

TESE
705

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

IMPLEMENTAÇÃO DE UM SISTEMA DE MAPEAMENTO
CEREBRAL COMPUTADORIZADO

PEDRO PAULO BALESTRASSI

EFEI

Escola Federal de Engenharia de Itajuba

Dissertacao de Mestrado



**" Implementacao de Um Sistema de Mapeamento
Cerebral Computadorizado."**

Pedro Paulo Balestrassi

**Prof. Orientador: Luiz Eduardo Borges da Silva
Prof. Co-orientador: Germano Lambert Torres**

Novembro/1992

CLASS. _____
CUTT. B 184 i
TOMBO. 705



Abstract

The electrical signal produced in the brain and available over the cerebral surface (EEG) is the conventional electroencephalography exam. submitted to the operation, amplification and before producing visible for the EEG electrical devices that appear on the paper paper.

The cartogram graphic obtained (amplitude x time) is the only study parameter for active analysis and there is in all this process, electroencephalographic data of many kinds, that requires further clinical diagnosis.

The brain electrical activity mapping (BEM) consists in making the digitalization of the captured signal (amplitude and time) and processing it with mathematical algorithms (linear or non-linear) to generate a graphic and/or numerical representation of the signal, allowing the analysis of the quality of available information.

The goal of this study is to show the importance and results of a computerized lateral mapping system already developed and applied for the diagnosis and prognosis of patients with epilepsy.

Ao meu irmão Luiz Calistro Balestrassi, sem o qual este trabalho não teria acontecido.

Abstract

The electrical signal produced in the brain and available over the cerebral surface (μV order) is, in the conventional electroencephalography exam, submitted to the captation, amplification and become graphically visible due to some electromechanical devices that move a pen on the special paper.

The cartesian graphic obtained (Amplitude X Time) is the only study parameter for medical analysis and there is in all this process, electromechanical loss of many kinds, that sometimes invalids all clinical diagnostic.

The Brain Electrical Activity Mapping method consists in making the digitalization of the capted signal (decreasing the electromechanical loss) and proposing a new electrograph approaching consisted of maps, statisticals, spectral analysis and several diagrams, considerably increasing the number and quality of available information.

The goals of this study is to show the fundamentals and results of a computerized cerebral mapping system already developed and industrialized, and indicate new perspectives of study and equipment to be developed.

Resumo

O sinal elétrico produzido pelo cérebro e disponível na superfície do crânio (da ordem de μV) é, nos exames de eletrencefalografia convencional, submetido à captação, amplificação e torna-se apresentável graficamente devido a alguns dispositivos eletromecânicos que acionam uma pena inscritora sob um papel movendo-se a uma determinada velocidade.

O gráfico cartesiano produzido (Amplitude X Tempo) é o único parâmetro de estudo para a análise médica e há em todo esse processo, perdas eletromecânicas de diversas naturezas que por vezes comprometem todo o diagnóstico clínico elaborado.

A técnica de Mapeamento Cerebral computadorizado consiste em se fazer uma digitalização do sinal captado (minimizando as perdas eletromecânicas) e propor uma nova abordagem eletrográfica constituída de mapas, estatísticas, análise espectral e diagramas diversos, aumentando consideravelmente o número e qualidade das informações disponíveis.

Esse trabalho apresenta os fundamentos e os resultados de um sistema de Mapeamento Cerebral computadorizado, já desenvolvido e industrializado, e indica novas perspectivas de estudo e equipamentos a serem desenvolvidos.

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Luiz Eduardo Borges da Silva, amigo e conhecedor de Processamento de Sinais.

A minha esposa Márcia Cristina e meus pais Pedro e Tereza.

A todo o pessoal da Neurotec, pelo empenho em tornar prática a idéia do Mapeamento Cerebral.

Aos amigos Dauster e Reginaldo que mesmo distantes se fazem presentes.

Aos amigos João Francisco e Luiz Carlos, pelo aprendizado mútuo no trabalho.

Aos Profs. Vantuil e Egon e aos amigos de república

Índice

Cap.1- Introdução	1
Cap.2- Origens do sinal biológico humano cerebral	7
2.1- Processos elétricos básicos em células vivas	7
2.2- Potencial de ação	9
2.3- Potenciais posinápticos	10
2.4- A geração do sinal EEG	11
Cap.3- Condicionamento analógico do sinal elétrico cerebral ...	14
3.1- Considerações	14
3.2- Artefatos	15
3.3- Eletrodos	15
3.4- Interferências	16
3.5- Filtros	17
3.6- Constante de tempo, 'Offset' e deslocamento de fase ..	18
Cap.4- Aquisição de dados do sinal EEG	21
4.1- Placa conversora A/D	21
4.2- Transferência por DMA	23
4.3- Resolução da placa CAD	24
Cap.5- Fundamentos da análise de Fourier	26
5.1- Funções Periódicas	26
5.2- Funções não Periódicas	28
5.2.1- Densidade de Potência	28
5.2.2- Autocorrelação	28
5.2.2- Cepstrum	29
5.3- Observações	29

Cap.6- Análise computadorizada do EEG	33
6.1 - Fundamentos Teóricos	33
6.2 - Os Métodos Usados	37
6.2.1 - Distribuição de Amplitudes	37
6.2.2 - Análise de Intervalos	38
6.2.3 - Correlação	40
6.2.4 - Espectro de Potência	41
6.2.5 - Descritores de Inclinação	46
6.2.6 - Análise de Informação mútua	47
6.2.7 - Métodos Paramétricos	48
6.2.8 - Análise de Tempo Variante	50
6.2.8.1 - Análise não paramétrica	52
6.2.8.2 - Algoritmos recursivos	53
6.2.8.3 - Análise de Segmentação	55
6.2.8.4 - Métodos de intervalo fixo	55
6.2.9 - Reconhecimento de Padrões	57
6.2.10 - Análise Espacial	59
6.2.10.1 - Métodos de Mapeamento	59
6.2.10.2 - Soluções do Problema Inverso	61
6.3 - Aplicações	62
6.3.1 - Monitorização de Longos Períodos	62
6.3.2 - Avaliação de Drogas Psicotrópicas	64
6.4 - Tendências Contemporâneas	69
Cap.7- O equipamento	72
7.1 - Diagrama de Blocos do Equipamento	72
7.1.1 - Sistema analógico de aquisição de dados	72
7.1.1.1 - Eletrodos/Cabeçal de eletrodos	72
7.1.1.2 - Circuito de proteção	73
7.1.1.3 - Amplificação do sinal	75
7.1.1.4 - Filtros	76

7.1.2 - Conversor Analógico/Digital	77
7.1.3 - Microcomputador	77
7.1.4 - Estimuladores	77
7.1.5 - Periféricos	77
7.2 - Programa	78
7.2.1 - EEG Digital e Mapeamento	78
7.2.2 - Laudos	78
7.2.3 - Capa	78
7.2.4 - Backup de Telas	78
7.2.5 - Recuperação de Telas	81
7.2.6 - Dados	81
7.2.7 - Formatação de Disquetes	81
7.2.8 - Arquivos em Disquetes	81
7.2.9 - Informações	81
7.2.10 - Sistema Operacional	81
7.2.11 - Eletrodos	82
7.2.12 - Processos	82
7.2.13 - Impressão OFF Line	82
7.2.14 - Telas	82
7.2.15 - Espículas	82
7.2.16 - Cópia EEG	82
7.2.17 - Configuração	82
7.2.18 - Montagens	85
7.2.19 - EEG Registro	86
7.2.20 - EEG Análise	87
7.2.21 - Diagrama Posicional	88
7.2.22 - Potenciais no Tempo	89
7.2.23 - Amplitude Dinamica	93
7.2.24 - Propagação	94
7.2.25 - EEG Barras	97
7.2.26 - Análise Espectral	97
7.2.27 - Mapas de Espectro	101
7.2.28 - Espectro Dinamico	101
7.2.29 - Topografia Cerebral	101

7.2.30 - Mapas por Banda	105
7.2.31 - Amplitude Media	105
7.2.32 - Relações Rítmicas	105
7.2.33 - Histogramas	108
7.2.34 - FFT Diferença	108
7.2.35 - CSA Espectros	108
7.2.36 - Tabelas	108

Cap. 8- Conclusão	114
--------------------------------	------------

Referência Bibliográfica	116
---------------------------------------	------------

Capítulo 1

Introdução

Nos últimos 10 anos tem havido um rápido e profundo avanço nas técnicas de análise do sinal elétrico cerebral. Proeminente entre essas emergentes técnicas está o Mapeamento da Atividade Elétrica Cerebral (Brain Electrical Activity Mapping - BEAM), definido como a análise topográfica do sinal elétrico originário do cérebro (sinal EEG). Tecnicamente a topografia se refere à análise em uma dimensão espacial, fazendo do mapeamento cerebral uma ciência cartográfica. O BEAM pode ser melhor entendido como sendo a incorporação do mapeamento cerebral (Espacial) e a análise temporal e estatística da atividade elétrica obtida a partir do escalpo.

Um bom exemplo de mapeamento topográfico é dado pelos mapas coloridos do clima, mostrados diariamente pelos meios de comunicação. Médias regionais de temperatura são mostradas em um mapa nacional, a partir de uma amostragem de medidas tomadas em alguns pontos. A interpolação entre esses pontos usando algoritmos de contorno, proveêm a base para se traçar linhas de contornos isotérmicas. Os espaços podem ser preenchidos com cores representando diferentes temperaturas. O método de BEAM está baseado numa técnica bastante similar às técnicas de cartografia e interpolação. Assim como temperatura, diversos parâmetros oriundos da atividade elétrica cerebral são mapeados

Aqui podem ser feitas algumas perguntas: Há a necessidade do mapeamento? Os métodos convencionais de Eletrencefalografia (denominado de EEG) e Potencial Evocado (PEV) já não estão estabelecidos como práticas padrões? Para compreender a contribuição da análise topográfica deve-se conhecer a base do uso do EEG e do PEV em diagnose clínica.

Existem basicamente dois elementos em EEG. Primeiramente o neurologista deseja distinguir descontinuidades reais na atividade elétrica cerebral, como um foco epiléptico, uma onda específica, etc... Com treinamento e experiência o trabalho, para distinguir essa descontinuidade, torna-se relativamente fácil. Entretanto, há um segundo elemento na técnica do EEG, a análise da atividade de fundo, isto é, a atividade elétrica não definida como descontinuidade. Isso é uma questão mais difícil pois os passos desse processo são mais complexos. Primeiro, o eletrencefalografista deve mentalizar a decomposição da atividade elétrica gravada em cada canal com seu conteúdo espectral de frequência (ondas, delta, teta, alfa e beta). Em segundo lugar, o EEG obtido é analisado por continuidade ou consistência da atividade elétrica a cada instante (Análise Temporal). Em terceiro lugar o eletrencefalografista deve criar um mapa mental da distribuição espacial e das trajetórias das ondas cerebrais. Esses três passos na análise (espectral, temporal e espacial) devem ser vistos, por sua vez, como normais ou anormais. Além disso, o eletrencefalografista deve observar uma análise estatística. Esse processo complexo representa provavelmente o maior fator no qual tem-se considerado a técnica do EEG como falha, no sentido de desempenhar seu maior potencial. Os potenciais evocados (PEV) apresentam também problemas similares.

O Mapeamento Cerebral é uma técnica advinda do avanço tecnológico ocorrido nas últimas décadas, especialmente na área de informática, tornando possível a automatização de uma série de atividades exercidas pelo homem e sujeitas às suas limitações intrínsecas. O advento dos modernos microcomputadores, acessíveis a baixo custo e capazes de processar com rapidez grande volume de dados, e da transformada Rápida de Fourier (Fast Fourier Transform - FFT), algoritmo computacional que permite calcular rapidamente a transformada de Fourier de um sinal, trouxe importante contribuição à medicina contemporânea.

Os sistemas convencionais de eletrencefalografia, mecânicos em sua concepção, tendem a ceder lugar aos sistemas computadorizados de mapeamento cerebral. Alguns fatores tornam essa transformação inevitável. A tabela abaixo sintetiza esses fatores:

EEG Convencional	BEAM
Mecânico, uso de tinta, pena e galvanômetro.	Computadorizado
Análise Temporal	Análise Temporal, Espacial e Espectral
Sinal analógico (perdas mecânicas)	Sinal digital
Difícil manutenção (As peças são de difícil aquisição)	Pouca manutenção (o hardware compõe-se de elementos de fácil aquisição no mercado)
Não há melhoramentos	O Software pode ser atualizado frequentemente
Não há banco de dados normativos	Pode ser feito banco de dados.

Obs.: Os custos entre um EEG Convencional de 8 canais e todo sistema de Mapeamento com 20 canais (Software e Hardware) são similares.

Há além disso, uma grande produção de trabalhos publicados no sentido de resolver os problemas que surgem com o advento dessa técnica. Nos domínios da Patologia Neurológica (área de estudo da atividade elétrica cerebral) inúmeros trabalhos tem mostrado o desempenho de descritores matemáticos no auxílio ao diagnóstico de casos clínicos distintos, tais como, vítimas de acidentes vasculares e tumores cerebrais,

fármaco-dependentes e pacientes mentalmente enfermos. Há diversos trabalhos correlatos fazendo uso de filtros de Kalmann, Redes Neurais, fractais, etc... O progresso feito nessa área determina uma nova forma de se pensar sobre o sinal EEG. O único parâmetro de Amplitude x Tempo de um traçado eletrográfico é acrescido de inúmeras outras informações envolvendo espectros de frequência, potência, correlação, distribuições probabilísticas, etc...

O presente trabalho apresenta os resultados de um sistema experimental concebido para a coleta e processamento do sinal EEG, baseado no uso de um microcomputador pessoal de baixo custo. O seu objetivo principal é a apresentação de um sistema capaz de mostrar a informação contida no sinal EEG de uma forma mais compacta e de mais fácil interpretação que a convencional. Visa assim:

- Abordar as principais técnicas de análise computadorizada do EEG
- A exibição do sinal EEG
- Realização de análise Espectral de sinais
- Realização de procedimentos de mapeamento.

Há uma interação de conhecimentos de diversas áreas na produção de um sistema dessa natureza. Conhecimentos de Neurologia para a tradução dos resultados do processamento em conclusões médicas; conhecimentos de biologia, física e química para o entendimento da origem do sinal cerebral; de eletrônica e engenharia para a amplificação e processamento desse sinal; de matemática, de computação, etc... O presente trabalho não tem, de maneira alguma, a intenção de esgotar o assunto, aprofundando-se em temas não correlatos à engenharia; busca sim mostrar o uso da engenharia em uma aplicação específica da medicina.

O aparecimento da técnica de Mapeamento é fruto do trabalho pioneiro de vários pesquisadores em diversos países do mundo. Cronologicamente, esses trabalhos estão resumidos a

seguir:

1788 - Descoberta da atividade muscular por Galvani. Advento do galvanômetro, demonstrando a viabilidade de pesquisas no âmbito da eletricidade produzida por alguns tecidos do corpo humano.

1875 - Richard Canton obtém o registro de oscilações elétricas à partir de dois eletrodos colocados no córtex cerebral. Tal registro foi denominado Eletrocorticograma.

1890 - Confirmação e ampliação dos achados de Canton por Fleischl Von Markov.

1913 - Prawdicz-Neminski iniciou um exame sistemático de registros da atividade bioelétrica cerebral, captada não somente no córtex como também na dura-máter e até na superfície óssea do crâneo. Seus estudos distinguiram sete diferentes tipos de sinal, aos quais denominou eletrocerebrogramas.

1924 - Hans Berger registrou o eletrencefalograma (EEG) de um de seus pacientes, demonstrando ser possível captar o sinal elétrico através do crâneo e do couro cabeludo intactos.

1934 - Adrian e Matheus repetiram os experimentos de Berger em melhores condições técnicas e confirmaram seus achados.

1935 - Inscrição e leitura de longos traçados em substituição ao processo fotográfico até então utilizado. Introdução dos polígrafos a tinta por A.M. Grass.

1951 - Walter e Shipton mostram as primeiras imagens de dados obtidos do sinal elétrico cerebral denominando o sistema de Toposcópio.

