

5. ELECTROENCEFALOGRAFIA

Este capítulo tem um duplo objectivo: por um lado introduzir algumas notas sobre a fisiologia do sistema nervoso central, por outro, discutir algumas questões relacionadas com os equipamentos de electroencefalografia, os quais permitem registar, em tempo real, a expressão da actividade cerebral, medida ao nível do escalpe. A este propósito, referir-se-ão, ainda, métodos de análise associados às séries temporais que se obtêm através desta técnica, retomando alguns dos pontos já abordados no capítulo 1.

5.1. ASPECTOS DA ELECTRICIDADE DO SISTEMA NERVOSO

Sendo a electricidade um fenómeno extremamente eficiente quer no transporte de informação, quer na sua sincronização, não é de admirar que os sistemas biológicos a utilizem nas mais sofisticadas e delicadas funções do corpo humano. Na verdade, qualquer que seja a situação em que exista transporte iónico, os fenómenos eléctricos marcam uma indelével presença, revelando-se de particular interesse no processamento dos sinais nervosos e na actividade muscular.

Neste sub-capítulo serão, pois, abordados os mecanismos associados à electricidade do sistema nervoso nas suas diversas vertentes: criação, manutenção e transporte de informação quer ao nível celular, quer num âmbito mais geral, relacionado com a organização cerebral.

5.1.1. As células gliais

Algumas das funções mais interessantes das células (nomeadamente das células cerebrais) estão associadas às propriedades das suas membranas e à forma como elas determinam a diferença de potencial que se estabelece entre o interior e o exterior das células. Quando as concentrações iónicas são diferentes no interior das células relativamente ao exterior, há tendência, como se sabe, para os iões fluírem no sentido das mais altas concentrações para as mais baixas. Porém, ao saírem da célula, os iões, uma vez que são partículas carregadas, provocam diferenças de potencial que se opõem à saída e/ou entrada de mais iões. Há, pois, uma diferença de potencial, a partir da qual deixa de haver fluxo iónico¹, uma vez que a tendência provocada pelo gradiente de concentrações é, nessa circunstância, totalmente contrabalançada pelo gradiente de potencial que se estabelece. Ora a equação que governa a dependência do potencial eléctrico com as concentrações iónicas no interior e no exterior de uma célula, no estado de equilíbrio, é a **equação de Goldman** que, para iões monovalentes, toma a forma:

$$V = \frac{RT}{F} \ln \frac{\sum_K P_K [K]_o + \sum_J P_J [J]_i}{\sum_K P_K [K]_i + \sum_J P_J [J]_o}, \quad \text{equação 5.1}$$

onde:

- R - constante dos gases raros (8.3144 J mol⁻¹ K⁻¹);
- T - temperatura (em kelvin);
- F - constante de Faraday (9.6487 x 10⁴ C mol⁻¹);
- K - percorre todos os iões positivos envolvidos no processo;
- J - percorre todos os iões negativos envolvidos no processo;

¹ Na verdade, o fluxo iónico continua a existir, mas as partículas que entram são totalmente contrabalançadas com as que saem, gerando-se, desta forma, um equilíbrio dinâmico.

P_n - permeabilidade da membrana ao ião n ;
 $[n]_o$ - concentração do ião n no exterior da célula, no equilíbrio;
 $[n]_i$ - concentração do ião n no interior da célula, no equilíbrio.

Em relação às **células neurogliais**², por exemplo, verifica-se que a permeabilidade da membrana ao potássio é muito superior à de outro qualquer ião e, portanto, a equação anterior reduz-se à conhecida **equação de Nernst**, aplicada ao potássio (K^+):

$$V = \frac{RT}{F} \ln \frac{[K^+]_o}{[K^+]_i}. \quad \text{equação 5.2}$$

Substituindo as variáveis pelos seus valores aproximados, ou seja:

$$R = 8.3143 \text{ J.K}^{-1}.\text{mol}^{-1}$$

$$T = 310.15 \text{ K}$$

$$F = 9.6487 \times 10^4 \text{ C.mol}^{-1}$$

$$[K^+]_o = 3 \times 10^{-3} \text{ M}$$

$$[K^+]_i = 0.09 \text{ M}$$

obtém-se: $V = -90.9 \text{ mV}$.

Este valor é totalmente comprovado pelas medidas experimentais, que apontam para a existência de um potencial de cerca de -90mV no interior das células gliais. Refira-se, ainda a este respeito, que a dependência do potencial com as concentrações de potássio segue de perto o comportamento sugerido pela equação 5.2, de modo que se admite que o factor determinante para o aparecimento do potencial das células gliais é o transporte passivo de iões K^+ através de canais selectivos a este ião e presentes na membrana celular.

Estas considerações conduzem-nos ao facto de as células neurogliais se comportarem como reguladoras da concentração de K^+ no exterior da célula. Como se observará adiante, a alteração da concentração de K^+ no espaço extracelular é um dos factores modeladores do funcionamento neuronal, de modo que um desequilíbrio na função das células neurogliais ao nível da sua função homeostática relativamente às concentrações de K^+ , pode desencadear um anormal processamento de informação por parte dos neurónios.

5.1.2 As células nervosas ou neurónios

Os **neurónios** são as células responsáveis por todo o tratamento da informação envolvida nos processos cerebrais. Tipicamente, um neurónio é constituído por quatro regiões diferenciadas: as **dendrites**, o **corpo celular** ou soma, o **axónio** e os seus **terminais pré-sinápticos**, correspondendo cada um deles, respectivamente, à entrada, integração, condução e transmissão da informação (ver fig. 5.1). O corpo celular é considerado o centro metabólico e integrador da célula, nele se encontra o núcleo, o

² As células neurogliais são, habitualmente, de pequena dimensão e circundam os corpos celulares e os axónios das células nervosas. A elas se atribuem diversas funções tais como: 1) conferir firmeza aos tecidos cerebrais, analogamente ao tecido conjuntivo de outras regiões do corpo, isolando, por vezes, grupos neuronais; 2) remover os detritos resultantes da morte celular; 3) formar a mielina que envolve alguns axónios; 4) remover os neurotransmissores químicos, após estes terem sido libertados pelos neurónios; 5) permitir armazenar K^+ , de modo a manter estável a concentração extracelular deste ião; 6) conduzir os neurónios para as regiões correctas durante o seu desenvolvimento e guiar o crescimento dos axónios; 7) participar nas funções correspondentes à barreira hemato-encefálica; 8) ter funções nutrientes.

retículo endoplasmático e o sistema de Golgi. Às dendrites ou árvore dendrítica fluem numerosos terminais de outros neurónios, sendo este elemento considerado como a região através da qual, tipicamente, entra a informação. O axónio encontra-se, de uma forma geral, do lado oposto à maioria das dendrites e é responsável pela condução da informação até outros neurónios ou até aos músculos. Refira-se que alguns axónios são revestidos por uma camada de **mielina** (formada por determinadas células gliais — as células de Schwann) que é diversas vezes interrompida em regiões a que se dá o nome de **nós de Ranvier**. Esta disposição do envolvimento isolante, permite que a informação seja mais rapidamente conduzida. Quanto aos terminais do axónio, são estes que estabelecem a comunicação entre dois neurónios, através do contacto directo entre as membranas de ambos — sinapse eléctrica — ou, mais comumente, mediada por **neurotransmissores** — sinapse química.

