinais foram captados utilizando-se um eletroencefalógrafo Nihon Kohden (modelo EEG-4418), sendo também submetidos a filtragem (0,5 a 35 Hz) e amplificação para compatibilizá-los com o módulo de digitalização. As 16 derivações foram amostradas simultaneamente à taxa de 128 Hz usando um conversor A/D de 12 bits, com faixa dinâmica de +/-10V. Os sinais foram então armazenados e monitorados em um microcomputador IBM/PC-AT compatível com um disco rígido de 40 Mbytes.

Utilizou-se neste trabalho o seguinte grupo de pacientes: cinco pacientes portadores de doenças renais com mais de um mês de tratamento de hemodiálise, com faixa etária entre 22 e 56 anos, sendo um do sexo feminino. Na aquisição dos sinais EEG utilizou-se o protocolo de olhos fechados com ausência de esforço mental, sendo o tempo de registro de 3 minutos por exame. Os exames foram realizados em torno de 1 hora e 30 minutos antes da hemodiálise. Após cada aquisição foi efetuada a medição das distâncias intereletrodos, para posterior utilização no cálculo da derivação da fonte para redes não-uniformes.

Processamento dos sinais

No estudo da distribuição espacial das ondas lentas do EEG de pacientes renais, utilizaram-se topogramas cerebrais do parâmetro potência do ritmo teta (4 - 7,5 Hz), sempre para trechos de 4 segundos de sinal EEG. Este parâmetro, para cada derivação, foi calculado a partir da estimativa, via modelagem auto-regressiva (método de Burg), com ordem 40 (Bokehi et alii, 1992 e 1993), do espectro de potência do sinal, antes e depois da derivação da fonte, sendo então mapeado.

No cálculo da derivação da fonte, foi empregado o método de diferenças finitas com redes não-uniformes. Neste cálculo os sinais correspondentes aos eletrodos Fz, Cz, Pz, Oz e de borda (Fp2, F8, T4, T6 e O2) foram processados de acordo com operador de 3 pontos, em relação a seus dois vizinhos laterais. Os restantes foram processados com o operador de 5 pontos (Almeida, 1990).

DISTRIBUIÇÃO ESPACIAL DAS ONDAS LENTAS

Um trecho característico de sinal original (antes da derivação da fonte) é apresentado na figura 1, onde se nota atividade teta evidenciada em praticamente todas as derivações das regiões occipital, parietal, de vertex e frontal. O mesmo trecho após a derivação da fonte (figura 2) evidencia atividade teta concentrada nas regiões parietal (P₄ e P₂), occipital (O₂) e frontal. Estes resultados da aplicação da DF mostram, portanto, a característica deste método de compensar parcialmente o espalhamento proveniente do meio existente entre o córtex e o escalpo, confirmando as observações de Almeida (1990) e de Tierra Criollo (1993).

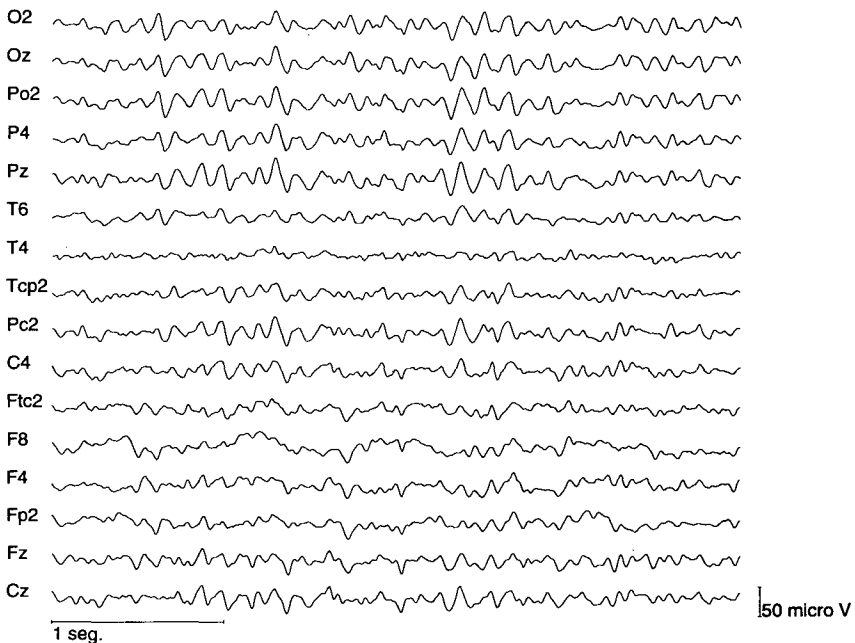


figura 1 - Trecho de 4 segundos de sinal EEG original de paciente portador de doença renal.