- 1960 - Petsche e Stumpf apresentam trabalhos na área de mapeamento.
- 1971 - Lehmann [1, 2] apresenta os primeiros mapas de EEG na Europa.
- 1976 - Ueno e Matsuoka [3] repetem o feito de Lehmann no Japão.
- 1979 - Duffy [4] repete as experiências anteriores nos EUA.
- 1982 - Buchsbaum apresenta importantes contribuições para a técnica do mapeamento do EEG [5].
- 1984 - Trabalhos de Nagata [6], Etevenon, Gaches e G. Pfurtscheller [7].

Capítulo 2

Origens do Sinal Biológico Humano Cerebral

2.1 - Processos Elétricos Básicos em Células Vivas

Quase todos os sinais biológicos conhecidos do corpo humano são baseados na atividade elétrica de células nervosas, sistemas neuromotores ou células musculares. A seguir os processos básicos que são relevantes para o desenvolvimento de sinais biológicos são brevemente descritos. Concentraremos nossa atenção nas células nervosas por duas razões: primeiramente, porque as células nervosas (neurônios) geram os sinais biológicos que são mais importantes para a observação do estado psico-físico humano (como o EEG); depois porque os fenômenos elétricos em neurônios são em muitos aspectos bastante similares a outros tipos de células (como células musculares).

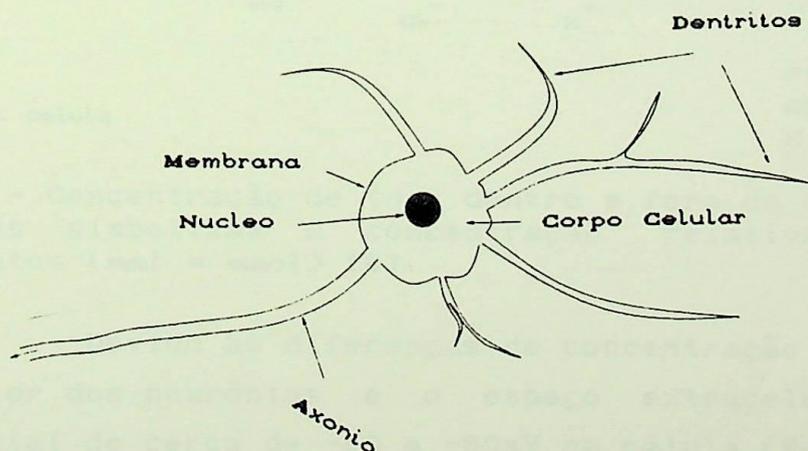


Fig.1 - Representação esquemática de uma célula nervosa e seus principais componentes

O neurônio serve primariamente para gerar e conduzir uma excitação e sua informação. Um neurônio é tipicamente um corpo celular com algumas ramificações denominadas de axônio e dendritos (fig.1). São compostos de citoplasma (o fluído da célula), alguns tipos especializados de microestruturas que desenvolvem as funções de transporte e geração de nutrientes, e o núcleo. Toda a célula, incluindo o axônio e dendritos é coberta por uma membrana.

O ponto de contato entre o fim de um axônio e outro neurônio é denominado de sináapse. A transferência de excitação de um neurônio para o próximo, e de neurônios para músculos, ocorre através das sinápses. O espaço entre neurônios é principalmente tomado por um fluído extracelular e por outras células que desempenham importantes funções de proteção e nutrição para os neurônios.

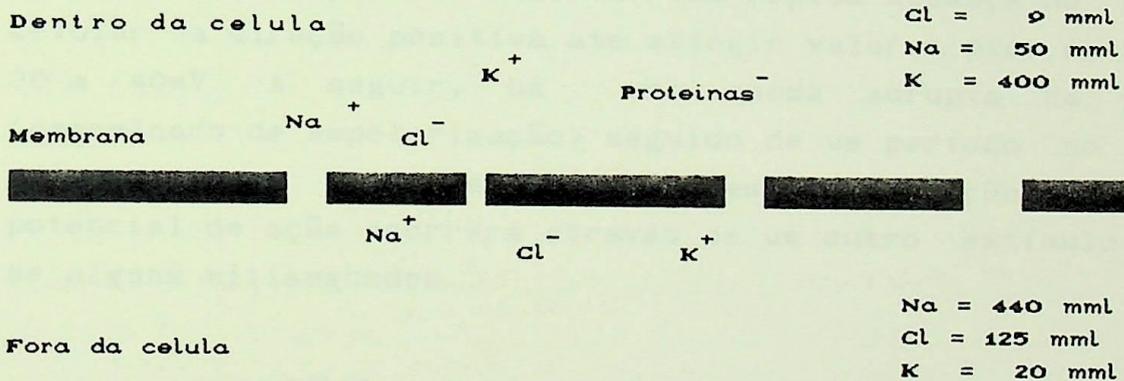


Fig.2 - Concentração de íons dentro e fora da célula nervosa. Os valores simbolizam a concentração relativa de diferentes elementos (*mml = mmol*) [8].

Devido às diferenças de concentração de íons entre o interior dos neurônios e o espaço extracelular, existirá um potencial de cerca de -60 a -80mV na célula (Potencial Residual). Isso significa que a célula se encontra negativamente carregada em relação ao espaço externo da célula. Essa diferença de cargas é principalmente devido a presença de íons de proteína dentro da célula que não conseguem passar através da membrana (Fig.2). Tal diferença de potencial é também denominada de Potencial da

Membrana. Baseado em propriedades eletroquímicas especiais das células nervosas e musculares, mudanças típicas no potencial da membrana poderão ocorrer. Essas mudanças de potencial servem para gerar e transmitir informações.

2.2 - Potencial de Ação

O aumento do potencial da membrana de uma certa quantia mínima em uma direção positiva atinge um potencial limiar. Essa mudança causa uma curva de potencial denominada de Potencial de Ação (Fig.3). A tensão de limiar é aproximadamente de -50mV . Essa mudança de potencial é na maioria dos casos devido a impulsos elétricos de origem na membrana. Em relação ao potencial residual de -70mV , uma mudança na direção positiva significa um decréscimo na diferença dos potenciais extracelular e intracelular (denominado de despolarização). Como consequência da despolarização, pode-se observar uma rápida mudança no potencial celular na direção positiva até atingir valores pico em torno de 30 a 40mV . A seguir, há uma queda abrupta do potencial (denominado de Repolarização) seguido de um período no qual as células ficam inibidas para outras estimulações. O próximo potencial de ação ocorrerá através de um outro estímulo, depois de alguns milissegundos.

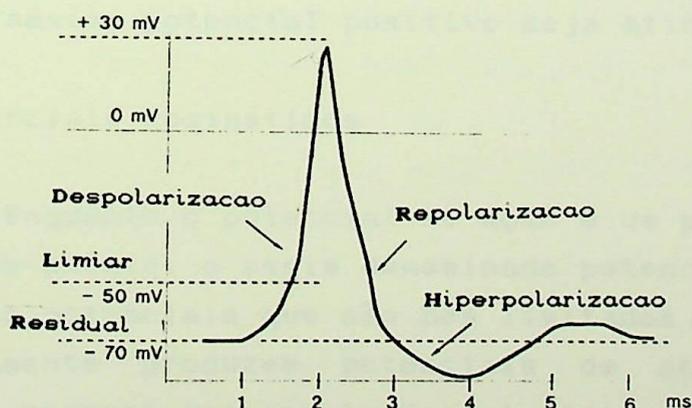


Fig.3 - Curva do Potencial de Ação

A formação do potencial de ação acontece devido a

propriedades da membrana. Se esse potencial da membrana é alterado, por exemplo, por uma mudança na concentração de íons dentro da célula ou pelo aumento da voltagem externamente, então a membrana pode rapidamente tornar-se mais permeável para certos íons.

Quando o potencial da membrana é reduzido a uma certa quantia (ao seu valor limiar), a permeabilidade para íons Na^+ aumenta acentuadamente e esses íons atravessam pelos canais da membrana para dentro da célula. Isso acarreta mudanças do potencial na direção positiva e resultam em uma avalanche de íons Na^+ para dentro da célula. Por um outro lado, até um certo valor do potencial da membrana, o fluxo de saída dos íons de potássio é também facilitado e aumentado gradativamente até que a despolarização seja inibida e haja um retorno aos valores negativos do potencial da membrana.

Uma importante característica do processo descrito é a sua própria amplificação do potencial na fase inicial. Quando a membrana está suficientemente despolarizada (potencial limiar) para que durante esse período de tempo um certo fluxo de íons de sódio possa entrar para a célula, mais canais de Na^+ são abertos, facilitando ainda mais o fluxo desses íons. Se o processo tiver sido colocado em movimento, ele não mais poderá ser interrompido até que o máximo potencial positivo seja atingido.

2.3 - Potenciais Posináticos

Enquanto o potencial de ação é um processo que ocorre ao longo do axônio, o assim denominado potencial posinático são mudanças de potenciais que são bem limitadas espacialmente e não necessariamente produzem potenciais de ação. Nesse caso, a membrana é somente fracamente despolarizada e hiperpolarizada. A despolarização é causada por sinapses excitatórias e a hiperpolarização por sinapses inibitórias.

Como consequência de uma despolarização, uma substância transmissora é liberada no espaço entre células adjacentes. Isso aumenta a permeabilidade da célula destino de certos íons. Isso resulta em íons Na^+ inicialmente atravessando para dentro da célula e posteriormente modificando o potencial de membrana. Esse potencial causado pela ação de sinápses excitatórias é referido como potencial posináptico excitatório (PPSE) [9].

O PPSE representa uma mudança local no potencial de membrana na direção positiva. O potencial celular é agora de um alto nível e somente necessita um aumento adicional limitado de potencial no sentido de atingir o limiar. No sentido de disparar um potencial de ação na célula, deve haver uma somação espacial de várias sinápses para que a despolarização possa atingir o nível de limiar.

A contraparte do potencial posináptico excitatório (PPSE) é o potencial posináptico inibitório (PPSI). A membrana da célula é aqui hiperpolarizada, isto é, há uma mudança do potencial no sentido negativo. Devido a isso, a permeabilidade da membrana é seletivamente acrescida de íons K e Cl, isto é, íons Cl passam para a célula e íons K saem da célula de acordo com o seu gradiente de concentração. Ambos contribuem para uma mudança no potencial da membrana numa direção negativa. A hiperpolarização da membrana obriga o neurônio a ser menos susceptível à ativação (por aproximadamente 5-10ms).

Os potenciais de ação assim como os potenciais posinápticos excitatórios (PPSE) e inibitórios (PPSI) contribuem para o desenvolvimento de sinais biológicos. Isso é somente verdade, entretanto, quando há uma ampla colaboração de células vizinhas, fornecendo em conjunto a atividade elétrica acessível ao processamento externo.

2.4 - A Geração do Sinal EEG

A questão central na geração de potenciais elétricos na superfície do cérebro é: como podem mudanças em potenciais da membrana celular acarretarem mudanças em voltagem na superfície do cérebro? A causa básica para esse processo é o fenômeno físico que cargas em movimento levam para desenvolver campos elétricos que se propagam espacialmente. Esses campos então exercem forças sobre suas próprias e outras cargas e provocam o movimento. O transporte de cargas ocorre durante o potencial de ação, o PPSE e o PPSI. No tópico anterior, foi primeiramente mencionado o transporte de cargas dentro da membrana celular. Paralelo a isso, entretanto, o transporte ao longo da membrana (ao longo do axônio) também ocorre desde que as cargas, isto é, íons positivos que se movem de fora para dentro da célula, deixem lacunas de íons vizinhos. Esse processo de preencher a lacuna causa o transporte de cargas ao longo de todo o axônio. Esse fluxo de íons no espaço extracelular é acompanhado por campos elétricos que se propagam na superfície.

Na camada superior do córtex, numerosos dendritos rodam em uma direção vertical (os dendritos são também chamados de células piramidais), isto é, existem numerosas células terminais próximas à superfície do córtex. Aqui, ainda, muitos contatos de sinapse com outros neurônios ocorrem. Examinemos o caso de uma sinapse excitatória em uma célula terminal próxima da superfície cortical (Fig.4): cada sinapse acarreta a despolarização da membrana durante a estimulação, isto é, o interior da célula torna-se mais positivo do que o espaço extracelular. Isso ocorre através do transporte de cargas positivas (íons de sódio) de fora para dentro da célula. Essa extração de cargas positivas do espaço extracelular torna-se aparente assim que um potencial negativo é registrado por meio de um eletrodo instalado no couro cabeludo. O efeito oposto é encontrado na estimulação de uma sinapse excitatória nas camadas corticais profundas. Aqui, também, um fluxo de cargas positivas para dentro da célula ocorre e é acompanhado pelo movimento de cargas no espaço extracelular. O desequilíbrio de cargas de uma localidade se propaga muito

rapidamente para outras localidades devido a enorme quantidade de íons e ânions disponíveis. O fluxo de cargas positivas na célula, no caso de PPSE, acarreta um deslocamento de outras cargas positivas as quais irão ser captadas na superfície de escalpo. Analogamente, mas com sinais opostos, o mesmo acontece com PPSI. Em suma: PPSE gera potencial positivo e PPSI gera potencial negativo.

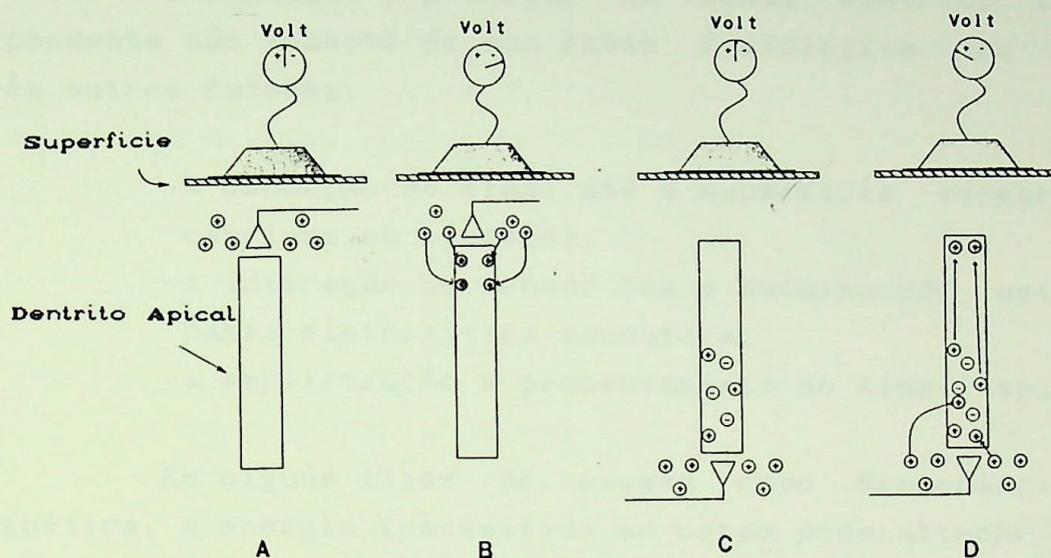


Fig.4 - Geração do EEG [10]:

- A) A célula em repouso;
- B) Excitação de um contato sináptico para a superfície. Fluxo de íons positivos para dentro da célula, o qual resulta em um potencial negativo na superfície.
- C) Conexão sináptica para o corpo celular em repouso;
- D) Fluxo de íons positivos resultando em um movimento de íons na célula e um potencial positivo na superfície.

Observando a questão do desenvolvimento de sinais típicos para o EEG, o seguinte é assumido: os sinais não são gerados no córtex por si só, mas sim em uma profunda estrutura denominada tálamo. O tálamo funciona como um "marcapasso" para a atividade elétrica do cérebro, operando basicamente no ritmo alfa.

Capítulo 3

Condicionamento analógico do sinal elétrico cerebral

3.1 - Considerações

A captação e gravação do sinal elétrico cerebral é dependente não somente de sua fonte fisiológica mas também de três outros fatores:

- A condução do sinal até a superfície cerebral (Couro cabeludo ou escalpo).
- A interação do sensor com o escalpo por meio de uma pasta eletrolítica condutora.
- A amplificação e processamento do sinal amplificado.