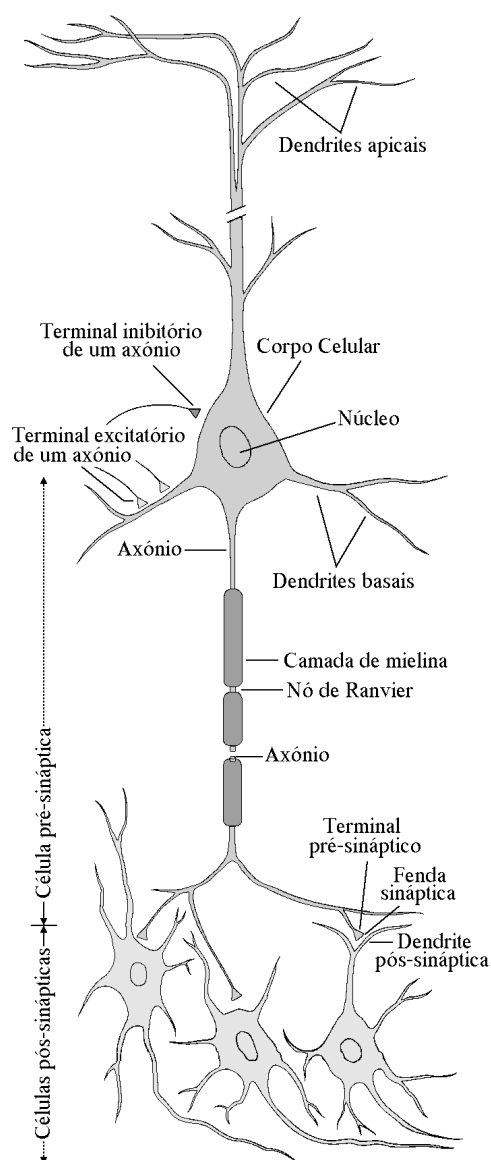


Figura 5.1 - Esquema das diferentes estruturas de um neurónio: as dendrites; o corpo celular com o núcleo e o citoplasma; o axónio com a blindagem de mielina e os nós de Ranvier e os terminais sinápticos. (Adapt. Kandel et al, 1995).

5.1.3 O potencial de repouso

A característica mais determinante das células nervosas é a sua excitabilidade, a qual está intimamente relacionada com as propriedades do seu estado de repouso. Os neurónios encontram-se, no estado de equilíbrio, a cerca de -70mV relativamente ao exterior (note-se que este é um valor médio que depende fortemente do tipo de neurónios que se considere), e quando este valor sofre uma alteração de duas ou três dezenas de mV no sentido positivo, este desequilíbrio acentua-se e o neurónio passa a um estado excitado.

O estado de repouso neuronal resulta da interacção de diversos factores: a permeabilidade da membrana aos iões presentes no espaço intra e extracelular, as concentrações desses iões, o transporte activo através da membrana e a diferença de potencial entre o interior e o exterior da mesma.

Tal como já se referiu em relação às células neurogliais, também o potencial de repouso dos neurónios é regido, em primeira aproximação, pela equação de Goldman (equação 5.1). Como exemplo ilustrativo pode tomar-se para as diversas concentrações dos iões envolvidos as encontradas no axónio gigante da lula, as quais, apesar de serem tipicamente 3 ou 4 vezes superiores às encontradas nos neurónios dos mamíferos são, em termos relativos, idênticas às destes. Assim, as concentrações iónicas tomam os valores: $[\text{K}^+]_o=20\text{mM}$; $[\text{K}^+]_i=400\text{mM}$; $[\text{Na}^+]_o=440\text{mM}$; $[\text{Na}^+]_i=50\text{mM}$; $[\text{Cl}^-]_o=560\text{mM}$; $[\text{Cl}^-]_i=52\text{mM}$, sendo as permeabilidades relativas: $P_{\text{K}^+}=1$; $P_{\text{Na}^+}=0.04$; $P_{\text{Cl}^-}=0.45$. Donde resulta, para o **potencial de repouso**, à temperatura de 25°C : $V = -60.9\text{mV}$. Este potencial negativo está relacionado com o facto de a permeabilidade de membrana para o potássio ser muito maior do que para o sódio (numa relação de 25 para 1). Assim, e uma vez que o gradiente de concentrações do ião K^+ é no sentido da saída deste do interior para o exterior, cria-se um potencial negativo que não é compensado com o fluxo de iões Na^+ para o interior, visto que a permeabilidade da membrana é, para este ião, muito pequena.

É de referir que o potencial de repouso, que corresponde ao fluxo passivo de iões através de canais de membrana selectivos, sendo, portanto, determinado pelos gradientes de concentração e pela permeabilidade relativa da membrana aos diferentes iões, não é o de equilíbrio para o K^+ ou para o Na^+ isoladamente, o que implica que cada um destes iões tenda a fluir continuamente por transporte passivo (o K^+ de dentro para fora — o seu potencial de equilíbrio é de aproximadamente -77mV ; o Na^+ de fora para dentro — o seu potencial de equilíbrio é de aproximadamente 56mV). Quanto ao Cl^- , tendo um potencial de equilíbrio de cerca de -61mV , não tende a exhibir, nestas condições, fluxo efectivo. Quando, no entanto, o potencial de repouso da membrana apresenta valores inferiores/superiores, o ião Cl^- tende a sair/entrar na célula levando a um reajuste das suas concentrações. Na realidade, verifica-se que existem fluxos iónicos correspondentes aos iões K^+ e Na^+ segundo as direcções esperadas, mas que são compensados, como se mencionará adiante, através de transporte activo — isto é, com gasto energético. Quanto ao ião Cl^- apenas algumas células nervosas apresentam transporte activo deste ião e, neste caso, será também, completamente contrabalançado pelo transporte passivo através de canais membranares.