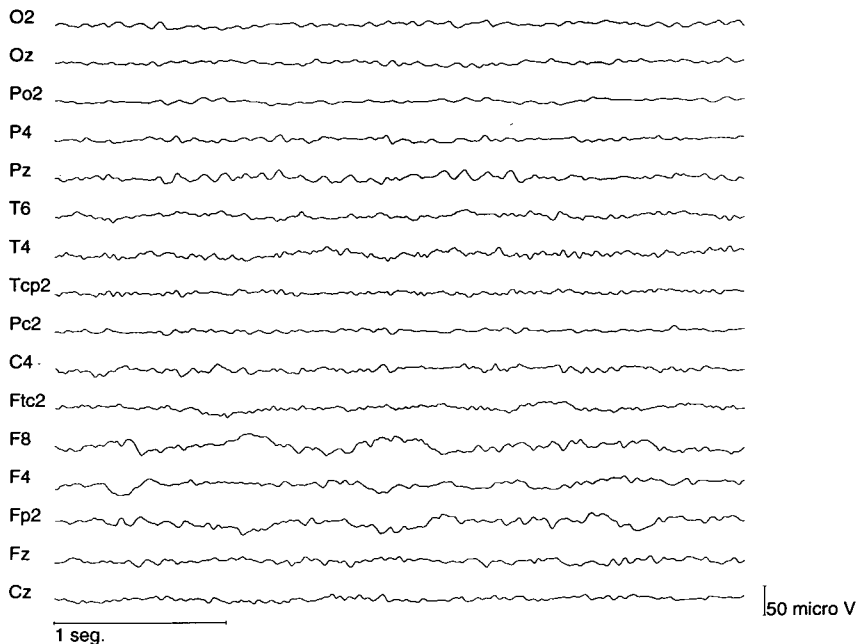


figura 2 - Trecho de 4 segundos de sinal EEG de paciente portador de doença renal após a derivação da fonte.

Na figura 3 são apresentados exemplos típicos de topogramas construídos de sinais EEG de pacientes renais antes da aplicação da derivação da fonte. Os mapas, provenientes de todos os pacientes, indicaram que a atividade teta é espalhada por todo o escalpo. Este fato concorda com o apontado na literatura por diversos autores (Bourne et alii, 1975; Bowling e Bourne, 1978; Sarmiento, 1981; Resende e Speciali, 1987).

A aplicação da DF aos mesmos trechos de sinal EEG da figura 3, permitiu a construção dos topogramas mostrados na figura 4, onde se observa que as ondas lentas tornaram-se circunscritas a determinados sítios e não mais espalhadas em quase todas regiões, como acontece com o sinal original. Os mapas não indicaram um sítio típico de geração das ondas teta, porém a atividade torna-se mais evidente na região frontal, sendo que a distribuição espacial varia com o tempo. O fato das ondas lentas estarem circunscritas poderia ser interpretado de forma que o espalhamento é influenciado significativamente pelo meio físico. Uma interpretação alternativa seria a geração difusa das ondas teta ou espalhamento fisiológico. Topogramas após à aplicação da DF tem conteúdo relativo de altas freqüências aumentado pela própria natureza do filtro espacial, podendo aparentar uma atividade focal até mesmo quando o processo gerador é mais difuso ou então na presença de espalhamento fisiológico. Nestes casos, mapas com múltiplos focos de localização variável com o tempo, como freqüentemente observado nos pacientes renais estudados, poderiam ser esperados.