Em alguns tipos de exames como Ressonância Nuclear Magnética, a energia transmitida ao corpo pode alterar o estado interno, influenciando por sua vez no sinal captado. No sinal EEG, o primeiro fator acima pode ser desprezado já que o tipo de captação é não invasiva e em nada afeta as condições internas.

Os computadores digitais são poderosos instrumentos que processam o sinal obtido e inúmeros recursos estão inerentemente a ele associados. Permitem maior flexibilidade na manipulação do sinal, possibilitam o uso de padrões de reconhecimento para diversas ondas e parâmetros, viabilizam o uso de filtros, promediações, banco de dados, etc... Desde que esteja armazenado no computador, os sinais podem ser processados em uma variedade de caminhos sem perda de informação. Quando no seu armazenamento, contudo, o sinal original é ligeiramente modificado e informações podem ser perdidas. A perda se deve basicamente a dois fatores:

- Ao conversor A/D ligado ao computador possuir um certo nível de precisão (Nesse caso 10 bits/ 1024 níveis).
- A presença de filtros de alta e baixa frequência que podem distorcer o sinal.

3.2 - Artefatos

Alguns sinais biológicos podem também distorcer e alterar o sinal elétrico cerebral. São os artefatos de origem biológica. Um artefato pode ser definido como uma diferença de potencial devido a uma fonte diferente ao que o sistema em uso considera. Os mais comuns artefatos são:

- Atividades eletrodérmicas: São provenientes da sudorose e, no caso do sinal EEG (μV), constituem um grave problema.
- Atividade EOG (Eletroculografia): São provenientes dos movimentos oculares.
- Atividade ECG (Eletrocardiografia): São provenientes dos potenciais biológicos criados pelo coração.
- Tensão muscular: Produzem ou simulam alta frequência.
- Movimentos da língua e movimentos de ingestão: Produzem atividades na ordem de mV.

3.3 - Eletrodos

Toda a atividade elétrica captada no EEG, provenientes do escalpo é obviamente transmitida via eletrodos. Os eletrodos são fixados no escalpo por meio de uma pasta coloidal eletrolítica (gel ou bentonite). O local de fixação do eletrodo deve estar limpo (geralmente por uso de álcool) e com uma baixa impedância ($<5k\Omega$). É importante fixar a pasta eletrolítica na superfície no sentido de obter impedâncias abaixo de $10k\Omega$ [11].

Os eletrodos, que podem ser feitos de diferentes metais, ficam diretamente em contato com a pasta eletrolítica. Os

íons se movem através desse contato, até um balanço ser rompido. Esse balanço depende da concentração iônica e forças eletromotoras em cada lado do contato. Uma camada carregada é formada na superfície metálica do eletrodo e outra externamente, no líquido que o envolve. Essa dupla camada criada gera um gradiente de potencial que decai com o movimento iônico. Esse gradiente de potencial é uma possível fonte de mudanças no potencial originalmente captado, produzindo variações de até alguns mV, em muito influenciando no sinal EEG. Os distúrbios do gradiente de potencial podem ser causados por alterações na temperatura ou pela colocação dos eletrodos no escalpo. Os distúrbios não ocorrerão se os íons forem capazes de se locomover com completa liberdade pela dupla camada. Esse tipo de sistema eletrolítico é denominado de "sistema não polarizado" e é conseguido pela combinação de um metal com o seu sal (Ex. prata/clorito de prata). Melhores resultados são conseguidos quando os eletrodos são imersos em uma solução salina antes de cada uso (Veja Fig. 4).

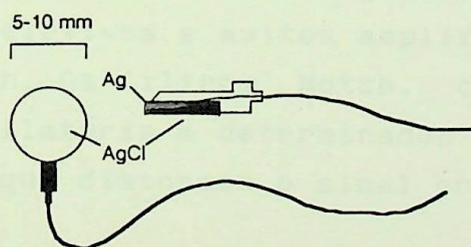


Fig. 5 Exemplo de Eletrodo

3.4 - Interferências

É importante observar que a impedância de entrada do sistema de amplificação deve ser bastante alta (1-10M Ω). Isso torna desprezível a distorção do sinal devido a uma mudança na impedância do eletrodo.

Há ainda uma maior fonte de ruídos que pode distorcer o sinal, o ruído causado pela linha AC da rede (60 Hz). Muitas dessas fontes de interferências resultam de tomadas na parede, no chão, e outras tantas possibilidades. Pode-se, contudo, eliminar tais interferências por meio de folhas de metal devidamente aterradas (folhas de alumínio). Se necessário, pode ser colocada uma grade metálica (Gaiola de Faraday) em todo o local de captação. A indução pode ocorrer também nas vias dos cabos do eletrodos, sendo indicado assim que estes sejam blindados.

O aterramento de todo o sistema, inclusive do paciente, deve seguir as recomendações inerentes à maioria dos equipamentos médicos. Resistência de aterramento menor que 4Ω . E as malhas de terra devem ser evitadas. Isto é, quando diferentes peças são aterradas, elas devem estar conectadas em um ponto comum. Isso se incluem os amplificadores, estimuladores, etc...

3.5 - Filtros

Pode-se suprimir algumas interferências com filtros especiais, seletivos e muitos amplificadores são equipados com filtros Notch. Os filtros Notch, contudo, podem produzir uma resposta oscilatória a determinados transientes (como potenciais musculares) que distorcem o sinal original.

Somente uma faixa de frequência da atividade eletromagnética é amplificada por um amplificador tipo passa faixa. No sinal EEG a banda de frequência possui valores de 1 a 32Hz. Assim, o ganho para a entrada de altas frequências deve ser reduzido a um certo valor no sentido de eliminar, por exemplo os artefatos causados por movimentos musculares. Também, para baixas frequências, o mesmo deve acontecer; isso reduziria, por exemplo, o efeito da polarização dos eletrodos.

Um filtro para atenuação de altas frequências é fundamental no condicionamento do sinal bioelétrico para o

computador. Sem a sua presença, frequências acima da frequência de amostragem (Nyquist), possibilitariam a presença de ondas de baixa frequência (não reais) durante a conversão do sinal (Fig.6)

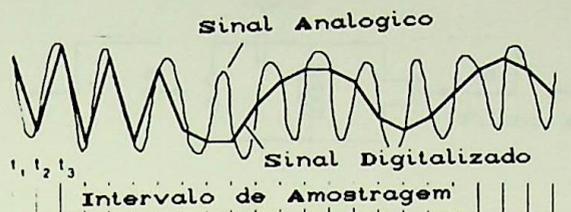


Fig. 6: Se o sinal analógico possui frequências maiores que a metade da frequência de amostragem, como no presente exemplo, o sinal digitalizado (linha grossa) simulará a existência de oscilações de baixa frequência não presentes no sinal original.

A frequência de Nyquist estabelece que um sinal original só poderá ser reconstruído a partir de sua informação digital se o sinal original não contém nenhuma frequência acima da metade da frequência de amostragem. O efeito de Alisamento (Aliasing) após a conversão do sinal pelo conversor A/D não pode ser reconhecido nem eliminado. Assumindo que o sinal analógico possua uma interferência maior que a frequência de Nyquist, então a Frequência de Aliasing será dada por:

$$\text{Frequência Aliasing} = \min | \text{Freq. Amost} - \text{Freq. Ruído} | \quad (1)$$

Ex: Assumindo que 50Hz seja um ruído presente em um sinal a ser convertido a uma taxa de amostragem de 60 amostras por segundo. A frequência de Aliasing de 10 Hz será simulada no sinal digitalizado.

3.6 - Constante de Tempo, 'Offset' e Deslocamento de fase

Os filtros básicos estão simplificadaamente mostrados na Fig.7.

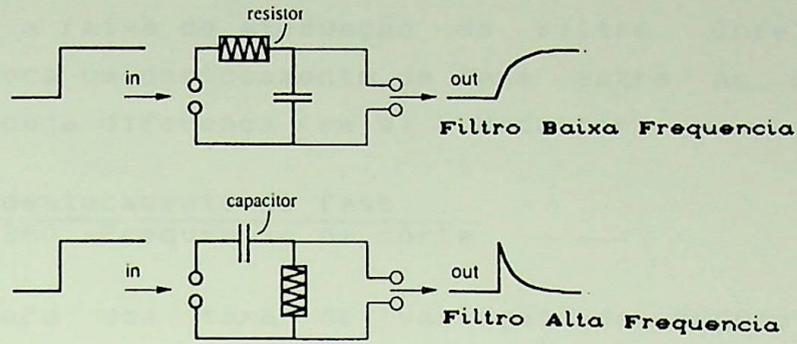


Fig.7 - Um degrau aplicado nos filtros Passa Baixa e Passa Alta, e suas respectivas respostas temporais.

A constante de Tempo $\tau = RC$ (representa o intervalo de tempo em que o valor da tensão cai a 37% de seu valor original. $1/e = 0,37$) é expressa em segundos. A sua caracterização por frequência pode ser dada por:

$$f = \frac{1}{2\pi\tau} = \frac{0,1592}{\tau} \quad (2)$$

Assim, uma constante de tempo de 0,16 corresponde a uma frequência de corte de cerca de 1Hz para um filtro passa alta (0.1s \rightarrow 1.6Hz, 0.3s \rightarrow 0.5Hz, 1s \rightarrow 0.16Hz, etc.....).

A maioria dos eletrencefalógrafos convencionais são munidos de chaves analógicas ou digitais que permitem um amplo controle de suas constantes de tempo.

No sentido do obter uma correta digitalização da onda de entrada, é necessário que os valores de amplitude de saída sejam medidos em relação a um potencial zero. Com o uso de vários filtros em cascata, poderá haver um deslocamento desse potencial. Um erro na determinação da tensão de 'offset' causa ondas espúrias que, de uma maneira geral, deformam a onda original. Há que ser considerado mecanismos para o controle do nível de 'offset'.

As frequências de corte (redução na amplitude de 70.7%

ou 3 dB) definem a faixa de atenuação do filtro. Infelizmente, todo filtro provoca um deslocamento de fase entre as ondas de entrada e saída cuja diferença (em s) é dada por:

$$\Delta T = \frac{\text{deslocamento de fase}}{360 \times \text{Frequência de corte}} \quad (3)$$

Ex: Para uma taxa de variação de 60dB/oitava, o deslocamento de fase será de 450. Assumindo a frequência de corte de 30Hz, a diferença de fase será de 4.2ms. Assim, há um retardo de 4.2ms entre as ondas de entrada e saída. Essas considerações são importantes quando latências ou picos de potenciais são comparados em vários canais, uns com os outros (como nos Potenciais Evocados).

O sistema ideal de condicionamento do sinal bioelétrico deve executar a sua amplificação sem contudo modificá-lo. A discussão anterior envolvendo filtros, eletrodos e interferências tenta esclarecer que esse caso ideal dificilmente será conseguido. Os amplificadores, não raramente, também mudam ou distorcem o sinal, e existem muitos tipos de amplificadores.

Um bom sistema de amplificação para registrar o sinal EEG desejado, em uma faixa de frequência de 1 a 32Hz, deve fazê-lo nessa faixa, sem distorções. Outras atividades podem ser suprimidas por meio de filtros analógicos instalados na entrada dos amplificadores. Dois parâmetros caracterizam o sinal EEG: Amplitude na faixa de $0,5\mu\text{V}$ a $500\mu\text{V}$ [12]; frequência de 1 a 32Hz. As seguintes características de amplificação do sistema são relevantes:

- Um âdequado CMRR (Common mode rejection ratio) de 120dB ou melhor.
- Impedância de entrada de $1\text{M}\Omega$ a $10\text{M}\Omega$.
- Baixo ruído e pequena variação com tempo e temperatura.

Capítulo 4

Aquisição de Dados do Sinal EEG

As interfaces de conversão Analógico/Digital são usadas intensamente na indústria propiciando respostas rápidas, precisas e automáticas pelo uso do microcomputador em um determinado processo. Nesse caso a placa conversora Analógico/Digital foi usada apenas na aquisição de dados do sinal EEG. Poderia ser também utilizada na monitoração de dados em Tempo Real (Monitoração de pacientes em CTI), no acionamento de estimuladores sonoros ou visuais (há necessidade da parte Digital/Analógica), além de inúmeros recursos a ela pertinentes.

4.1 - Placa de Conversão A/D

A placa de conversão analógico Digital em uso foi a CAD 10/26 desenvolvida pela firma Linx Tecnologia e Informática. O diagrama de blocos dessa placa está representado na Fig.8 [13].

A placa CAD 10/26 permite uma boa flexibilidade quanto a configuração do controle, interfaceamento, seleção de canais, converção, temporização, etc... Possui 16 canais de entrada analógicos selecionáveis. A amostragem do sinal é feita em $3\mu s$. Após este período, o valor amostrado é analogicamente retido em circuito de 'Sample and Hold' e submetido a conversão. A conversão é realizada em torno de $20\mu s$. O resultado convertido, com resolução de 10 bits, é apresentado na forma de 2 bytes. Os 10 bits permitem uma faixa de 1024 valores entre $-5,00V$ e $+4,99V$. (O máximo valor $+4,99V$ será representado por $2^{10} - 1 = 1023$).

A tabela a seguir representa a codificação do conversor A/D.

Codificação dos dados do Conversor A/D

D ₉	D ₈	D ₇	D ₆	D ₅	D ₄	D ₃	D ₂	D ₁	Tensão (V)
0	0	0	0	0	0	0	0	0	-5.00
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0.00
1	1	1	1	1	1	1	1	1	+4.99

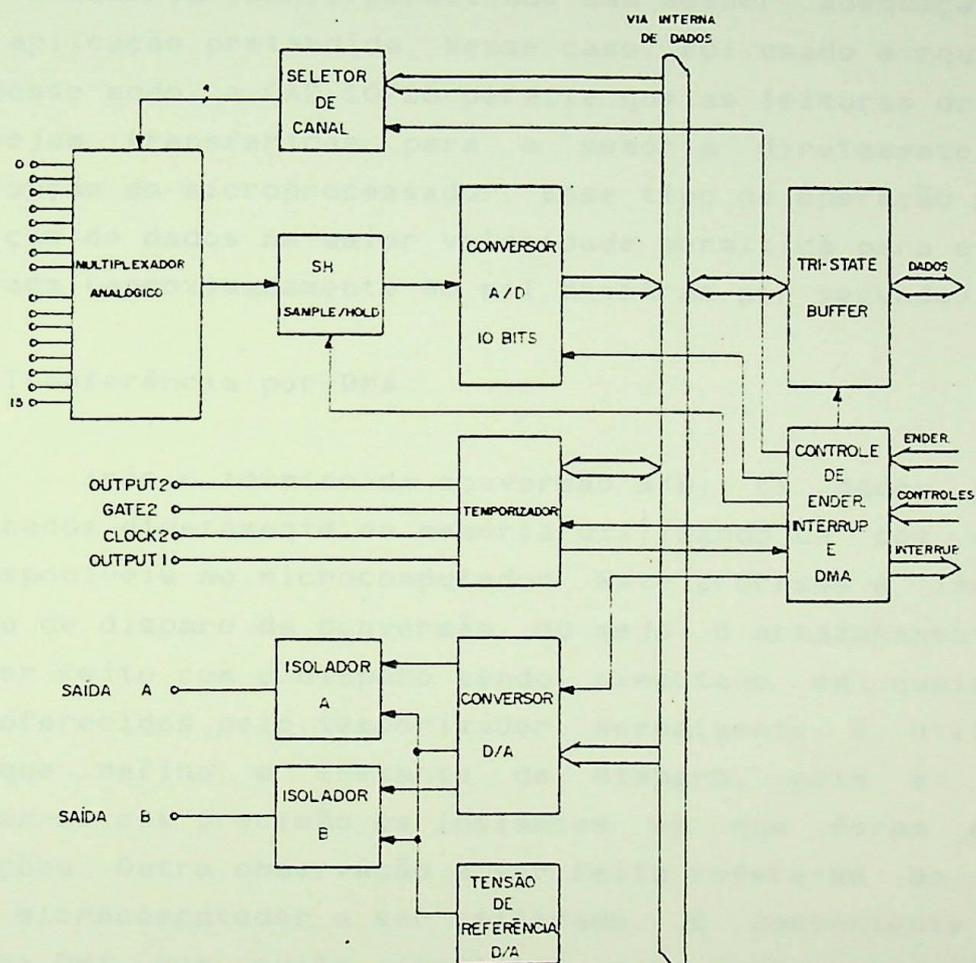


Fig. 8: Placa CAD 10/26

Há um temporizador que possui 3 contadores que podem ser programados para executar contagem binária de 16 bits ou BCD de 4 dígitos em até 6 modos diferentes.