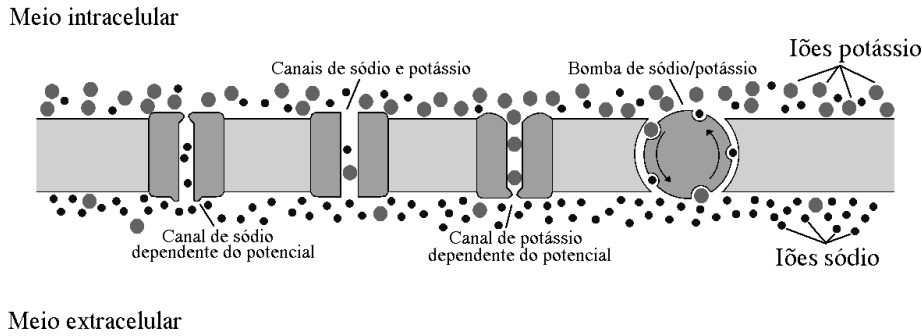


Figura 5.2 - Esquema de alguns canais iônicos existentes numa membrana neuronal: os canais de Na^+ e de K^+ responsáveis pelo transporte passivo destes íons (refira-se que a permeabilidade relativa da membrana a estes dois íons é de 0.04 para 1); os canais de Na^+ e de K^+ dependentes do potencial e que são responsáveis pela excitabilidade da membrana e a bomba de Na^+/K^+ que mantém as concentrações destes dois íons. (Adapt. *Le Cerveau*, 1984).

Um transporte activo extremamente importante ao nível neuronal é o associado à **bomba de sódio/potássio**. Esta bomba é uma proteína que, através da hidrólise de uma molécula de adenosina trifosfato (ATP), transporta três íons Na^+ para o exterior do neurónio e dois de K^+ para o seu interior, contrariando o seu fluxo passivo (ver figura 5.2). Esta bomba, para além de manter as concentrações iónicas do Na^+ e do K^+ nos níveis necessários para manter o potencial de membrana nos valores anteriormente calculados, aumenta-o em cerca de 10%, devido ao facto de ser electrogénica (isto é, por cada dois íons positivos que entram na célula, saem três íons do mesmo sinal, gerando-se, assim, uma diferença de potencial negativa no interior relativamente ao exterior).

5.1.4 O potencial de acção

Quando a célula, habitualmente polarizada com valores de cerca de -70mV, sofre uma **despolarização** de duas ou três dezenas de mV, esta é acentuada, através de mecanismos de realimentação positiva, atingindo aproximadamente 40mV. Em seguida, tem lugar uma **repolarização** e, após uma breve **hiperpolarização** (que pode atingir cerca de -90mV), o seu valor de equilíbrio é retomado (figura 5.3). A esta descrição corresponde o **potencial de acção** que dura, tipicamente, cerca de 2ms, podendo variar entre 1 e 10ms e é o responsável pela transmissão de informação ao longo do axónio.

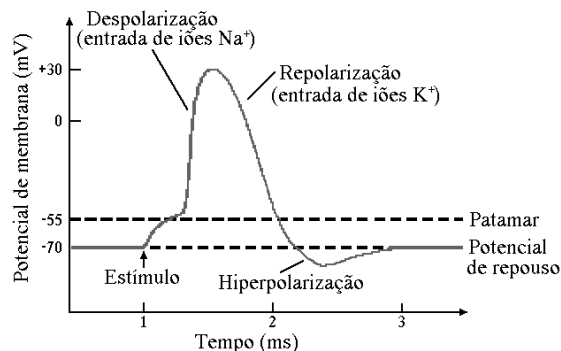


Figura 5.3 - Esquema do potencial de acção. Quando o potencial da membrana atinge cerca de -55mV abrem-se os canais de Na^+ dependentes da tensão, responsáveis pela despolarização. Ao fim de algumas décimas de ms são abertos os canais de K^+ e fechados os de Na^+ de modo a repolarizar a membrana. O fecho tardio dos canais de K^+ implica um período final de hiperpolarização. (Adap. Tortora e Grabowski, 1996).

A criação deste potencial deve-se à existência, na membrana neuronal, de canais de Na^+ e de K^+ dependentes do potencial. Ou seja, os canais abrem quando se verifica uma despolarização na membrana. Estes canais aumentam a permeabilidade da membrana aos referidos iões de modo que, em conformidade com o que foi exposto anteriormente, passa a existir maior fluxo de iões Na^+ para dentro da célula e de iões K^+ para fora. Quanto à morfologia do sinal, esta é determinada pelas respostas temporais de ambos os tipos de canais. Assim, como os canais de sódio abrem mais rapidamente de que os de K^+ , o potencial de membrana aumenta abruptamente, devido à entrada de iões Na^+ para o interior do neurónio. Durante essa subida, abrem os canais de K^+ que fluem em sentido contrário e, portanto, se opõem à subida do potencial. Este facto, conjuntamente com a circunstância de os canais de Na^+ também se fecharem rapidamente, é o responsável pela repolarização da membrana. Como os canais de K^+ são lentos a fechar, verifica-se a hiperpolarização já mencionada.

O funcionamento dos canais explica ainda, a necessidade de atingir um determinado patamar de despolarização para o aparecimento do potencial de acção e a existência de um período refractário, durante o qual não é possível o surgimento de novo potencial de acção na mesma porção de membrana. Observa-se, pois, que, quando a despolarização não atinge um determinado valor, o potencial de acção não é desencadeado. Esta circunstância verifica-se porque o aumento de permeabilidade ao Na^+ suscitado por uma pequena despolarização é totalmente compensado pelos iões K^+ que, mesmo no estado de repouso, tendem a fluir para o exterior do neurónio. Quanto ao período refractário durante o qual não é possível a criação de um novo potencial de acção, existem essencialmente dois factores que o determinam: a manutenção de canais de K^+ abertos para além da reposição do potencial de repouso e a existência de um estado de inactivação dos canais de Na^+ . O primeiro está relacionado com o facto de, durante o período de hiperpolarização ser necessária uma maior despolarização para alcançar o patamar correspondente ao despoletar do potencial de acção. O segundo, com a impossibilidade de reactivação dos canais de Na^+ nos instantes posteriores ao seu fecho.