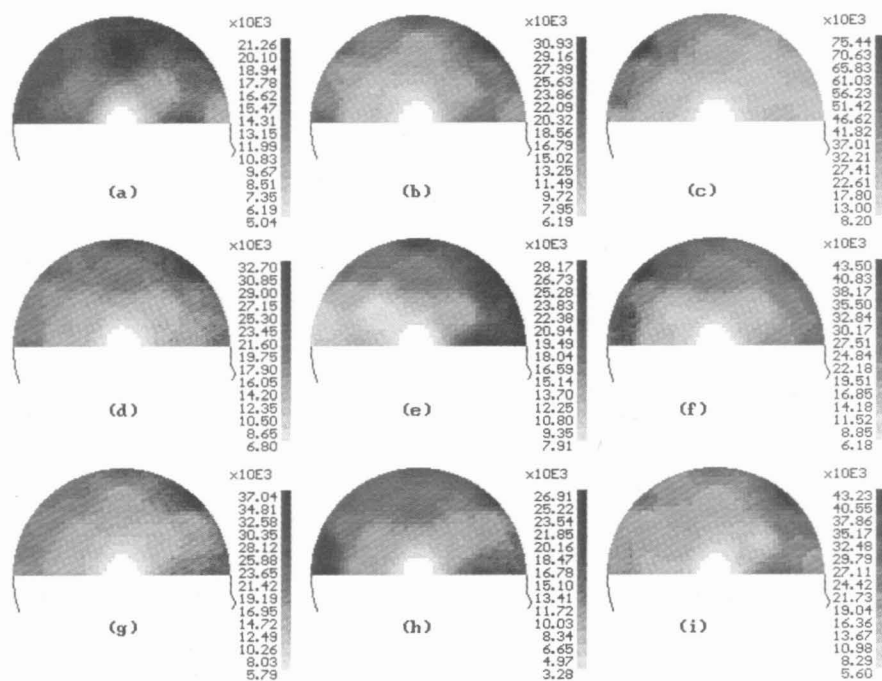


figura 3 - Mapeamento cerebral de 9 trechos consecutivos de um sinal antes da derivação da fonte.

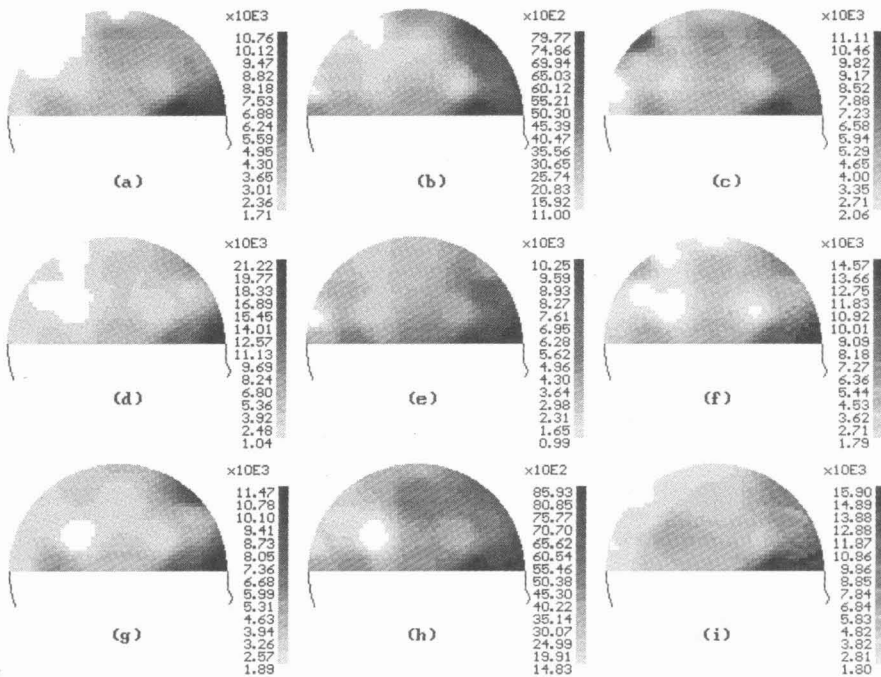


figura 4 - Mapas provenientes dos mesmos trechos de sinais utilizados para a elaboração dos mapas da figura 3, após a derivação da fonte.