A placa CAD 10/26 ocupa 8 endereços contíguos na área de I/O do microcomputador sendo que a localização desse bloco deve ser selecionada de forma a não coincidir com as áreas já ocupadas pelo hardware do microcomputador ou outras interfaces já instaladas. São fornecidas as opções de Interrupção e Acesso Direto a Memória (DMA), permitindo uma melhor adequação do seu uso à aplicação pretendida. Nesse caso, foi usado a aquisição via DMA. Nesse modo, a CAD 10/26 permite que as leituras do conversor A/D sejam transferidas para a memória diretamente, sem a interrupção do microprocessador. Esse tipo de operação permite a aquisição de dados na maior velocidade permitida para o conversor utilizado (aproximadamente 40 mil amostras por segundo).

4.2 - Transferência por DMA

Após o término da conversão A/D, os dados podem ser armazenados diretamente na memória utilizando um dos canais de DMA disponíveis no microcomputador. Este processo é independente do modo de disparo da conversão, ou seja, o armazenamento por DMA pode ser feito com o disparo sendo executado em quaisquer dos modos oferecidos pelo temporizador. Normalmente é utilizado um modo que defina o instante de disparo, pois é desejável conhecer-se com precisão os instantes em que foram feitas as aquisições. Outra observação a ser feita refere-se ao canal de DMA do microcomputador a ser utilizado. É conveniente usar um canal de DMA que evite conflitos com outros periféricos do microcomputador.

Há um roteiro básico na programação da transferência por DMA fornecidos pelo próprio fabricante:

-Programa-se a CAD para o modo de operação (DMA).

- Programa-se o contador (não habilitando-o).
- Programa-se o controlador de DMA do microcomputador, definindo para o canal de DMA escolhido, a página de armazenamento na memória, o endereço inicial na página e o número de dados a serem transferidos.
- Habilita-se no controlador de DMA o canal de DMA escolhido.
- Programa-se o seletor de canal com o número de canais a serem transferidos e a sua sequência de aquisição.
- Habilita-se a CAD 10/26 para as transferências.
- Programa-se o contador escrevendo o seu valor de contagem, Leva-se em consideração o intervalo do tempo entre conversões e a frequência do clock do microcomputador.

4.3 - Resolução da Placa CAD

Para uma faixa 0 a 1023 (10 bits), a resolução de voltagem, assumindo uma tensão de entrada de $\pm 5V$, será de $0,00977V$ ($9,77mV$), isto é, todos os valores analógicos de entrada na placa entre 0 e $9,77mV$ provocam o mesmo valor digital de saída. Para o sinal EEG, um amplificador típico provê sinais de entrada para a placa conversora em torno da faixa de $\pm 1,4V$. Isso corresponde a somente 28% do range dinâmico do conversor ($\pm 5V$), fornecendo uma resolução muito pobre, mesmo para um conversor de 16 bits. A placa CAD 10/26 pode ser configurada para várias faixas de entrada e a faixa em uso ($\pm 2,5v$) fornece uma resolução de $0,00488V$ ($4,88mV$). A tabela abaixo sintetiza os valores assumidos do sinal EEG desde a fase de captação até a sua conversão. (Valores de $\pm 50\mu V$ como exemplo do sinal de entrada).

-50 μV →	Amplificador Ganho=20000	→ -1.0 →	CAD 10/26 $\pm 2.5 V$	→ 308
+50 μV →		→ +1.0 →		→ 716

Obs. :

-2.5V	→	0
0V	→	512
+2.5V	→	1023

O sinal EEG possui uma baixa frequência e a sua taxa de amostragem também é baixa. Foi escolhida a taxa de 256 amostras por canal por segundo utilizando todos os 16 canais de captação da placa CAD. O uso de aquisição via DMA mostrou ser satisfatório, mesmo com suas limitações referentes à falta de controle em tempo real. Na transferência via DMA o microprocessador não possui acesso ao dado durante a conversão. Assim, não pode haver processamento on-line desse dado. Nos casos de análise de médias, histogramas, detecção de ondas, e inúmeras outras atividades em tempo real, a aquisição via DMA não pode ser usada. Devido a essas razões torna-se recomendável a utilização da transferência por DMA nos casos em que houver uma grande necessidade de velocidade de aquisição. No caso do sinal EEG, a utilização de interrupções fornece uma gama de recursos que superam em muito a transferência por DMA. Pensou-se no início que o uso de DMA fosse preferível ao uso de Interrupções. Isso, devido à baixa velocidade de processamento do microcomputador em uso (era um XT de 4.77 MHz) e pelos diversos acessos às suas rotinas de interrupção. Hoje, podemos comprovar que a taxa de aquisição do sinal EEG não é parâmetro que justifica o não uso de interrupções.

Capítulo 5

Fundamentos da Análise de Fourier

O sinal EEG, como foi tratado até aqui, é do tipo analógico. Ele é contínuo no tempo e em magnitude ($EEG(t)$). Apesar do fato de que muitas importantes propriedades do sinal possam ser investigadas pela observação no domínio do tempo (como formas de ondas e descontinuidades), também há um igual interesse em suas características espectrais, isto é, no domínio da frequência.

Desde que os computadores digitais se tornaram mais poderosos e familiares para as pessoas que lidam com processamento de sinal, que a maioria das análises espectrais são hoje feitas por meio de computadores. Contudo, deve-se ter em conta algumas considerações relacionadas com o fato do sinal analógico ser decomposto em séries (séries temporais) de valores codificados em binário, de maneira que possa ser processado por computador. Um dos mais importantes requisitos é que os valores amostrados do sinal original devem representá-lo a partir dos valores da série temporal digitalizada.

A seguir serão mostrados alguns aspectos da análise de Fourier com o fito de abordar o sinal EEG no domínio da frequência.

5.1 - Funções Periódicas

As funções periódicas são o ponto de partida para as análises subsequentes. O mais simples tipo de sinal analógico periódico é a harmônica descrita pela equação:

$$f(t) = f(t + nT) = A \cos(\omega t + \varphi) = A \cos\left(\frac{2\pi}{T} t + \varphi\right) \quad (4)$$

Todas as funções periódicas podem ser desenvolvidas em séries infinitas (séries de Fourier), dadas por:

$$f(t) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} \alpha_n e^{(jn\omega_0 t + \phi_n)} \quad \omega_0 = \frac{2\pi}{T} \quad (5)$$

onde:

$$\alpha_n = \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{+T/2} f(t) e^{-j \frac{2\pi n}{T} t} dt \quad (6)$$

são os coeficientes de Fourier.

$$|\alpha_n| = \sqrt{\text{Re}^2(\alpha_n) + \text{Im}^2(\alpha_n)} \quad (7)$$

Obs.:

- Se $f(t)$ é uma função par, $f(t) = f(-t)$ e então $\text{Im}(\alpha_n) = 0$.

- Se $f(t)$ é uma função ímpar, $f(t) = -f(-t)$ e então $\text{Re}(\alpha_n) = 0$.

- A equação (5) avalia a média linear de $f(t)$ multiplicado pela função exponencial relacionada com o seu período e um dado valor de n . Os cálculos dos valores de $|\alpha_n|$ são somente diferentes de zeros e a componente harmônica determinada pelo argumento $n\omega$ está contida em $f(t)$. α_n pode somente existir para um múltiplo inteiro da frequência fundamental f_0 ($f_0 = 1/T$), isto é, para $f_n = nf_0$. O conjunto infinito de todos os coeficientes α_n descrevem um espectro de valores, normalmente representados esquematicamente por linhas espectrais nos pontos $f_n = nf_0$. Os espaços entre linhas espectrais são iguais a $\Delta f = f_0$ e, portanto, são proporcionais à frequência fundamental f_0 .

5.2 - Funções não periódicas

O sinal EEG é não periódico. A discussão acima é somente válida para funções periódicas. O uso da Transformada de Fourier possibilita o estudo desse tipo de sinal, calculando o seu espectro. Ela é dada por:

$$F(\omega) = \int_{t=-\infty}^{+\infty} f(t) e^{-j\omega t} dt \quad (8)$$

$F(\omega)$ é contínua no domínio da frequência e denominada de Densidade de Amplitude. A sua transformada inversa é dada por:

$$f(t) = \int_{\omega=-\infty}^{+\infty} F(\omega) e^{j\omega t} d\omega = \frac{1}{2\pi} \int_{\omega=-\infty}^{+\infty} F(\omega) e^{j\omega t} d\omega \quad (9)$$

A transformada de Fourier é a base de muitas interessantes funções no campo da análise do sinal EEG e do seu processamento. Três delas são:

5.2.1 - Densidade de Potência

$$F(\omega) F^*(\omega) = |F(\omega)|^2 \quad \text{Densidade de Potência} \quad (10)$$

Tal função possui seus valores dados V^2/Hz . Ela contém informações sobre a distribuição de potência no domínio da frequência. É usada principalmente na análise espectral de sinais randômicos distorcidos por ruídos.

5.2.2 - Autocorrelação

$$\phi(\tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} |F(\omega)|^2 e^{j\omega \tau} d\omega \quad \text{Autocorrelação} \quad (11)$$

Contém informações sobre a interdependência estatística de valores da função no tempo.

5.2.3 - Cepstrum

$$C(q) = \int_{-\infty}^{+\infty} \lg \{ |F(w)| \}^2 e^{-jwq} dt \quad \text{Cepstrum} \quad (12)$$

$C(q)$ é uma função de valores reais que, de uma maneira simplificada, expressa o espectro de frequência. Tal função contém informações sobre a ondulação do espectro de potência original. É muito usado na análise de ecos, voz e manutenção preditiva de máquinas [14].

5.3 - Observações

No próximo capítulo serão descritos diversos métodos de análise do sinal EEG que justificam como essas equações podem significar fisicamente um determinado parâmetro que forneça resultados práticos. Temos ainda que levar em conta dois fatores:

- Deve haver a conversão do sinal original $f(t)$ em valores discretos $f(nT)$, isto é, decompor a função analógica em uma série temporal descrevendo $f(t)$ sem perda de informação.
- Todos os cálculos devem ser restritos a um intervalo de tempo bem definido dado por $\Delta t = 2\pi T/f$

As equações matemáticas dadas anteriormente devem agora ser modificadas no sentido de serem aplicáveis a sinais amostrados e digitalizados. Somente assim elas podem ser usadas em um programa computadorizado de análise espectral. A equação de Shannon, abaixo, define o intervalo de amostragem T a ser usado:

$$T < \frac{1}{2 f_{\max}} \quad \text{onde } f_{\max} \text{ é a mais alta componente espectral contida na função } s(t).$$

T é também dado em função da frequência de amostragem f_o , dada por
$$T = \frac{1}{f_o}$$

Combinando ambas as equações pode ser observado que a frequência de amostragem f_o deve ser maior do que o dobro da frequência mais alta contida no sinal original (Nyquist).

Para a aplicação da Transformada de Fourier, a função $f(t)$ será substituída por $f(nT)$ e a integral dará lugar a uma somatória:

$$F(\omega) = T \sum_{n=-\infty}^{+\infty} f(nT) e^{-j\omega nT} \quad (13)$$

A despeito do fato de ter sido substituída a função analógica amostrada, o intervalo de n ($\pm \infty$) inviabiliza a sua implementação computadorizada. A Transformada Discreta de Fourier leva esses valores a limites finitos:

$$F(m\Delta f_{DFT}) = T \sum_{n=-(N/2)}^{+(N/2)-1} f(nT) e^{-j2\pi m\Delta f_{DFT} nT} \quad (14)$$

e em sua forma equivalente:

$$F(m\Delta f_{DFT}) = T \sum_{N=0}^{N-1} f(nT) e^{-j2\pi m\Delta f_{DFT} nT} \quad (15)$$

que pode ser implementada por computador.

Obs:

- $\omega_m = m\Delta f_{FT}$ $0 \leq m \leq N - 1$ forma um conjunto finito de linhas frequenciais (linhas DFT). A fig.9 abaixo representa a discretização da Transformada de Fourier.

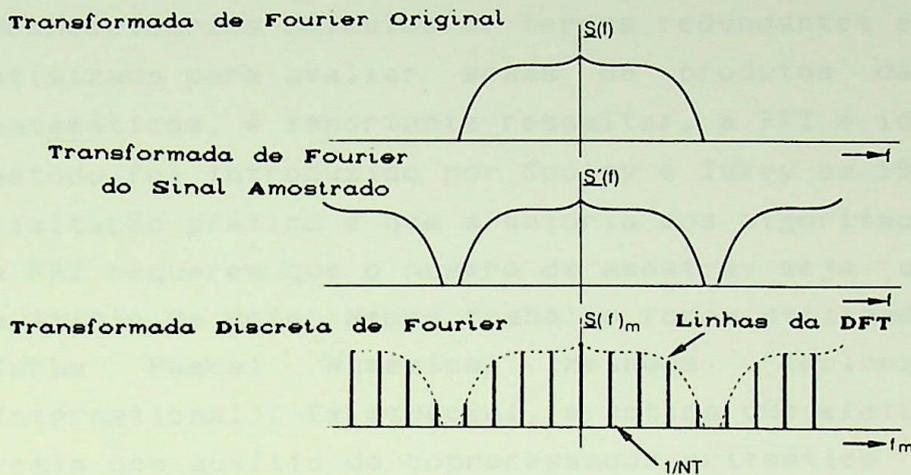


Fig.9- Comparação de diferentes tipos de Transformadas de Fourier

O maior valor de f_m ($f_{m_{\max}}$) será:

$$f_{m_{\max}} = \left(\frac{N}{2} - 1\right)\Delta f_{DFT} \quad \text{onde } \Delta f_{DFT} = 1/NT. \quad (16)$$

As componentes DFT para frequência maiores que $f_{m_{\max}}$ serão repetições da faixa principal de frequência e portanto redundantes.

O produto do número de amostras N pelo período T é a janela de tempo. O valor de Δf_{DFT} quantifica a resolução espectral da DFT. E tal resolução é inversamente proporcional a Δf_{DFT} . Se $\Delta f_{DFT} = 0$ (teoricamente ideal) então a janela de tempo seria infinita.

Para implementar diretamente o algoritmo da DFT em computadores, é necessário um grande consumo de tempo de cálculo

com o programa. Isso acontece principalmente devido ao fato de se ter que avaliar $M = N^2/2$ termos complexos exponenciais que devem ser multiplicados por valores amostrados do sinal no domínio do tempo. Esse consumo de tempo se torna fatalmente crítico. O algoritmo da transformada rápida de Fourier (FFT - Fast Fourier Transform) é a chave para um cálculo mais rápido da DFT. É ele, na verdade, um algoritmo especial que principalmente elimina desnecessários cálculos de termos redundantes e usa um caminho otimizado para avaliar somas de produtos da DFT. Em termos matemáticos, é importante ressaltar, a FFT é idêntica a DFT. Esse método foi introduzido por Cooley e Tukey em 1965 [15]. Sua única limitação prática é que a maioria dos algoritmos que implementam a FFT requerem que o número de amostras seja um número inteiro múltiplo de dois. Nesse trabalho foram utilizadas as rotinas do Turbo Pascal Numerical Methods Toolbox (da Borland International). Em especial, a rotina que efetua a FFT de números reais com auxílio de coprocessador aritmético e com número de amostras múltiplo de 4.

Capítulo 6

Análise Computadorizada do EEG

6.1 - Fundamentos Teóricos

Uma primeira noção básica é que os sinais do EEG tem de ser considerados como realizações de processos randômicos ou estocásticos. Isso acontece devido às características dos sinais EEG (Amplitude e duração no tempo de uma certa onda), não poderem ser descritas de uma forma exata. Isso implica uma segunda noção básica: Sinais EEG, sendo realizações de processos randômicos, tem de ser caracterizados por distribuições probabilísticas e seus momentos (fig.10) e/ou por funções de correlação ou espectro de frequência (ou potência) (fig.11). Isso forma a essência dos modelos matemáticos estatísticos usados para quantificar o fenômeno do sinal EEG.