Refira-se também que os potenciais de acção se propagam ao longo do axónio, transmitindo a informação de um dos seus extremos para o outro. Esta condução é feita do seguinte modo: a criação de um potencial de acção numa determinada região do axónio aumenta o potencial de membrana em redor dessa região, ora quando esse potencial atinge o patamar anteriormente referido, novo potencial de acção é criado e assim sucessivamente em relação às regiões adjacentes. Há, porém, uma questão que se deve ressaltar: a unidireccionalidade dessa propagação. De facto, se fosse possível gerar um potencial de acção a meio de um axónio, este propagar-se-ia em ambos os sentidos. No entanto, os potenciais de acção surgem habitualmente no início do axónio, uma vez que é ao nível do soma que ocorre a integração da informação que aflui ao neurónio e é aí que se determina o aparecimento ou não do potencial de acção. Assim, verifica-se que este se propaga apenas num sentido, graças ao período refractário a que se aludiu anteriormente.

5.1.5 O papel da mielina na propagação dos potenciais de acção

Resta enfatizar o papel da mielina na condução do sinal. As células neurogliais que envolvem alguns neurónios aumentam drasticamente a resistência eléctrica destes, de modo que, praticamente, só é possível a criação de potenciais de acção nas regiões onde esta blindagem se interrompe — nos nós de Ranvier, distanciados entre si cerca de 1 ou 2 mm. Supondo que num desses nós se gerou um potencial de acção, o aumento do potencial de membrana propaga-se através do citoplasma até ao nó de Ranvier mais próximo, onde se irá formar novo potencial de acção. Este sistema de

condução tem como principal objectivo o aumento da velocidade de propagação dos sinais que pode ser, nos casos mais eficazes, cerca de 100 vezes maior. Além da rapidez de propagação, este sistema tem como vantagem adicional a possibilidade de aumentar a frequência dos potenciais de acção por períodos de tempo mais prolongados, sem saturar os tecidos, uma vez que as trocas iónicas são muito menores.

5.1.6 As sinapses

As **sinapses** são, como já se referiu, as regiões de contacto entre dois neurónios. Dividem-se em sinapses eléctricas e químicas. As primeiras são pouco frequentes e nelas a célula pré-sináptica está fisicamente ligada à pós-sináptica. O seu funcionamento limita-se ao contacto entre os citoplasmas das duas células através de canais de pequena resistência, de modo que o potencial de acção, ao chegar ao terminal da célula pré-sináptica, se replica na célula pós-sináptica (ver fig. 5.4). Estas sinapses não apresentam características modeladoras tão versáteis como as sinapses químicas, no entanto, outras vantagens lhes são inerentes, tais como a ausência de atraso na transmissão do sinal de uma célula para a outra e a facilidade no aparecimento de sincronia num grupo de células onde esta possa, eventualmente, ser desejável.

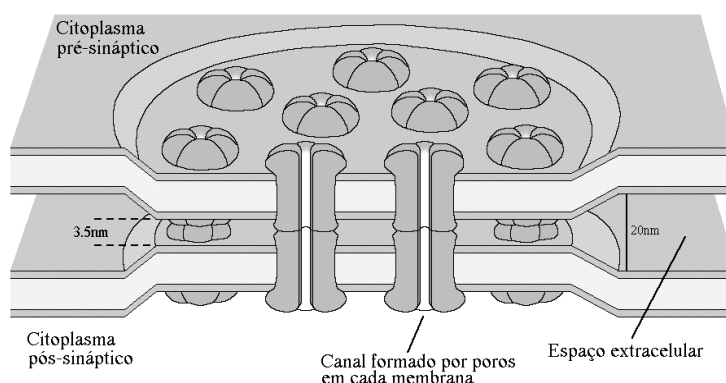


Figura 5.4 - Esquema de uma sinapse eléctrica. O contacto entre a célula pré-sináptica e a pós-sináptica é feito através de canais que permitem uma transmissão rápida do sinal e facilitam uma possível sincronia entre as células. (Adapt. Kandel *et al*, 1995).

No caso das sinapses químicas, a transmissão de informação é modelada por substâncias libertadas pela célula pré-sináptica — os neurotransmissores. O mecanismo é o seguinte: os sinais atingem o terminal do axónio, abrem canais de iões cálcio, cuja entrada para o interior da célula desencadeia a libertação de neurotransmissores para o espaço entre os dois neurónios (fenda sináptica); na célula pós-sináptica encontram-se receptores sensíveis a estes neurotransmissores químicos, de modo que, quando detectam a presença destas substâncias, induzem fluxos iónicos que alteram a polarização da membrana (ver fig. 5.5). Este processo permite uma versatilidade muito grande, uma vez que a modificação da polarização tanto pode ser no sentido da despolarização como no da hiperpolarização. Ou seja, dependendo dos canais iónicos que são abertos, assim a chegada de sinais ao neurónio pré-sináptico pode suscitar o aparecimento de potenciais de acção no neurónio pós-sináptico ou inibi-lo. Deste modo, relativamente às sinapses químicas, consideram-se sinapses **excitatórias** ou **inibitórias** consoante o sentido da polarização que provocam na célula pós-sináptica.

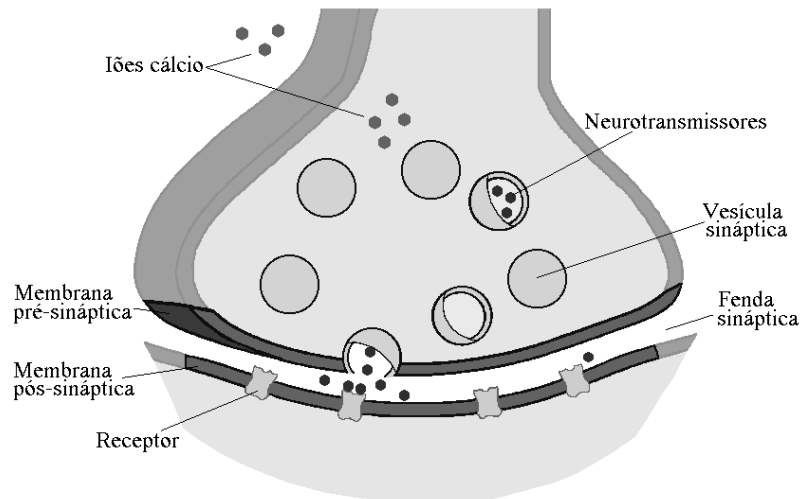


Figura 5.5 - Esquema de uma sinapse química. Quando o potencial de acção chega ao terminal nervoso da célula pré-sináptica desencadeia a entrada de íons Ca^{2+} que vão, por sua vez, motivar a libertação de neurotransmissores contidos em vesículas que se fundem à membrana pré-sináptica. Os neurotransmissores irão ser reconhecidos por receptores existentes na célula pós-sináptica que irão desencadear processos responsáveis pela alteração do estado de polarização do neurónio pós-sináptico. (Adapt. Beatty, 1995).