CONCLUSÃO

Os topogramas obtidos a partir do EEG de pacientes portadores de doença renal adquiridos antes da hemodiálise, utilizando-se como parâmetro a potência na faixa de frequência do ritmo teta, confirmaram a difusibilidade das ondas lentas como citado na literatura. No entanto, após a aplicação da derivação da fonte a estes sinais, tais ondas apresentaram-se circunscritas a determinadas regiões, sem, contudo, indicar sítios anatômicos preferenciais consistentes entre pacientes ou com o tempo para um mesmo paciente. Assim, tais resultados não podem ser interpretados como inconsistentes com a hipótese da geração difusa (como indicado na literatura) ou de uma contribuição importante do espalhamento físico do campo elétrico. Estudos mais conclusivos, envolvendo um maior número de pacientes são necessários.

AGRADECIMENTOS

Ao CNPq, CAPES e FAPERJ, pelo apoio financeiro e ao Instituto Fernandes Figueira (FIOCRUZ - Min. da Saúde) pelo auxílio na aquisição dos sinais EEG.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 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 - RJ.
- 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, número 2, páginas 205-212.
- ALMEIDA, A. C. G. e INFANTOSI, A. F. C. (1990), "Aplicação do Método de Derivação da Fonte no Mapeamento da Atividade Elétrica Cerebral", *RBE - Caderno de Engenharia Biomédica*, volume 7, número 1, páginas 610-617.
- ARIEFF, A. I. (1989), "Dialysis Disequilibrium Syndrome", in *Textbook of Nephrology*, editores S.G. MASSRY e R.J. GLASSOCK, Baltimore, Williams & Wilkins, páginas 1168-1170.
- BOKEHI, J. R. (1992), *Metodologia para Estudo da Distribuição Espacial do EEG de Pacientes Portadores de Doenças Renais - Modelagem AR e Derivação da Fonte*, Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro - RJ.
- BOKEHI, J. R., SIMPSON, D. M. e INFANTOSI, A. F. C. (1992), "Modelagem Auto-regressiva Aplicada ao Eletroencefalograma de Pacientes Renais", *Anais do I Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*, Caxambu - MG, páginas 256-259.
- BOKEHI, J. R., SIMPSON, D. M. e INFANTOSI, A. F. C. (1993), "Análise Espectral de Sinais EEG Utilizando Modelagem Auto-regressiva", *RBE - Caderno de Engenharia Biomédica*, volume 9, número 2, páginas 5-22.
- BOURNE, J. R., WARD, J. W., TESCHAN, P. E., MUSSO, M., JOHNSTON, H. B. e GINN, H. E. (1975), "Quantitative Assessment of the Electroencefalogram in Renal Disease", *Electroencefalography and Clinical Neurophysiology*, volume 39, páginas 377-388.
- BOURNE, J. R., HAMEL, B., GIESE, D., WOYCE, G. M., LAWRENCE, P. L., WARD, J. W. e TESCHAN, P. E. (1980), "The EEG Analysis System of the National Cooperative Dialysis Study", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, volume BME-27, número 11, páginas 656-664.
- BOWLING, P. S. e BOURNE, J. R. (1978), "Discriminant Analysis of Electroencefalograms Recorded from Renal Patients", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, volume BME-25, número 1, páginas 12-17.
- 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 53, páginas 237-242.
- DUFFY, F. H., IYER, V. G. e SURWILLO. W. W. (1989), "Clinical Use of Brain Electrical Activity Mapping" in *Clinical Electroencephalography and Topographic Brain Mapping - Technology and Practice*, editores F.H DUFFY, V.G IYER e W.W. SURWILLO New York, Springer-Verlag, pp. 222-237
- HJORTH, B. (1975), "An On-line Transformation of EEG Scalp Potentials into Orthogonal Source Derivations", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Volume 39, pp. 526-530.
- INFANTOSI, A. F. C. e ALMEIDA, A. C. G. (1990), "A Microcomputer-Based System for Mapping EEG Signals after Source Derivation", *Proc. of the 1990 IEEE Colloquium in South America* (Ed. Tompkins, W.J.), pp. 22-27.
- KILEY, J. E. (1989), "Neurological Aspects of Dialysis", in *Clinical Dialysis*, editores A.R. NISSENSON, R.N. FINE e D.E. GENTILE, Prentice-Hall International Inc., páginas 535-558.
- LEGRAIN, M. e SUC, J. M. (1983), *Manual de Nefrologia*, Masson, São Paulo.
- LOPES DA SILVA, F. H. (1987a), "Computer - Assisted EEG Diagnosis: Pattern Recognition Techniques", in *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*, editores E. NIEDERMEYER e F.H. LOPES DA SILVA, Baltimore, Urban & Schwarzenberg, páginas 899-919.
- LOPES DA SILVA, F. H. (1987b), "EEG Analysis: Theory and Practice", in *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*, editores E. NIEDERMEYER e F.H. LOPES DA SILVA, Baltimore, Urban & Schwarzenberg, páginas 871-897.
- LOPES DA SILVA, F. H. (1987c), "Computerized EEG Analysis: A Tutorial Overview", in *A Textbook of Clinical Neurophysiology*, editores A. M. HALLIDAY, S. R. BUTLER e R. PAUL, New York, John Wiley & Sons, páginas 61-101.
- LOPES DA SILVA, F. H. (1990), "A Critical Review of Clinical Applications of Topographic Mapping of Brain Potentials", *Journal of Clinical Neurophysiology*, volume 7, número 4, páginas 535-551.
- LOPUKHIN, Y. M. e MOLODENKOV, M. N. (1979), *Hemosorption*, The C. V. Mosby Company, London.
- NIEDERMEYER, E. (1987), "Metabolic Central Nervous System Disorders", in *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*, editores E. NIEDERMEYER e F.H. LOPES DA SILVA, Baltimore, Urban & Schwarzenberg, páginas 369-382.