Algumas vezes tem sido pensado que pelo fato dos sinais EEG serem considerados como um processo estocástico, implica que o processo biofísico responsável pela geração do sinal EEG seja também estocástico. Entretanto, isso não é necessariamente assim. Se algo tem uma multiplicidade de processos, cada um deles podendo ser um sinal determinístico (como por exemplo nas senóides amortecidas), o sinal resultante do conjunto de processos pode ser tão complexo que somente poderia ser descrito em termos estocásticos [11]. Assim, é algumas vezes também considerado que certos parâmetros do EEG tem como características formas de ondas que poderiam ser consideradas como sinais determinísticos embutidos em ruídos. Técnicas de análise podem ser aplicadas para detectar esses parâmetros fazendo uso de suas propriedades específicas.

Um terceiro aspecto é que uma vez que sinais EEG são

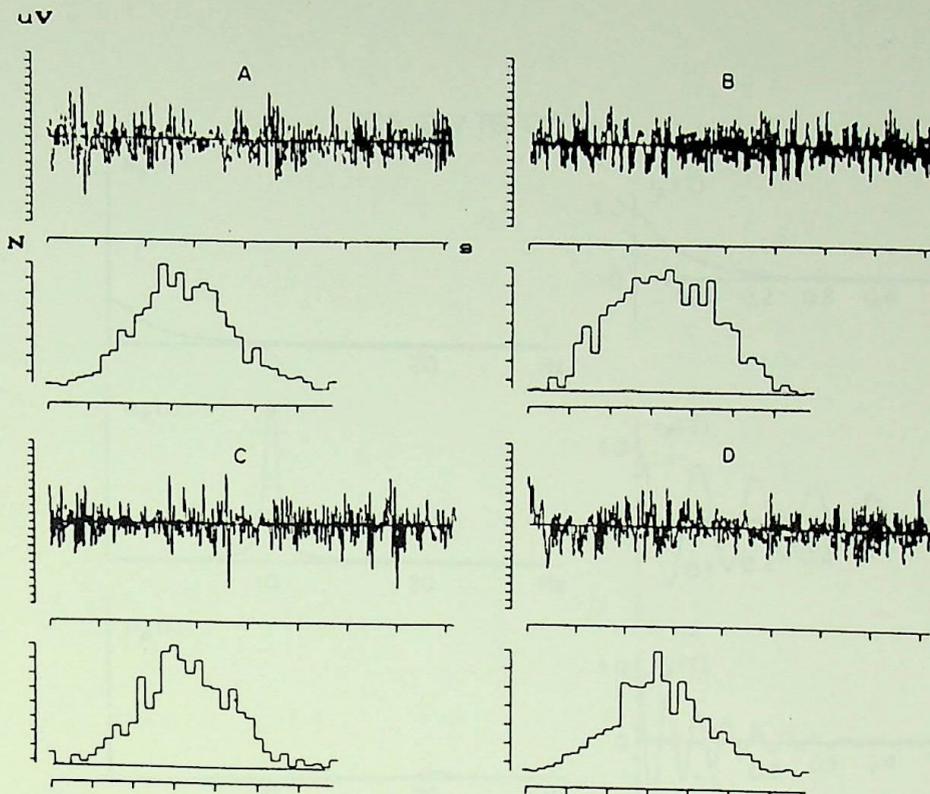


Fig.10 - Exemplos de sinais EEG com suas correspondentes distribuições de amplitudes. N corresponde ao número de vezes que uma determinada amplitude foi medida no inteiro período (época) do EEG.

variações contínuas de potencial em função do tempo, análises computadorizadas requerem que o sinal EEG tenha de ser digitalizado. Digitalização implica em amostragem e quantização. As principais considerações desse aspecto foram descritas no capítulo 4.

Um último aspecto é que, em geral, sinais EEG são gravados sob condições variáveis (por exemplo, com olhos abertos e fechados), variando as propriedades estatísticas do sinal no domínio do tempo (Fig.12). Isso significa que o sinal EEG exibe uma não estacionaridade. Em geral, um sinal é chamado

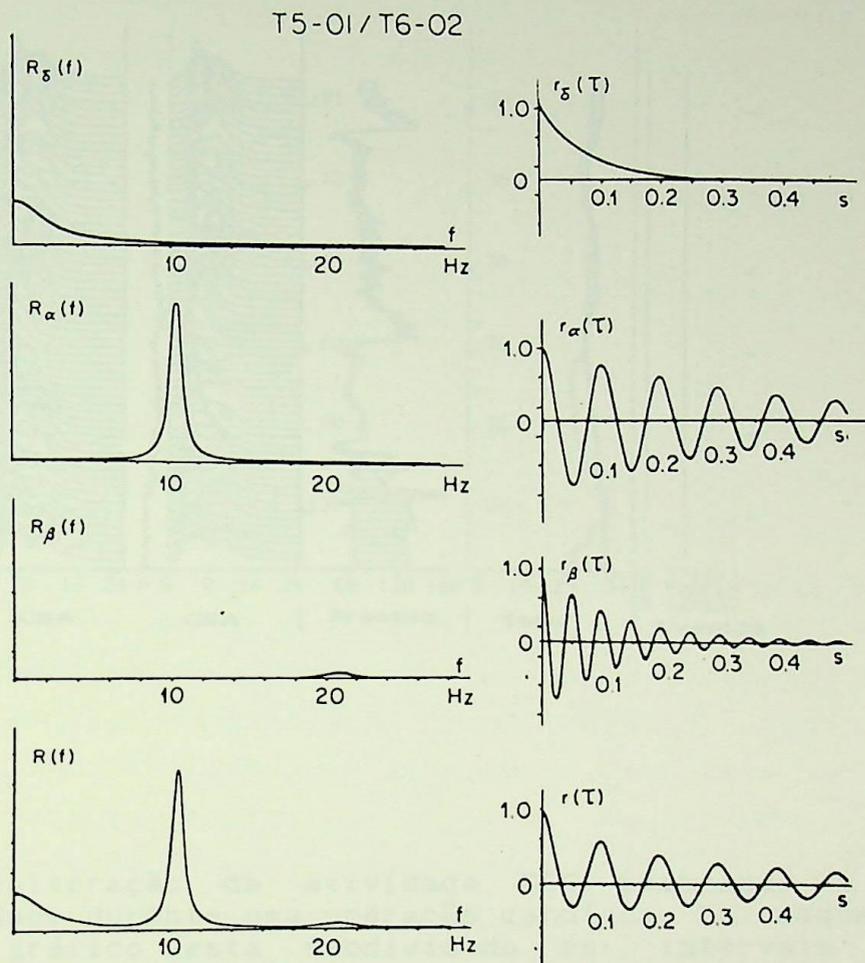


Fig.11 - O espectro de potência de um sinal EEG com ondas delta, alfa e beta está mostrado na última gravura à esquerda [$R(f)$]. A sua correspondente função de Autocorrelação está representada à direita [$R(\tau)$]. As funções de Espectro de Potência e Autocorrelação são consideradas como composições das tres componentes (δ, α, β) correspondentes as tres bandas de frequência do sinal EEG.

estacionário quando suas propriedades estatísticas não mudam em função do tempo. Isso propõe um importante problema na análise do EEG, desde que muitos desses métodos de análise rendem

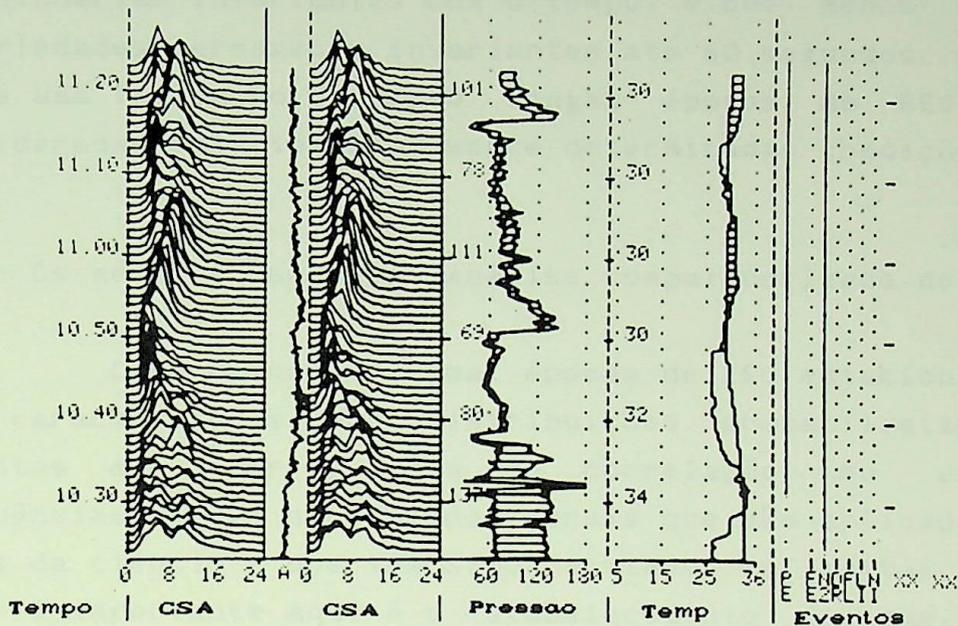


Fig.12 - Monitoração da atividade EEG mostrando a sua não estacionaridade durante uma operação cardíaca. Da esquerda para direita o gráfico está subdividido em: intervalo de tempo (duração da captação do sinal EEG); histogramas da distribuição de amplitudes em uma região do hemisfério esquerdo; variância com o padrão de idade do paciente; histogramas simétricos (hemisfério direito); pressão sanguínea; temperatura; intervalos de administração de drogas e anestésias. Entre 10:40 e 11:00 houve um amortecimento da atividade EEG (diminuição dos ritmos rápidos).

significativos resultados somente se aplicados para sinais estacionários ou quase estacionários. Um caminho para resolver esse problema é subdividir o sinal EEG em representativos intervalos (Épocas) com propriedades estatísticas aproximadamente similares e constantes. E como pode algo determinar como as propriedades de diferentes épocas do sinal EEG são similares? Um procedimento pode ser calcular a distribuição de amplitudes e análise espectral dos subconjuntos e determinar como eles

divergem significativamente. Isaksson e Wennberg [17] relatam em seus estudos da estacionariedade do sinal EEG, que 90% dos sinais de 20 segundos de duração tem propriedades estatísticas estacionárias invariantes com o tempo, e que menos de 75% das propriedades permanecem invariantes até 60 segundos. Esse estudo provê uma indicação de como longas épocas de EEG podem ser consideradas estacionárias sobre determinadas condições.

6.2 - Os métodos usados na Análise computadorizada do EEG

Como descrito acima, épocas de EEG estacionárias tem de ser caracterizadas por distribuições probabilísticas e seus momentos e/ou por funções de correlação ou espectro de frequências. Esses são métodos gerais que são aplicados em muitos ramos da ciência e que tem sido tratado em muitas publicações [18]. O importante aqui é o estabelecimento de que, em geral, sinais EEG podem ser analisados assumindo ou não um modelo de sua geração. Os Modelos Paramétricos (ver adiante) assumem que o sinal EEG é caracterizado pela geração de um número de parâmetros que se relacionam entre si (como um tipo de modelo autoregressivo). Se nenhum modelo específico é assumido, os sinais EEG podem ser caracterizados por um método geral de análise de sinal (como, por exemplo, distribuições de amplitude, análise de intervalos, correlação etc...) Esses métodos de análise são chamados de não paramétricos e são descritos a seguir. Um outro grupo de métodos é caracterizado pelo uso de técnicas de padrões de reconhecimento, que são baseadas em um conjunto de características distintas e que podem ser obtidas por diferentes caminhos. Separadamente, devemos considerar métodos de análise topográfica que enfatizam diversos outros parâmetros.

Os métodos não paramétricos são sucintamente descritos abaixo:

6.2.1 - Distribuição de Amplitudes

É usado principalmente para testar se a distribuição do sinal EEG é normal ou Gaussiana [11]. Se usado em um caminho crítico, o cálculo da distribuição de amplitudes do EEG pode ter valores práticos no sentido de obter uma classificação geral das épocas selecionadas do EEG.

6.2.2 - Análise de Intervalos

É uma das técnicas mais simples em análise computadorizada de EEG. Um intervalo, nesse caso, é definido como a diferença entre os tempos em que um sinal cruza consecutivamente um certo nível de amplitude. Quando esse nível vale zero será chamado de "zero-crossing". O conhecimento da função probabilística Densidade de Distribuição de sucessivos intervalos entre "zero-crossings" pode ser usado para caracterizar algumas propriedades estatísticas de um sinal EEG [19] (Fig.13).

A facilidade de computação faz esse método particularmente apropriado para quantificação em tempo real de longas gravações - por exemplo, durante monitoração intensiva e determinação de drogas psicoativas [20]. Uma desvantagem prática é a sensibilidade desse método à barulho de altas frequências; um outro é que ele facilita a subestimação da contribuição de componentes de baixa frequência em um sinal quando ele considera somente histogramas de contadores "zero-crossing", desde que, em geral, ondas lentas podem ocupar uma parte relativamente curta da gravação, uma vez que podem ter uma grande amplitude (Fig.13c). Essa forma de análise pode, é claro, ser vantajosa em algumas aplicações onde não é interesse a amplitude do sinal EEG mas sim mudanças de frequência.

Em um relato do método de análise, o intervalo entre sucessivos pontos de máximo (ou mínimo) definem um ciclo, e o intervalo entre um máximo e o mínimo imediatamente seguinte (meio ciclo), são computados. Os meio ciclos podem ser usados como

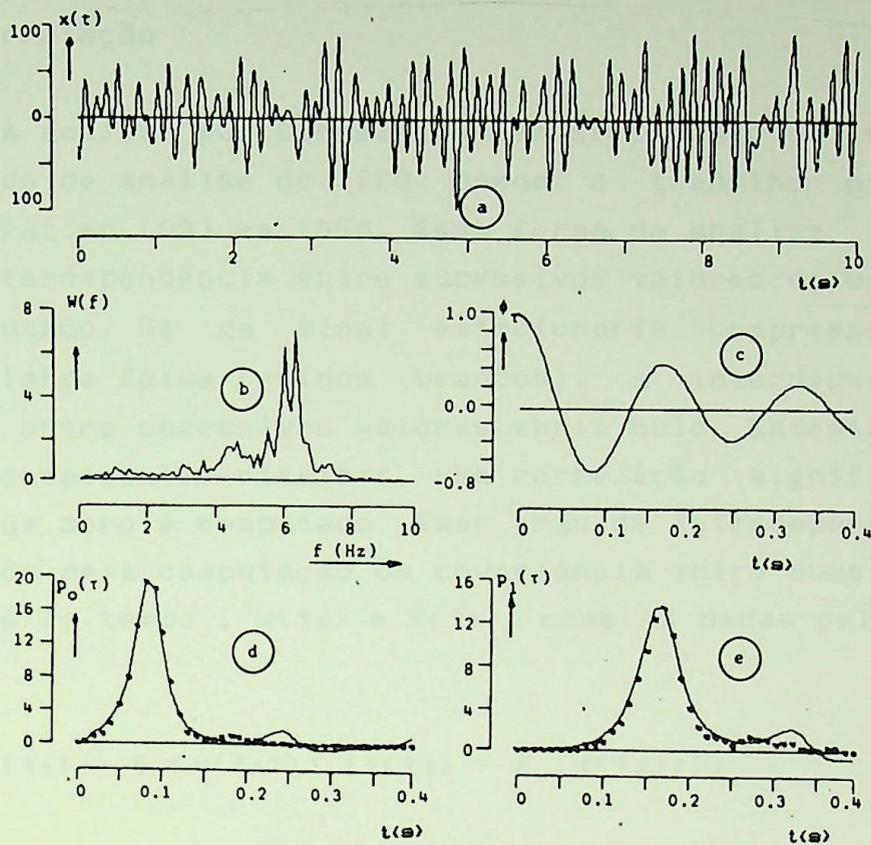


Fig.13 - a)Um sinal EEG; b)Espectro de Potência do sinal EEG; c)Autocorrelação; d)Densidade de Distribuição dos intervalos entre dois sucessivos zero-crossings; e)Densidade de Distribuição dos intervalos entre sucessivos "zero-crossings" no qual o sinal altera a sentido de propagação (positivo-negativo ou vice-versa)

descritores mínimos de um sinal EEG e podem ser caracterizados por um conjunto quantificado por tempo de ocorrência, amplitude, duração, comprimento, inclinação, etc... . Isso forma a base que Remond [21] tem chamado de "Análise Simulada de EEG" e pode também ser usado em algoritmos de padrões de reconhecimento, por exemplo para detecção de picos epileptiformes [13].