Um conceito que emerge da discussão anterior é o de potencial pós-sináptico: dá-se o nome de potencial pós-sináptico à alteração do potencial de membrana, provocada pela actividade da sinapse, a qual pode, como já se referiu, ser excitatória ou inibitória. A cada potencial de acção que atinge o terminal de um neurónio pré-sináptico pode estar associado um potencial pós-sináptico de, aproximadamente, 1 mV o que significa, tendo em consideração o valor do patamar a partir do qual surge um potencial de acção, que é necessária a soma de vários potenciais para o desencadeamento destes sinais no neurónio pós-sináptico. Na prática verifica-se que, estabelecendo cada neurónio centenas de sinapses (pode chegar a estabelecer, nos casos em que o número de ligações é maior, cerca de 150 000 sinapses, o seu comportamento é determinado pela integração de todas as fontes de informação que a ele afluem. Essa integração espacial e temporal é responsável pela duração dos potenciais pós-sinápticos que pode ser na ordem do segundo, até vários minutos. Deste modo, as sinapses excitatórias e inibitórias, ao coexistirem no mesmo neurónio, são responsáveis pelo facto da resposta desse neurónio a diferentes estímulos, ser uma integração complexa dos diversos impulsos que a ele afluem. Ou seja, um neurónio estimulado por diversas sinapses, pode ou não criar potenciais de acção, dependendo das sinapses inibitórias que, em simultâneo com as excitatórias, se tornem activas. Assim, o aparecimento de potenciais pós-sinápticos excitatórios num neurónio é tão determinante na criação de potenciais de acção como o surgimento de potenciais pós-sinápticos inibitórios, uma vez que o efeito destes últimos pode reduzir ou cancelar o efeito dos primeiros.

5.1.7 Organização cerebral e actividade eléctrica

Nas secções anteriores foram abordadas diversas vertentes da actividade eléctrica das células cerebrais. Falta, porém, realçar alguns aspectos relacionados com fenómenos eléctricos que envolvem populações de neurónios. A electroencefalografia, técnica a que nos referiremos com maior detalhe nos sub-capítulos posteriores e que consiste na medição de potenciais eléctricos ao nível do escalpe, revela-nos que existe

actividade eléctrica cerebral síncrona. Isto é, verifica-se que existem grupos de neurónios cuja actividade ocorre em simultâneo, de modo que geram ritmos susceptíveis de ser medidos no exterior do crânio. Por este motivo, cedo se especulou no sentido de o cérebro se organizar segundo circuitos neuronais cada um dos quais responsável pelo processamento de um determinado tipo de informação. Esta ideia tem sido corroborada por numerosos estudos que apontam para a especificidade de determinadas regiões do cérebro. Aceita-se que no lobo occipital se encontram os córtices visuais, associados ao processamento da visão; nos lobos temporais os córtices auditivos, no lobo parietal os córtices somato-sensoriais e no lobo frontal os córtices motor e pré-motor. Refira-se, no entanto, que, se a comunidade científica assume unanimemente que as tarefas mais simples associadas à percepção dos sentidos estão razoavelmente localizadas no cérebro, não é menos verdade que, ao nível das actividades com carácter cognitivo mais evidente, muito se tem especulado. De facto, as evidências experimentais apontam para que as tarefas mais complexas relacionadas com a memória, a aprendizagem ou as emoções, abranjam áreas cerebrais muito amplas e deslocalizadas. Estas áreas ou circuitos parecem trabalhar separadamente, numa espécie de processamento em paralelo, onde cada uma se encontra envolvida num aspecto particular da tarefa comum. O que se mantém sem resposta é o modo como finalmente toda essa informação é coligida, guardada e recuperada em novas situações.

5.2. EQUIPAMENTO

O **electroencefalograma (EEG)** tem um princípio muito semelhante ao do ECG, mas mede a actividade eléctrica cerebral. Em termos gerais estabelecem-se dois tipos de exame: os **registos espontâneos**, onde as diferenças de potencial são medidas continuamente e sem a presença de estímulos exteriores, e os **registos evocados** que são os potenciais associados à resposta cerebral a um estímulo que pode ser visual, auditivo ou sensorial.

5.2.1 Registos electroencefalográficos

Os primeiros registos de EEG são datados de 1928 e, logo após as primeiras medições da actividade cerebral não-invasivamente, tornou-se claro que as características do traçado eram fortemente dependentes do estado de repouso do indivíduo. De facto, uma parte significativa do registo de EEG espontâneo é extremamente irregular, tornando-se difícil a sua caracterização. Porém, quer por simples inspecção visual, quer através do recurso a técnicas de Transformadas de Fourier que permitem o cálculo dos espectros de potência dos registos, facilmente se verifica que existem frequências dominantes correspondentes a diferentes estados de vigília (na figura 5.6 encontram-se esquematizados exemplos de diversos traçados espontâneos). Além disso, é possível detectar diversas patologias através da análise do EEG, uma vez que se podem observar quer notórias alterações nos padrões de frequências considerados normais, quer a existência de grafo-elementos específicos da doença.