- PERRIN, F., BERTRAND, O. e PERNIER, J. (1987), "Scalp Current Density Mapping: Value and Estimation from Potential Data", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, volume BME-34, número 4, páginas 283-288.
- RESENDE, L. A. L. e SPECIALI, J. G. (1987), "Eletrencefalograma Antes e Após Hemodiálise, Diálise Peritoneal e Transplante Renal", Arq. Neuro-Psiquiatria, São Paulo, volume 45, número 3, páginas 248-260.
- ROVELLI, E., LUCIANI, L., PAGANI, C., ALBONICO, C., COLLIONI, N. e D'AMICO, G. (1988), "Correlation Between Serum Aluminum Concentration and Signs of Encephalopathy in a Large Population of Patients Dialyzed with Aluminum-Free Fluids", Clinical Nephrology, volume 29, número 6, páginas 294-298.
- SARMENTO, M. R. S. (1981), Contribuição para o Estudo das Manifestações Neurológicas na Falência Renal, Tese de Mestrado, Instituto de Neurologia Deolindo Couto, UFRJ, Rio de Janeiro.
- SAUNDERS, M. G. e WESTMORELAND, B. F. (1980), "The EEG in Evaluation of Disorders Affecting the Brain Diffusely", in Current Practice of Clinical Electroencephalography, Raven Press, New York, páginas 343-379.
- SONNET, M. L. e COURJON, J. (1985), "El Electroencefalograma en el Insuficiente Renal Cronico Tratado por Hemodialisis", Rev. Neurol. Argentina, volume 11, número 1, páginas 15-22.
- 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 - RJ.

**SPATIAL DISTRIBUTION OF THE SLOW WAVE IN RENAL PATIENTS' EEG:
APPLICATION OF SOURCE DERIVATION**

by

J.R. BOKEHI, D.M. SIMPSON, A.F.C. INFANTOSI

ABSTRACT -- In determining the degree of renal insufficiency in kidney patients, the use of parameters which measure slowing in the electroencephalogram (EEG) has been proposed. The spatial distribution of slow-wave activity is said to be diffuse, which could be the result of the spreading of the electrical field through the volume conductors and not only due to physiological effects. In the present paper, the spatial distribution of the EEG is studied using brain topographic mapping and Source Derivation (SD). The latter is employed as it partially compensates the effect of smearing of the electric field and was implemented through finite differences in non-uniform grids. The signals were recorded in 16 channels with the electrodes placed over the right hemisphere and the topograms display the power in the theta frequency band (4-7.5 Hz). The maps before SD show diffuse slow activity, in agreement with the literature, which becomes spatially confined to certain regions after SD. These regions however do not remain fixed over time, nor are they consistent from patient to patient. Thus the results cannot be taken as contradictory to the suggested diffuse generation of slow EEG activity in kidney patients.

Key-words: electroencephalography, brain mapping, source derivation, renal failure.