Análise de amplitude e intervalo podem ser combinados para comparação de ambos os intervalos entre os "zero-crossing" e

a correspondentes amplitudes de pico a pico [12].

6.2.3 - Correlação

A análise por Correlação tem se tornado um método bem estabelecido de análise de EEG desde o trabalho pioneiro de Barlow e Brazier [09] em 1954. Essa forma de análise permite um grau de interdependência entre sucessivos valores de um sinal EEG a ser computado. Se um sinal estacionário compreende somente ruídos de larga faixa (ruídos brancos), a interdependência da correlação entre sucessivos valores seria nulo. Entretanto, se o sinal tem componentes rítmicas, uma correlação significativamente diferente de zero é computada. Esse grau de interdependência pode ser estimado pela computação da covariância entre duas quaisquer amostragens no tempo, $x(t_1)$ e $x(t_2)$, como as dadas pela seguinte expressão:

$$E [(x(t_1) - E(x(t_1))) (x(t_2) - E(x(t_2)))] \quad (17)$$

que é chamada de "ensemble averaging".

Desde que não é frequentemente praticável obter um "ensemble", um método de estimação alternativo é necessário. Esse método alternativo é dado pela média no tempo. E pode ser usado somente para sinais estacionários (ou quase) pois o método assume que a autocovariância do EEG é constante por todo o período de análise. Assumindo um sinal estacionário um estimador da função covariância é dado por:

$$R_{xx}(\tau) = \frac{1}{T} \int_0^{t-|\tau|} x(t)x(t+\tau)dt \quad (18)$$

A função autocovariância é simétrica por sua definição, e assim não há necessidade de estimar a função para valores negativos de τ . Podemos simplesmente definir:

$$R_{xx}(\tau) = R_{xx}(-\tau), \quad \tau < 0. \quad (19)$$

A estimação que é introduzida aqui é usualmente referida como função de autocorrelação (ACF).

6.2.4 - Espectro de Potência

Pode ser derivado da função de autocorrelação (ACF). Em verdade uma importante propriedade da função de Autocorrelação é que sua Transformada de Fourier é o Espectro da Densidade de Potência ($S_{xx}(f)$) ou, simplesmente, o Espectro de potência do sinal (Fig.11).

$$S_{xx}(f) = \int R(\tau) e^{-j2\pi f\tau} d\tau = \text{Transf. Fourier } [R_{xx}(\tau)] \quad (20)$$

O espectro de potência é um dos caminhos de representação de um sinal EEG. Ele dá a distribuição da amplitude ao quadrado de diferentes componentes de frequência. Deve ser observado que a palavra "Potência" não tem aqui o significado de potência dissipada de um circuito RC. Potência aqui é dada pela dimensão $V^2 \times \text{Seg}$ (Ou seja: V^2/Hz).

Frequentemente há o interesse em se determinar o grau de interdependência de dois sinais EEG, gravados de diferentes derivações. Isso pode ser feito por meio da função "cross correlation" que para dois sinais $x(t)$ e $y(t)$ é definida de maneira similar à equação (18):

$$R_{xy}(\tau) = \frac{1}{T} \int_0^{\tau-|\tau|} x(t)y(t+\tau)dt \quad (21)$$

Como na equação (3), podemos definir a transformada de Fourier de $R_{xy}(\tau)$ como o cruzamento do espectro de potência entre os sinais x e y .

$$S_{xy}(f) = \text{Transf. Fourier } [R_{xy}(\tau)] \quad (22)$$

O aspecto geral da análise espectral de potência dos sinais EEG tem sido objeto de muitos estudiosos, como por exemplo

Dumermuth [15]. Um outro caminho para computação do espectro de potência é o uso da transformada discreta de Fourier. Nesse procedimento $F_{xx}(f)$ (denominado de "Periodograma") pode ser computado aplicando a transformação discreta de Fourier sobre o próprio sinal, dado pela equação abaixo:

$$F_{xx}(f_i) = \frac{\Delta t}{N} \left| \sum_{n=1}^N x(t_n) e^{-j2\pi i \Delta f n \Delta t} \right|^2 \quad (23)$$

onde Δt é o intervalo de amostragem, N é o número de amostras, $\Delta f = 1/N\Delta t$ e $f_i = i \cdot \Delta f$ sendo $i = 0, 1, \dots, N/2$. O periodograma pode ser simplificado por meio de uma janela $W(f_k)$ de modo a obter $P_{xx}(f_i)$ que provê uma estimação do espectro de potência $S_{xx}(f)$:

$$P_{xx}(f_i) = \sum_{k=-p}^p W(f_k) F_{xx}(f_{i+k}) \quad (24)$$

onde $W(f_k)$ é uma janela de simplificação com uma duração de $(2p+1)$ pontos de dados. Do mesmo modo, uma estimativa aproximada do espectro de potência de cruzamento (Cross-power spectrum) chamado $C_{xy}(f)$, pode ser computado.

A computação do periodograma, pelo cálculo direto da equação (23), é um procedimento que consome muito tempo. Isso tornou-se prático somente quando o algoritmo da Transformada Rápida de Fourier (FFT-Fast Fourier Transform) [16] foi introduzido.

Para sinais não Gaussianos, espectros de alta ordem poderiam ser levados em consideração. O Biespectro $B_{xx}(f_1, f_2)$, como discutido em detalhe por Huber [23], é responsável por esse tipo de estudo. O Biespectro pode ser definido como a Transformada de Fourier de segunda ordem da função de autocorrelação. Aqui é suficiente notar que o Biespectro provê a média relacional entre diferentes componentes de frequência em um sinal. A análise biespectral tem sido raramente usada em análise

clínica de EEG; entretanto ela poderia ser usada, como propõe Lopes da Silva, no estudo das variações alfa [19].

No sentido de quantificar o relacionamento entre sinais EEG gravados de diferentes derivações, o espectro "cross-power" $C_{xy}(f)$ pode ser usado como indicado abaixo. $C_{xy}(f)$ é uma grandeza complexa com amplitude e fase:

$$C_{xy}(f) = |C_{xy}(f)| e^{j\phi_{xy}(f)} \quad (25)$$

A função de frequência $\phi_{xy}(f)$ é a fase do espectro. É comum definir-se uma grandeza normalizada pela função coerência, como segue:

$$\text{Coh}_{xy}(f) = \frac{|\hat{C}_{xy}(f)|^2}{\hat{P}_{xx}(f) \cdot \hat{P}_{yy}(f)} \quad (26)$$

onde $\hat{C}_{xy}(f)$, $\hat{P}_{xx}(f)$, $\hat{P}_{yy}(f)$ representam a estimação dos "auto espectro" e "cross-espectro".

O uso prático da função coerência na investigação clínica do EEG tem sido ainda bastante limitada. Um interessante exemplo é mostrado na fig.14 onde o uso da função coerência fornece a possibilidade de diferenciar alguns ritmos (especialmente os ritmos alfa e mu em áreas homólogas de captação). Funções de fase entre os sinais EEG do escalpo não são fáceis de interpretação, e tem sido raramente aplicados em prática clínica, exceto na estimação dos atrasos de tempo entre pares de derivações do sinal EEG gravados durante, por exemplo, um ataque epiléptico [24] (fig.15).

Na verdade, se for assumido que componentes do sinal gravados de uma derivação são transmitidos para outra derivação depois de um certo atraso de tempo Δt (em segundos), então a diferença de fase $\Delta\phi$ (em graus) entre os dois sinais será linearmente proporcional à frequência, com um intervalo de frequência Δf (em Hertz); nesse caso Δt pode ser calculado por:

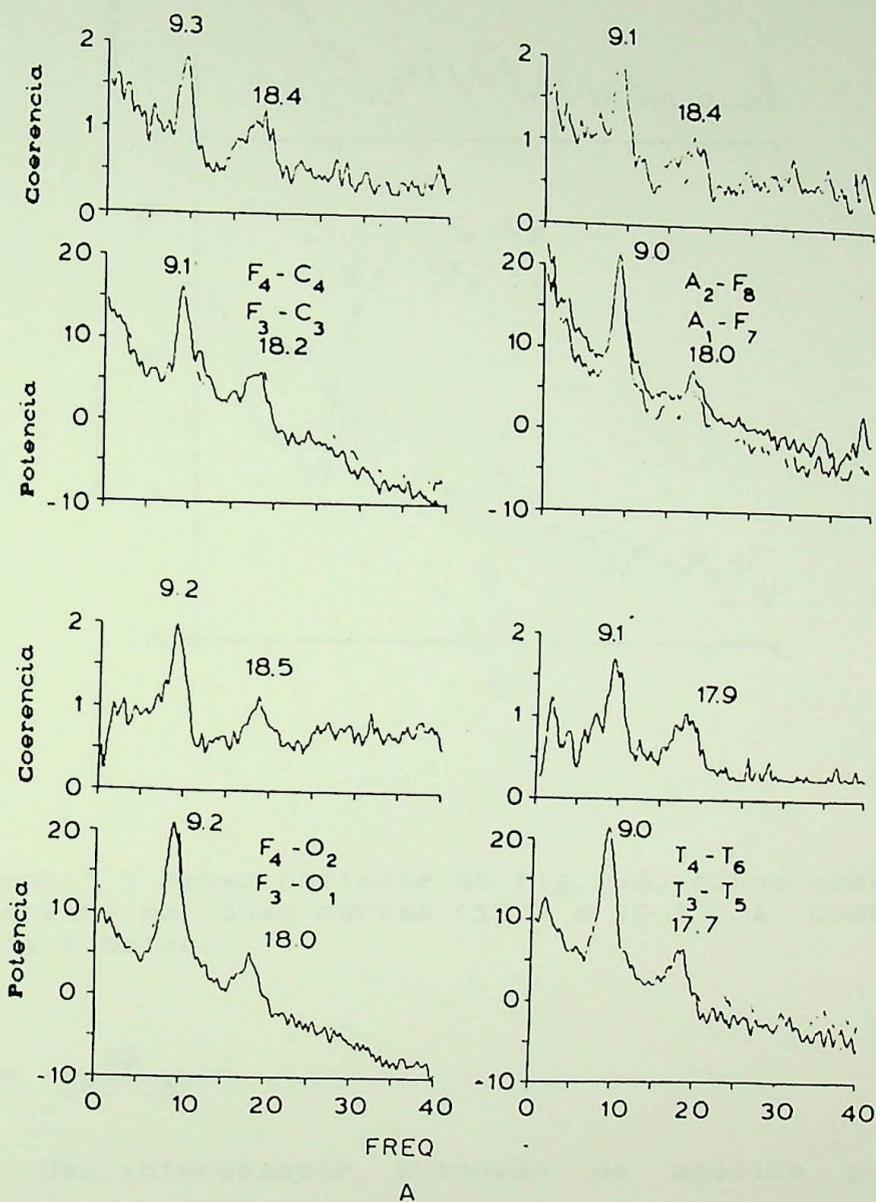


Fig.14 - Um paciente normal, 32 anos, olhos fechados. Análise de quatro pares de derivações homólogas e suas respectivas funções de Coerência (Potência em dB, Frequência em Hz e Coerência em Coh). A frequência do ritmo alfa é de 9.0 a 9.2 Hz. A coerência inter-hemisférica é alta.

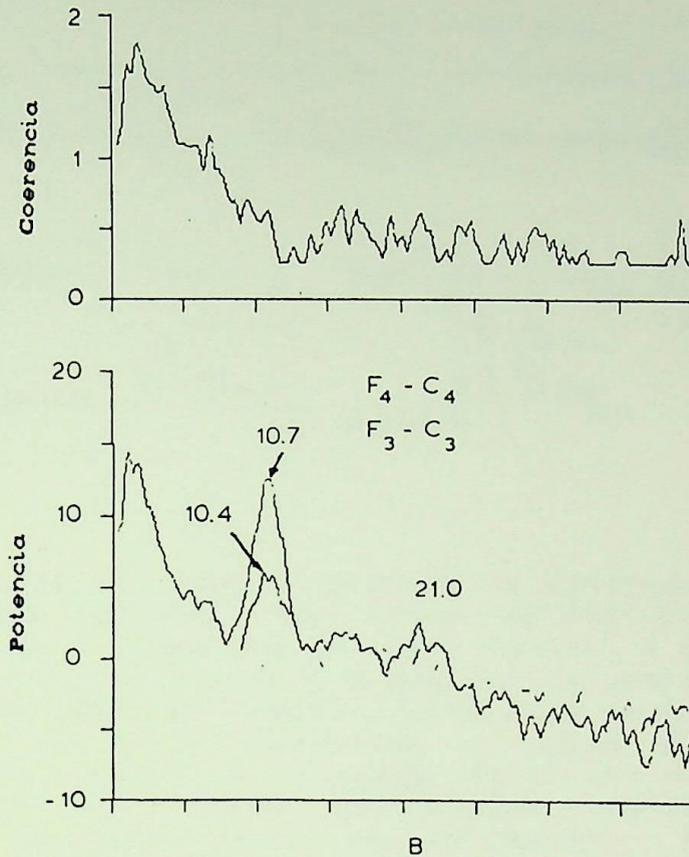


Fig.14(cont.) - Mesmo paciente da fig.15a, olhos abertos. O ritmo mu é diferente nas duas curvas (10.7 e 10.4). A Coerência nessa frequência é baixa.

$$\Delta t = \frac{\Delta \phi}{360 \cdot \Delta f} \quad (27)$$

Uma interessante extensão da análise por coerência envolve a computação da função coerência parcial. Esse método de análise consiste na computação da coerência entre dois sinais EEG e na computação da coerência parcial baseado em um terceiro ou mais sinais. A computação de coerência parcial implica na eliminação para cada par de sinal EEG da parte que pode ser considerada como o início determinado de um terceiro; isso

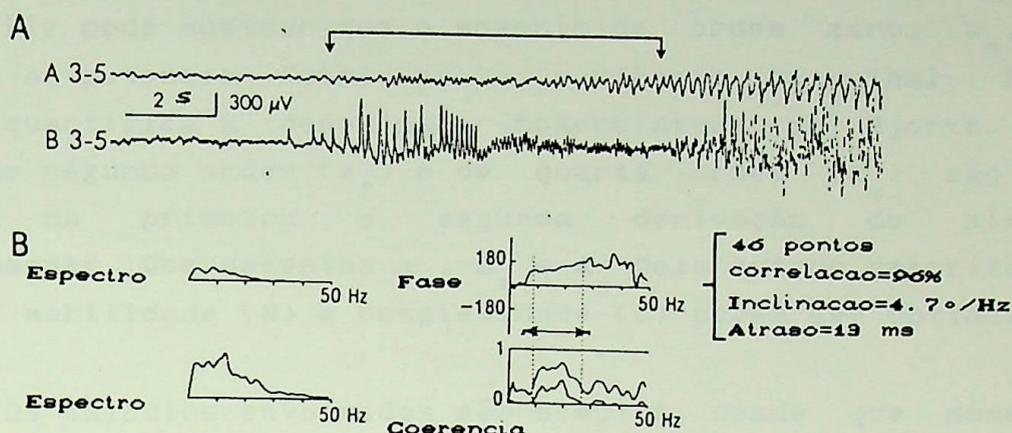


Fig.15 - A) Sinal EEG bipolar gravado de eletrodos intracerebrais em um paciente durante uma crise epiléptica. B) Espectro de Amplitude, Fase e Coerência dos dois canais. A coerência varia de 0 a 1 e tem na curva superior o gráfico da coerência propriamente dito; na curva inferior tem-se o intervalo de segurança da curva de coerência. As setas delimitam a faixa de frequência com interatividade, usadas na estimação do atraso de tempo (definidas pelo usuário). As linhas pontilhadas indicam a faixa de frequência realmente usada na estimação. Para 46 pontos (correspondendo a $46 \times 0.5 = 18.4$ Hz), a correlação entre frequência e fase foi de 96%. A inclinação foi de $4.7^\circ/\text{Hz}$ correspondendo a um atraso de 13 ms. O aumento da inclinação indica que o controle vem do primeiro canal do par.

constitue uma forma de análise regressiva. Se a coerência inicial decresce significativamente, podemos concluir que a coerência entre os dois sinais inicialmente encontrados é devido ao efeito de um outro terceiro. Nesse sentido é possível determinar o padrão de interação entre uma série sinais EEG gravados simultaneamente e assim achar mais precisamente a fonte do fenômeno do sinal EEG, como por exemplo, nas ausências [25].