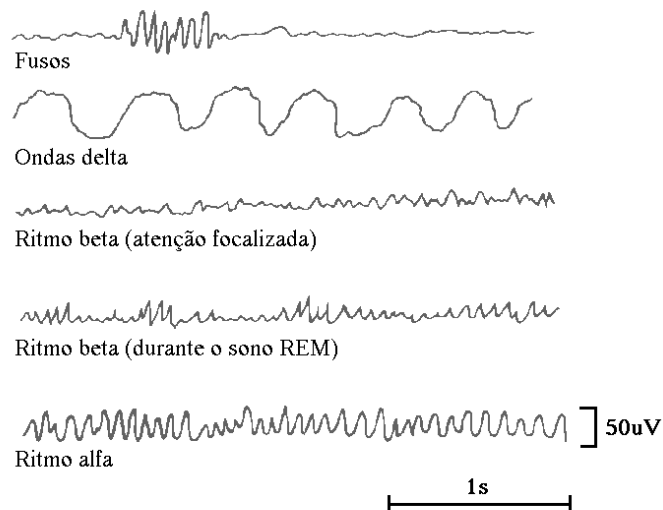


Figura 5.6 - Exemplos de diversos traçados de EEG espontâneo. Os fusos são sinais que aparecem no início do sono, as ondas delta são típicas dos instantes de sono mais profundo, o ritmo beta aparece tanto durante a fase de sono REM (*Rapid Eyes Movements*), como durante a vigília quando o indivíduo se encontra com a sua atenção focalizada e o ritmo beta aparece em repouso. (Adapt. Guyton e Hall, 1996).

Quanto aos potenciais evocados há a referir que quando um sujeito é estimulado visual, auditiva ou sensorialmente desencadeia-se, nos hemisférios cerebrais, um processo complexo de recolha, transmissão e processamento de informação que corresponde às diversas etapas da percepção. Após o estímulo, existem, pois, neurónios, ou grupos de neurónios, que se encontram activos em simultâneo ou sequencialmente dando origem a potenciais eléctricos passíveis de ser medidos ao nível do escalpe. Refira-se, porém, que as amplitudes dos potenciais correspondentes ao estímulo (potenciais ou respostas evocadas), quando comparadas com as dos potenciais espontâneos constantemente presentes no registo electroencefalográfico, são várias vezes menores (os registos espontâneos têm tipicamente, uma amplitude de $10\text{-}30\mu\text{V}$, enquanto os potenciais evocados têm uma amplitude mínima de $0.5\mu\text{V}$). Por este motivo, com o intuito de tornar visível os potenciais evocados (PE), é usual repetir os estímulos (habitualmente entre 50 e 200 vezes, dependendo do tipo de estímulo e da relação sinal/ruído que se pretender) e ir somando os registos dos potenciais referentes aos instantes subsequentes. Partindo do princípio que os potenciais espontâneos são independentes do estímulo, este procedimento permite fazer emergir os PE do ruído provocado pelos potenciais espontâneos (ver figura 5.7).

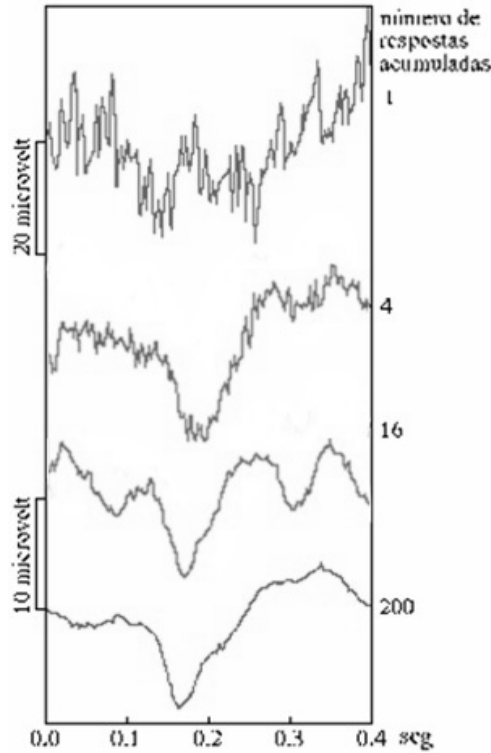


Figura 5.7 - Efeito da soma de potenciais evocados visuais. (Adapt. *Le Cerveau*, 1984).

Os PE referentes a um determinado estímulo podem apresentar diversos picos de amplitude aos quais se dá o nome de componentes (ver fig. 5.8). Cada uma destas componentes está relacionada com uma ou mais etapas de processamento de informação e é caracterizada pela sua latência (intervalo de tempo entre o estímulo e a componente). Actualmente, existem diversos estudos onde são comparadas as latências das diferentes componentes dos PE relativos a indivíduos saudáveis e a doentes, verificando-se, em muitos casos, desvios significativos. Assim, a medição de PE em doentes com distúrbios neurológicos é cada vez mais uma prática corrente na clínica, tendo-se revelado como uma importante ferramenta ao nível do diagnóstico.

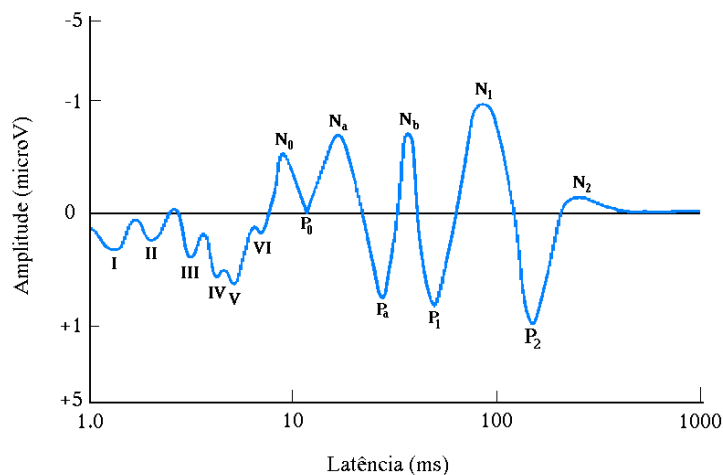


Figura 5.8 - Exemplo de um potencial evocado auditivo onde são patentes diversas componentes relativas a diferentes latências. (Adapt. Kandel e Schwartz, 1985).

Atendendo ao que foi descrito anteriormente, um procedimento correcto para obter potenciais evocados deve garantir que o intervalo de tempo entre dois estímulos consecutivos seja suficientemente grande para que as respostas neuronais não se sobreponham, ou seja, para que os circuitos neuronais envolvidos na resposta ao estímulo retornem ao seu estado inicial. E além disso, deve ter-se em atenção que o estímulo seja exactamente o mesmo e feito nas mesmas condições. A este respeito será importante salientar que, se estas condições são razoavelmente satisfeitas no que diz respeito às primeiras componentes de um PE, o mesmo não é válido para componentes de maior latência. Na realidade, e como seria de esperar, conforme a latência vai aumentando, os potenciais medidos vão sendo progressivamente mais complexos, estando relacionados com processamentos cada vez mais elaborados. Assim, se as primeiras componentes dependem maioritariamente do tipo de estímulo e são respeitantes à simples percepção do mesmo, as de latência mais elevada são fortemente dependentes de mecanismos cognitivos como a atenção ou a expectativa, pelo que se torna difícil garantir que o indivíduo mantenha a mesma atitude cognitiva perante o estímulo desde o início do exame até ao seu final.

5.2.2. Equipamento

Em traços gerais, os modernos equipamentos de EEG resumem-se a dois grandes blocos: o sistema de medida (eléctrodos, amplificadores e restante material de registo) e todo um conjunto logicial necessário para o processamento dos dados (técnicas de imagem, transformadas de Fourier de processamento rápido (FFT³), estatística de comparação de populações, localização de fontes eléctricas neuronais, etc.).

Tendo em conta que a posição dos eléctrodos no escalpe é uma questão que deve obedecer a determinados critérios, em 1958 um comité da Federação Internacional das Sociedades de Electroencefalografia e Neurofisiologia Clínica⁴ emitiu uma recomendação onde descrevia um modo de padronizar a distribuição dos eléctrodos sobre o escalpe: o **sistema internacional 10/20**. O principal objectivo desta recomendação foi permitir uma fácil comparação entre os resultados obtidos em diferentes laboratórios.

Na figura 5.9 encontra-se esquematizada a distribuição sugerida, com a nomenclatura dos diversos eléctrodos. Esta distribuição pressupõe o posicionamento de 21 eléctrodos.

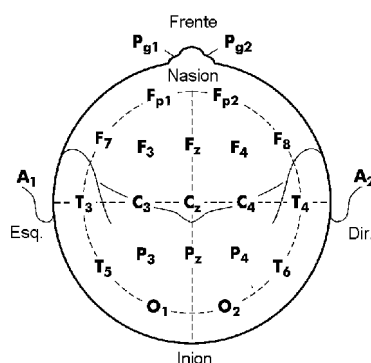


Figura 5.9 - Posição esquemática dos eléctrodos segundo o sistema internacional 10/20. (Adapt. Lewine e Orrison Jr., 1995).

³ Do inglês - *Fast Fourier Transform*.

⁴ *International Federation of Societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*.

A colocação dos eléctrodos reveste-se de grande importância, visto que a qualidade das medidas electroencefalográficas é extremamente dependente do modo como o contacto entre os eléctrodos e o escalpe é feito. Para tanto, é necessário esfregar os locais onde os eléctrodos serão posicionados com um gel electrolítico. Este procedimento permite limpar essa região, favorecendo o contacto. Em seguida, colocam-se os eléctrodos nas posições padronizadas, usando para o efeito um capacete ou uma touca que se adapta à medida das diferentes cabeças. Existem diversos tipos de eléctrodos, que variam na forma e no modo de fixação: podem ser aderentes à pele, não precisando de fixação adicional; podem usar um sistema de mola para se segurarem à pele (estes eléctrodos não podem ser usados no escalpe e são unicamente usados nas orelhas, como eléctrodos de referência) ou podem ser fixos através de uma pasta que facilita a aderência do eléctrodo. O uso de toucas onde os eléctrodos são fixos, torna mais fácil manter os eléctrodos na mesma posição durante todo o exame. Por fim, deve garantir-se que a impedância de todos os eléctrodos é a adequado ao registo.

A escolha dos **eléctrodos de referência** tem sido amplamente discutida, devendo ser criteriosa, visto que se o(s) eléctrodo(s) de referência estiver(em) contaminado(s) com a actividade que se pretender observar, os dados ficam mascarados e pode mesmo não se conseguir discernir os sinais em causa. As estratégias de registo dos potenciais dividem-se em: montagens monopolares — montagens em que as medidas de todos os eléctrodos são feitas com referência a um ou mais eléctrodos — e montagens bipolares — a medida de cada canal é referente à diferença entre dois eléctrodos, geralmente adjacentes. As montagens monopolares, apesar de serem aquelas que permitem uma mais fácil comparação entre os registos, têm a dificuldade de nenhum eléctrodo ser suficientemente isento de actividade eléctrica. De um modo geral, a média de dois eléctrodos colocados sobre as orelhas ou sobre os mentos é considerada como uma boa opção, ainda que mesmo assim haja sempre contaminação por actividade eléctrica. Uma outra referência que se usa é a média dos valores medidos em todos os eléctrodos. Esta é uma forma de contornar situações em que a referência não seja muito boa, ainda que apresente a desvantagem de *alisar* as amplitudes medidas, em particular para actividades elevadas.

Apesar de as questões relacionadas com os eléctrodos possuírem uma enorme relevância num exame de EEG, existem ainda outros factores que devem ser enfatizados: a calibração do equipamento, a sua sensibilidade e resolução, a sua resposta temporal e os filtros utilizados. Durante o protocolo inicial para o registo dos potenciais, após a colocação dos eléctrodos e a medida das suas impedâncias, procede-se à calibração dos amplificadores. Nessa operação sujeita-se os amplificadores a uma tensão nula, de modo a fazer o ajuste do zero e, em seguida, a uma determinada tensão, de modo a calibrá-los.

Uma questão importante que se coloca é o da resolução do equipamento de medida. Nos aparelhos mais antigos, em que o registo era apenas gráfico, a resolução do mesmo estava associado à diferença entre duas tensões próximas capazes de fazer mexer a caneta. Actualmente, as medidas são, normalmente, arquivadas digitalmente (disco rígido, disco óptico, diskette, etc.), após serem submetidas a um conversor analógico-digital (CAD), cujos níveis de amplitude determinam a sua resolução. Em termos de valor absoluto de tensão, esta resolução pode variar de exame para exame, uma vez que é sempre possível definir a gama de valores que se pretendem medir através de adequadas amplificações (valores mais baixos para potenciais evocados,

por exemplo). Associada à resolução existe ainda uma outra grandeza, importante em qualquer sistema de medida, que é a sensibilidade (valor mínimo capaz de ser registado). Tendo em conta a sua definição, numa primeira abordagem, a sensibilidade poderá ser confundida com resolução, no entanto, note-se que a sensibilidade poderá ser menor do que a resolução, devido à presença de ruído no equipamento. Assim, a sensibilidade está dependente da qualidade do equipamento e o seu valor deve ser tido em conta em medições que envolvam pequenas amplitudes do sinal.