6.2.5 - Descritores de Inclinação (Hjorth)

Os Descritores de inclinação foram introduzidos na análise computadorizada de EEG por Hjorth e são quantias que podem ser derivadas dos momentos da densidade espectral $S_{xx}(f)$

[26].

Ele pode mostrar que o momento de ordem zero, a_0 , é igual para a potência total ou a variância do sinal. Essa atividade quantifica a denominada nomenclatura de Hjorth. Os momentos de segunda ordem (a_2) e de quarta ordem (a_4) são as variâncias da primeira e segunda derivação do sinal, respectivamente. Dos momentos a_0 , a_2 e a_4 dois outros descritores de Hjorth: mobilidade (M) e complexidade (C) podem ser obtidos.

Os cálculos envolvidos são simples, desde que somente tempos derivativos sejam computados. Essa facilidade faz que os descritores atrativos de Hjorth sejam usados em análise de tempo real de sinais EEG com uma simples composição, como em monitoração da atividade EEG durante anestesia.

6.2.6 - Análise de Informação mútua

Um método geral para obtenção da estimativa de dependência entre diferentes sinais, deriva do trabalho teórico de Gelfand e Yaglom [27], que define uma grandeza, o valor médio de informação mútua (AAMI, Average Amount Mutual Information), entre dois sinais $x(t)$ e $y(t)$, como abaixo:

$$AAMI(x, y) = \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N p(x_i) p(y_j) \log \frac{p(x_i, y_j)}{p(x_i) p(y_j)} \quad (28)$$

onde $p(x_i)$, $p(y_j)$ e $p(x_i, y_j)$ são respectivamente a probabilidade de ocorrência dos valores x (de índice i), y (de índice j) e da probabilidade de ocorrência mútua desses valores (as unidades são dadas em bits, nats ou Hartleys, se as bases do logaritmo são respectivamente 2, $e=2.718...$ ou 10). $AAMI(x, y)$ é uma medida de como parte do sinal $x(t)$ pode ser predito conhecendo $y(t)$ e vice-versa. Mars e Van Arragon [28] tem desenvolvido uma variante do método AAMI pelo seu cálculo como função de um atraso de

tempo. Mars e Lopes da Silva tem aplicado essa forma de AAMI para estimar atrasos de tempo entre pares de derivações EEG. Pode ser notado que esse método é descrito por meio de análise de coerência e correlação, mas ele é mais geral, desde que nesse caso de computação do AAMI, o esforço de uma relação linear entre ambos os sinais não é aplicado .

6.2.7 - Métodos Paramétricos

Métodos paramétricos indicam que os sinais EEG são descritos em termos de um modelo matemático caracterizado por um conjunto de parâmetros. Dessa forma é possível descrever um sinal EEG por uns poucos coeficientes. O sinal EEG dado como um conjunto de amostras $x(k)$, é considerado como a saída de um filtro que tem um sinal na entrada, $e(k)$.

Dois tipos de modelos podem ser definidos [26]:

1) ARMA (Autoregressive Moving Average), descrito por uma equação linear diferencial:

$$a_0 x(k) + a_1 x(k-1) + \dots + a_p x(k-p) = b_0 e(k) + b_1 e(k-1) + \dots + b_q e(k-q) \quad (29)$$

onde $q \leq p$.

No caso de $b_i = 0$ para $i=1..q$ e $a_0 = b_0 = 1$, tem-se:

2) AR (Autoregressive):

$$x(k) + a_1 x(k-1) + \dots + a_p x(k-p) = e(k) \quad (30)$$

Em muitas aplicações de EEG, o método AR é melhor usado que o ARMA. O conjunto de coeficientes $a_1 \dots a_p$ pode ser computado usando os primeiros valores de atraso da função de autocorrelação do sinal. Existem vários algoritmos avaliáveis para uma eficiente computação de um conjunto de coeficientes AR, como discutidos em

várias publicações [29]. Um dos principais problemas práticos em calcular um modelo AR é determinar a sua ordem ótima. Um critério que oferece bons resultados tem sido introduzido por Akaike [30]: denominado de AiC (Akaike information Criterion). Entretanto, pode ser notado que o desejado grau de acurácia depende da aplicação desejada. Baseado no conjunto de coeficientes AR, um espectro de potência estimado pode ser obtido. Uma ilustração do espectro obtido usando modelo AR de maior ordem que o espectro calculado usando o algoritmo FFT, é mostrado na figura 16. Vale mencionar que a representação paramétrica do espectro oferece boas estimativas do espectro de potência se a ordem do modelo é suficiente.

O modelo AR pode também ser usado em uma forma inversa, isto é, na operação inversa de filtragem autoregressiva. Na verdade a hipótese básica é que um sinal EEG obedece ao princípio de estacionaridade e pode ser expresso em termos da propriedade de ruídos $\hat{e}(k)$ resultantes da filtragem inversa autoregressiva:

$$\hat{e}(k) = x_k + \sum_{i=1}^p a_i x(k-i) \quad (31)$$

O sinal EEG é dito ser não estacionário se a hipótese básica pode ser rejeitada, isto é, se $e(k)$ se desvia, de um certo nível de probabilidade, de um sinal com distribuição normal. Assim, a não estacionaridade local em um sinal EEG pode ser detectada; e isso é particularmente interessante na detecção de transientes, característicos em pacientes epiléticos [29]. Uma aplicação de cada um método é ilustrada na figura 17. A questão mais específica da detecção de grafo - elementos epileptiformes é discutida abaixo. Podemos também mencionar brevemente um novo desenvolvimento interessante no campo de aplicação dos modelos paramétricos para a eletroencefalografia: trata-se da construção de filtros ótimos baseados em um modelo específico de um dado tipo de sinal EEG (ritmo alfa, fusos de

sono) como desenvolvido por Kemp e Blom [31]. O uso prático de cada modelo está correntemente sob investigação.

Ordem	Pico Freq	desvio	Pico Ampl	desvio	$\frac{\text{desvio}}{\text{Ampl}}$	Banda
3	13.05	0.16	0.52	0.10	0.19	8.33
7	13.85	0.18	1.20	0.47	0.39	2.66
11	14.17	0.10	1.38	0.64	0.46	1.85
13	14.48	0.08	1.49	0.77	0.51	1.52
15	14.48	0.15	1.67	0.94	0.56	1.31
f.f.t.	14.5					1.9

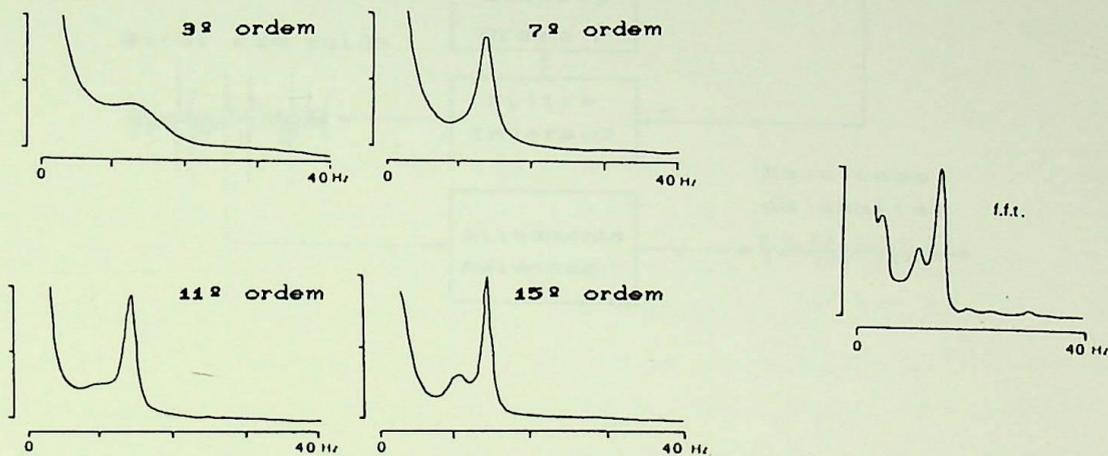


Fig.16 - Séries de espectro de um sinal EEG gravado de um cachorro (período de 12.8 s, 1024 amostras) obtido por meio de modelos autoregressivos de várias ordens. Para comparação, o espectro obtido a partir da FFT é mostrado acima. Os valores do pico de frequência e seu desvio padrão, do pico de amplitude e seu desvio padrão, da razão entre desvio padrão e o pico de amplitude, da largura do pico de frequência, são apresentados. Somente o modelo de ordem $p=15$ se aproxima do espectro obtido a partir da FFT.

6.2.8 - Análise de Tempo Variante

Na teoria introdutória foi observado que o estado do sinal EEG exibia não estacionaridade, e por essa razão em muitos métodos de análise, algo tentava selecionar épocas representativas para serem analisadas. Na prática, o tamanho de cada época tem frequentemente sido estabelecido como 10 seg.

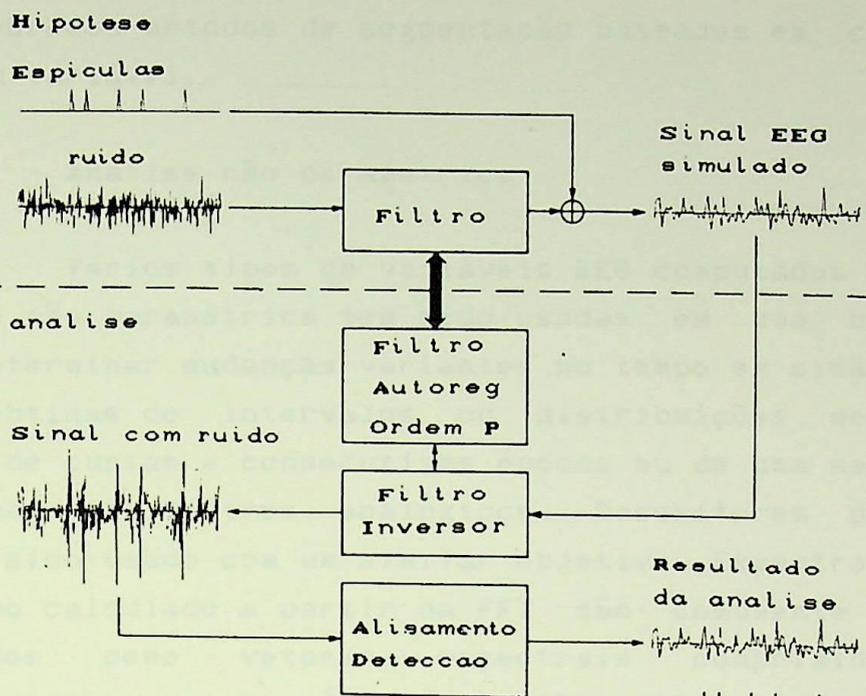


Fig.17 - Esquema do princípio da detecção automática de picos usando simulação de sinais. Acima a hipótese é que um paciente epiléptico gera um sinal EEG com picos que se somam a um sinal com ruído submetido a um filtro. Abaixo, a análise consiste na computação de um modelo de filtro autoregressivo o qual representa o processo hipotético, na determinação de um filtro inverso correspondente através do qual o sinal EEG atravessa e nos procedimentos de detecção e alisamento da onda resultante. Para o exemplo dado, o programa de detecção automática dos picos observa o correto instante em que as amostras de pico foram inseridas ao sinal com ruído.

Entretanto, isso é uma escolha arbitrária desde que em cada um intervalo, apreciáveis mudanças nas propriedades estatísticas do sinal podem ocorrer. Além disso, se quisermos detectar precisamente cada mudança, como durante monitorização de EEG em operações, outros métodos de análise tem que ser solicitados. Um número de técnicas tem sido aplicado tendo este objetivo em vista. Primeiro, consideraremos aqui, métodos baseados em análise

não paramétricas. Em segundo lugar, métodos que aplicam algoritmos recursivos como filtros de Kálmán. Por fim, descreveremos métodos de segmentação baseados em cada intervalo fixo ou variável.

6.2.8.1 - Análise não paramétrica

Vários tipos de variáveis EEG computados por métodos de análise não paramétrica tem sido usadas em uma busca contínua para determinar mudanças variantes no tempo em sinais. Variáveis foram obtidas de intervalos ou distribuições de amplitude a partir de curtas e consecutivas épocas ou de uma saída integrada de um banco de filtros analógicos. Descritores de Hjorth tem também sido usado com um similar objetivo. Espectro de variação no tempo calculado a partir da FFT são comumente computados e mostrados como vetores espectrais comprimidos e foram introduzidos por Bickford em 1973 [32] conforme fig.18. Kawabata[33] tem estudado o problema de espectro de variação no tempo baseado em curtas épocas e de um modo analítico. Vários outros trabalhos tem sido desenvolvidos nesse sentido [34].

Usando o algoritmo da FFT os valores da potência absoluta e relativa em um número de bandas de frequência para uma série de consecutivos segmentos de EEG de comprimento de 2 seg foram calculados. Entretanto, para calcular os parâmetros de pico (pico de frequência e pico de potência), uma aproximação autoregressiva foi seguida no sentido de evoluir a confiabilidade da estimativa. Os valores espectrais calculados para os segmentos precedendo os estímulos ou eventos foram considerados valores de referência. Os valores correspondentes para os intervalos subsequentes foram então computados como porcentagens desses valores de referência e mediados sobre um número de realizações. Nesse sentido um evento contendo desincronização de um ritmo alfa, por exemplo, pode ser observado (fig.19) se métodos estatísticos apropriados são usados.

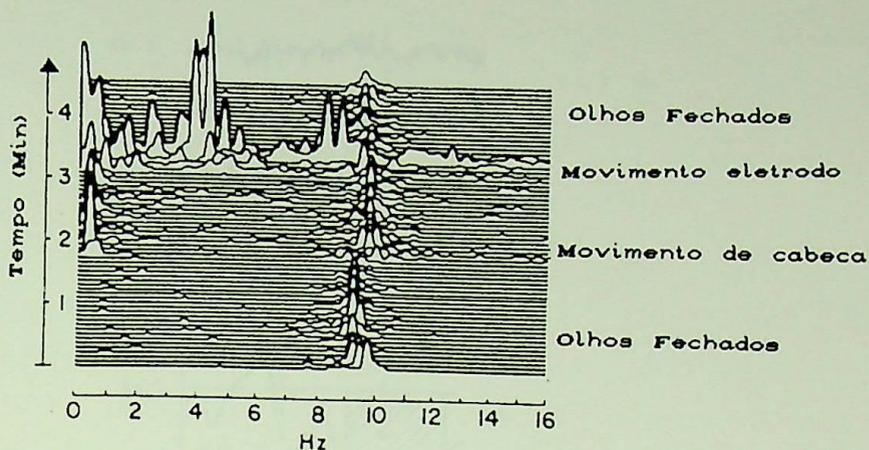


Fig.18 - Figura de um vetor de espectro comprimido mostrando o ritmo alfa e os efeitos de vários artefatos induzidos na atividade de fundo. Observe a mudança no pico de frequência do ritmo alfa durante a fase de olhos fechados. Observe a influência de artefatos na curva espectral, particularmente durante o movimento de eletrodos. Os altos valores das curvas nas baixas frequências são artefatos.