Uma outra característica de um exame de EEG é a sua taxa de aquisição. Para além de uma quantização em amplitude (imposta pelo CAD), um sinal de EEG é também quantizado em tempo, de modo que um sinal de EEG não é mais do que uma série temporal, sendo o tempo entre amostras determinado pela rapidez com que o equipamento electrónico consegue recolher e guardar informação. A escolha da taxa de aquisição ou amostragem do sinal, para além das limitações técnicas, deve ser escolhida atendendo a um compromisso entre a resolução temporal que se pretende e a memória ocupada pelos dados. De facto, alguns dos potenciais evocados sensitivos, por exemplo, de maior interesse, têm latências na ordem das dezenas de milissegundo, pelo que é comum, nestes casos, usarem-se taxas de aquisição superiores a 500Hz. No entanto, para exames de actividade espontânea cujo registo corresponde, em geral, a cerca de 20 minutos, usar frequências na ordem dos 500Hz para esses registos na rotina clínica, colocaria alguns problemas de memória na manipulação desses dados.

O tipo de filtros utilizados num registo de EEG é uma outra questão muito pertinente. De facto, a escolha de um filtro é sempre um compromisso entre o que se pretende eliminar de um sinal exterior e o que se pretende manter do sinal medido. Mais uma vez, a escolha dos filtros a aplicar deve ser feita em consonância com o tipo de medidas que se está a efectuar. Ou seja, as frequências características do sinal a analisar devem ser mantidas, na medida do possível, inalteradas. Refira-se, a este propósito, que actualmente, com a construção de filtros digitais bastante fiáveis, tende-se a abandonar o uso de filtros analógicos muito limitativos, os quais não permitem a recuperação do sinal. Em vez destes tende-se a usar filtros digitais que podem ser aplicados após a recolha dos dados.

5.2.3. Logística

Uma grande parte dos procedimentos abordados nas últimas secções: determinação da impedância dos eléctrodos, calibração dos amplificadores, escolha da amplificação dos sinais, da sua taxa de aquisição e dos filtros aplicados, são, nos equipamentos modernos, controlados logicamente. Para além destas especificidades técnicas, o operador pode ainda controlar o tipo de registo que pretende efectuar: registo espontâneo ou potenciais evocados e, neste último caso, explicitar os parâmetros dos estímulos — tipo de estímulo, frequência e intensidade do mesmo, tempo de análise, etc. Esta forma de fixar os parâmetros é muito eficiente no que respeita a padronizar os resultados, uma vez que para cada exame existe um menu por defeito que só não será o usado em casos especiais.

Os equipamentos mais modernos de EEG são acompanhados por um módulo lógico completo que permite a análise detalhada dos sinais recolhidos. Nesta secção pretende-se referir algumas das capacidades desse equipamento.

Mapas - Antes de mais, é possível visualizar os sinais medidos quer de um modo tradicional — registo de uma curva que contém a amplitude do sinal ao longo

do tempo⁵ — quer em forma de mapa — a actividade medida é interpolada para diferentes pontos da cabeça e visualizada num mapa cerebral bi-dimensional (fig. 5.10).

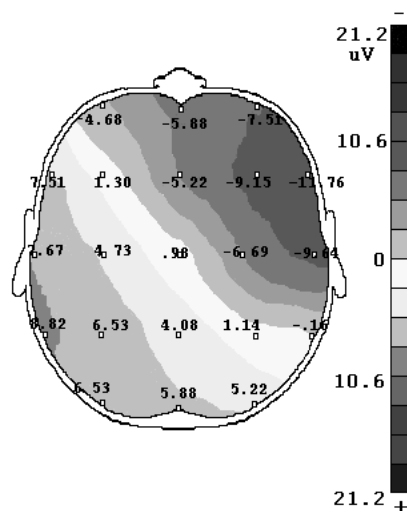


Figura 5.10 - Exemplo de um mapa cerebral onde estão representados os potenciais medidos e o resultado da interpolação dos mesmos.

Médias de pontas – É possível seleccionar vários sinais e somá-los, fazendo-os coincidir no tempo (escolhe-se o instante de amplitude máxima e sobrepõem-se os sinais). Este procedimento permite obter uma melhor relação sinal/ruído, no entanto, pode revelar-se falacioso, uma vez que é possível realizar somas de sinais que não provenham da mesma origem. Para evitar este inconveniente, o operador deve escolher apenas sinais que sejam caracterizados por topologias inequivocamente similares.

Estatística - Com o intuito de proceder a uma objectiva avaliação do carácter dos traçados de EEG, cedo se tentou determinar parâmetros ou grandezas que os caracterizassem. Desta forma, surgiu a ideia de aplicar aos registos electroencefalográficos técnicas estatísticas desenvolvidas para sistemas cujo comportamento é muito complexo e imprevisível. Neste contexto, é possível, calcular a média do sinal, os seus momentos, etc. e comparar diferentes sinais ou diferentes troços de um mesmo sinal, através destas grandezas. Este tipo de análise permite ainda a comparação entre populações, sendo, deste modo, possível, avaliar a influência de determinado factor no EEG de um indivíduo normal ou doente.

Transformadas de Fourier - Uma área que tem sido extremamente explorada no processamento de dados electroencefalográficos é o das técnicas de transformada de Fourier rápida. Aliás, dada a importância de que os ritmos cerebrais se revestem esta ferramenta tem sido amplamente desenvolvida, sendo possível, por exemplo: 1) a construção de mapas correspondentes a determinadas bandas de frequência, o que permite estabelecer relações entre estas e as regiões cerebrais e 2) a comparação dos espectros correspondentes a diferentes populações ou à mesma população, mas em diferentes condições.

Uso de diferentes montagens — montagem laplaciana - Uma outra possibilidade que se coloca ao operador que dispõe dos dados guardados digitalmente é a de alterar a montagem dos eléctrodos e pesquisar se existe alguma informação que

⁵ A título de curiosidade, mencione-se que, por convenção, os sinais de EEG são apresentados com os potenciais negativos no sentido positivo do eixo dos yy e os potenciais positivos no sentido negativo do eixo dos yy .

se torne mais visível após essa modificação. Assim, como foi anteriormente discutido, de um modo geral, os dados são recolhidos através de uma montagem monopolar (habitualmente, usando um ou dois eléctrodos de referência) e é depois possível visualizá-los em montagens monopolares correspondentes a outras referências (média de todos os eléctrodos, por exemplo) ou em montagens bipolares (basta calcular as diferenças entre eléctrodos).