6.2.8.2 - Algoritmos recursivos

Um exemplo do segundo grupo de métodos é o filtro de Kálmann que é essencialmente um algoritmo recursivo usado para obter uma estimativa do estado de processo o qual explica satisfatoriamente o sinal. Usualmente os dinâmicos processos são representados por um modelo autoregressivo como inicialmente proposto por Bohlin [35]. Em cada caso o problema prático é calcular os coeficientes modelos. Eles tem que ser gravados para cada novo ponto amostrado. Vários autores tem investigado a possibilidade de usarem cada um algoritmo em curso na análise de variação no tempo de sinais EEG [36] e observaram que a implementação de uma técnica de filtragem recursiva de Kálmann apresenta problemas práticos complexos. Além disso, nessa aproximação as propriedades do sinal passado influenciam a corrente estimativa dos coeficientes do modelo. Isso significa que um artefato influenciará a estimativa dos coeficientes mesmo

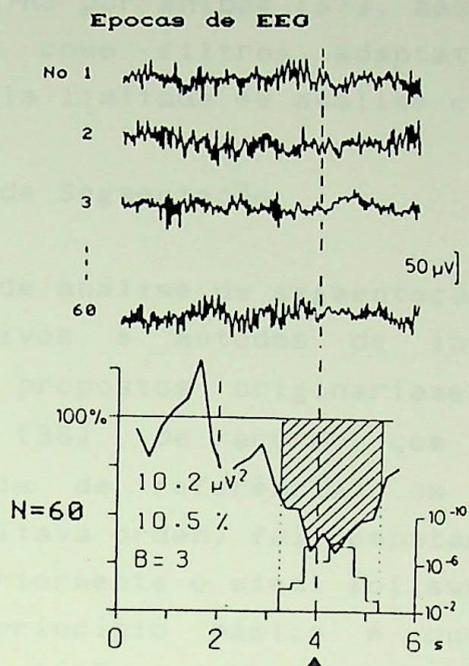


Fig.19 - Acima: 4 exemplos de sinais EEG dentre 60, com épocas de 6 s e gravados numa montagem referencial. Abaixo: Curva de Potencial Evocado dos 60 sinais. Em $t=4s$ a linha tracejada indica um movimento de mãos do paciente. A escala vertical da esquerda indica a potência (em percentual). Antes e depois do movimento uma diminuição do ritmo alfa pode ser visto (área hachurada). A escala vertical da direita indica a avaliação estatística do decréscimo atingido.

vários segundos atrás, e assim o método é somente apropriado para pequenas variações no tempo em sinais EEG. Entretanto, coeficientes de um modelo autoregressivo computado usando filtros de Kálmann mostram ser variáveis para a caracterização de sinais EEG em aplicações particulares, como demonstrado por Jansem [36] em pacientes renais, e Pronk [20] em monitorização de pacientes sob cirurgia de coração.

Gravações recursivas dos coeficientes de um modelo autoregressivo podem ser também realizadas de outras formas como

discutidas em detalhe por Ahlbom [37], mas este método recursivo alternativo, assim como filtros adaptativos, tem ainda sido avaliado numa escala limitada em análise computadorizada de EEG.

6.2.8.3 - Análise de Segmentação

Métodos de análise de segmentação podem ser divididos em métodos adaptativos e métodos de intervalo fixo. Métodos adaptativos foram propostos originariamente por Praetorius e Bodenstein em 1977 [38]. De acordo com o algoritmo original (chamado de janela de referência) um filtro autoregressivo (inicialmente de oitava ordem) foi computado de um segmento de EEG gravado. Posteriormente o sinal foi submetido a esse filtro de referência. O princípio básico é que se as propriedades estatísticas do sinal não mudam significativamente, a operação de filtragem inversa irá produzir um sinal de ruído randômico (ruído branco) que é o sinal denotado como $e(k)$ na equação 14. Assim o filtro é chamado de filtro branco ou filtro de Wiener. A função de autocorrelação da saída do filtro de Wiener foi usada como uma variável de detecção. Nesse sentido uma medida de erro espectral foi estimada. Quando essa medida excede um certo limiar por um certo tempo, foi decidido que uma mudança nas propriedades estatísticas do sinal aconteceu e um limite foi definido; e o processo foi repetido para novas amostras. Assim, segmentos foram definidos como mostrados na fig.20. As janelas de teste e de referência poderiam ser tão curtas quanto 1,2 seg. Cada segmento é então caracterizado por um conjunto distinto: seu comprimento e o conjunto de coeficientes autoregressivos. Em uma fase subsequente foi determinado se segmentos definidos como um conjunto de características poderiam ser agrupados usando o algoritmo hierárquico de Ward. Várias modificações foram introduzidas no algoritmo original com o objetivo de aumentar a sua eficiência [39].

6.2.8.4 - Métodos de intervalo fixo

Esses métodos foram desenvolvidos como uma alternativa

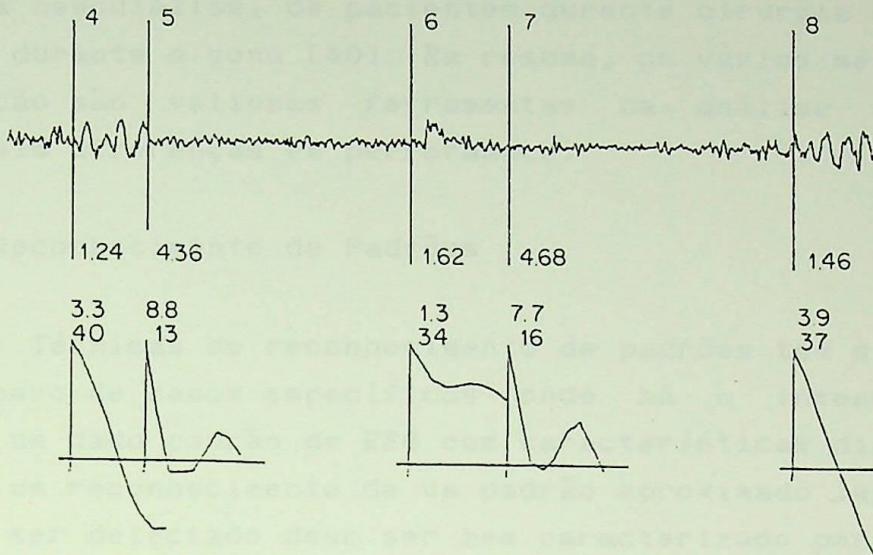


Fig.20 - Segmentação de um sinal EEG contendo no segmento 6 um artefato causado por eletrodo. Nos segmentos 5 e 7 tem-se a atividade de fundo e nos segmentos 4 e 8 tem-se atividade irritativa. O tempo de duração dos segmentos é dado em segundos. Para cada segmento é dado a curva de autocorrelação, a amplitude média e a frequência média. Podem ser observadas muitas diferenças entre os segmentos de normalidade (atividade de fundo), artefato e paroxismos irritativos.

aos métodos de segmentação adaptativa pois alguns investigadores sentiram que esses últimos frequentemente produziam limites entre segmentos que eram difíceis de entender visualmente. Vários pesquisadores desenvolveram métodos que mais tarde foram extensivamente testados em muitas situações clínicas [40]. Esse método consiste em primeiramente dividir um sinal EEG em segmentos de por exemplo 1,28 seg de comprimento e , depois, adequando para cada segmento um modelo autoregressivo de quinta ordem computado usando uma aproximação de Kalman (mais tarde foi apresentado que a estimação de coeficientes modelos usando o algoritmo de Burg forneciam melhores resultados [29].) Nesse sentido contornos de EEG (fig 21) foram construídos com aparência

similar àqueles obtidos usando segmentação adaptativa. Esse método foi testado com satisfatórios resultados na análise de diferentes tipos de sinais EEG: de pacientes renais antes e depois da hemodiálise, de pacientes durante cirurgia do coração, e também durante o sono [40]. Em resumo, os vários métodos de segmentação são valiosas ferramentas na análise do EEG sem apreciáveis diferenças em performance.

6.2.9 - Reconhecimento de Padrões

Técnicas de reconhecimento de padrões tem sido aplicado em um número de casos específicos onde há o interesse em se detectar um dado padrão de EEG com características distintas. Em essência um reconhecimento de um padrão aproximado implica que o padrão a ser detectado deve ser bem caracterizado por um conjunto de parâmetros. Isso tem que ser extraído de um sinal original por um certo método de análise ou pela combinação de métodos. No caso de pontas epileptiformes, por exemplo, é necessário extrair as possíveis pontas da atividade de fundo, usando filtros passa-altas, filtragem inversa [31], ou outro método selecionável. Depois disso, um número de parâmetros característicos de possíveis pontas tem de ser calculados: duração, inclinações, e curvatura. Se os valores desses parâmetros próprios são de uma ponta característica, eles são tomados como padrão de reconhecimento dessa ponta. A esse respeito é também de importância usar um bom conjunto de estudos no sentido de calcular a distribuição de parâmetros das pontas características em cada um caminho que um algoritmo padrão de reconhecimento possa ser desenvolvido. Em alguns casos, por exemplo pontas epileptiformes, os parâmetros podem ser descritores no domínio do tempo. Smith e Ktonas [13] categorizaram pontas epileptiformes em termos de um pequeno número de parâmetros no domínio do tempo e usaram esses parâmetros na detecção automática de pontas. Várias análises tem sido feita por vários pesquisadores [41].

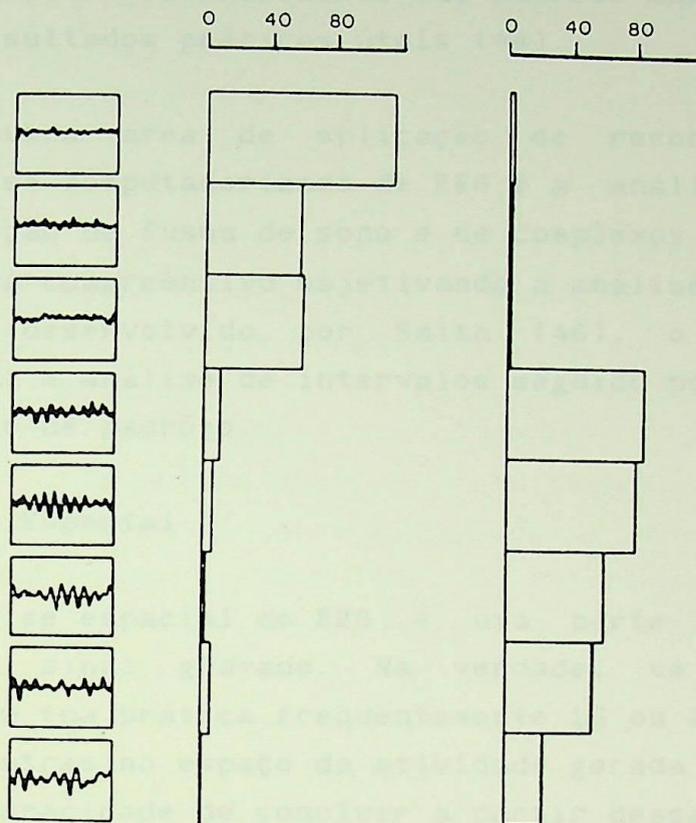


Fig.21 - Contornos de classificação de um EEG imediatamente antes (Figura central) e 24 h depois de uma hemodiálise (Figura da direita). Exemplos de oito tipos de padrões de EEG de 1,28 s. Os histogramas indicam o número de segmentos encontrados na atividade EEG, correspondentes aos seus respectivos padrões. Pode ser notado o aumento da atividade rítmica após a hemodiálise.

Guedes de Oliveira [42] desenvolveu similarmente um programa de reconhecimento de padrões que foi implementado por microprocessadores; sua performance foi comprovada por muitos outros pesquisadores.

Eficientes algoritmos de reconhecimento de padrões tem

sido desenvolvidos para a detecção de surtos epilépticos. A técnica original desenvolvida para essa finalidade [43] foi baseada em análise de intervalos por cruzamento de zero (zero crossing). Métodos de reconhecimento de padrões mais elaborados tem produzido resultados práticos úteis [44].

Uma outra área de aplicação de reconhecimento de padrões na análise computadorizada de EEG é a análise do sono, isto é, na detecção de fusos de sono e de complexos K [45]; além disso, um sistema compreensivo objetivando a análise integral do sono tem sido desenvolvido por Smith [46], o qual inclui filtragem digital e análise de intervalos seguido por um estágio de reconhecimento de padrões.

6.2.10 - Análise Espacial

A análise espacial do EEG é uma parte essencial na avaliação de um sinal gravado. Na verdade, um conjunto de derivações do EEG (na prática frequentemente 16 ou 21) representa um número de amostras no espaço da atividade gerada no cérebro. É de interesse a capacidade de concluir a partir dessas derivações a distribuição dentro do cérebro de geradores responsáveis pelos diferentes fenômenos de EEG. Isso implica resolver o chamado problema inverso da eletroencefalografia. Em muitos casos, entretanto, os esforços da análise são menos ambiciosos, e consistem simplesmente em desenvolver métodos de mapeamento do EEG mostrando a atividade existente sobre o escalpo.

6.2.10.1 - Métodos de Mapeamento

Desde os dias iniciais do toposcópio [47], vários métodos ingênuos tem sido desenvolvidos para obter uma visão compreensiva da topografia do EEG [01,02]. Duas questões básicas tem sido tomadas em consideração: A questão da amostragem no espaço e a questão de que tipo de parâmetros do EEG seriam mostrados. Com referência à primeira questão, pode ser notado que

um caminho para quantificar se um sistema de eletrodos instalados no escalpo dará uma boa representação da distribuição de potencial elétrico sobre o escalpo é empregar modelos de condução de volume do cérebro e tecidos do meio [18]. Empregando cada modelo é possível determinar os componentes de frequência espacial do escalpo, dando uma bem definida fonte de potencial intracerebral.

De acordo com o teorema da amostragem, o erro de alisamento é desprezado se a frequência de amostragem espacial é no mínimo duas vezes maior que frequência gerada pelas fontes intracerebrais de potencial. É, normalmente, mais comum a referência ser a distância entre eletrodos do que frequências espaciais. Tem sido calculado que para os sistemas de eletrodos comuns 10-20 com a distância entre eletrodos de cerca de 4,9 cm, o erro de alisamento para distribuições de potencial do escalpo causado por um dipolo radial fechado sobre a superfície cortical é 6%. Em cada caso as maiores frequências espaciais são encontradas, isto é, a distribuição de potencial decresce rapidamente como uma função da distância. A porcentagem dada acima é calculada como a razão entre as duas áreas abaixo da curva de potência (potência como função da frequência espacial) para frequências espaciais maiores que a frequência de amostragem e para todo o range de frequência respectivamente. Uma redução do erro de alisamento para 1% pode ser obtido para cada um dipolo radial, se a distância entre eletrodos é decrescida para 3,2 cm. A necessidade de uso de outra distância entre eletrodos tem sido reconhecida especialmente em estudos de potenciais evocados, onde a necessidade de obter boa representação dos sinais contendo uma alta frequência espacial. Alguns autores usam um procedimento de interpolação para obter mapas planos. Um outro importante problema técnico nesse tipo de estudo é a escolha da montagem e do eletrodo de referência. Uma derivação referencial é preferida [06].

Com referência à questão de como parâmetros

caracterizando fenômenos do EEG poderiam ser usados para mapeamento, é desejável fazer uso de algumas médias no tempo de um certo elemento gráfico do EEG ou, alternativamente, de uma variável espectral. Exemplos disso são as médias dos padrões pontas - ondas ou a média alfa que podem ser obtidas gatilhando um dispositivo mediador de uma fase particular de uma ponta ou do ritmo alfa de uma derivação do sinal EEG para que a atividade de todas as derivações seja mediada sobre um número de equivalentes épocas em relação àquele gatilho [21]. Esse procedimento é essencialmente equivalente ao usado em potenciais evocados.

Recentemente em inúmeros laboratórios, algoritmos compreensivos para mapeamento da atividade elétrica tem sido implementado [05,06,07,08,]. Comercialmente, computadores dedicados que podem mostrar a distribuição sobre o escalpo da atividade do sinal EEG por meio de mapas coloridos da cabeça, estão atualmente no mercado. Essa nova modalidade de análise está sendo denominada de BEAM (Brain electrical activity mapping - Mapeamento da Aividade Elétrica do Cérebro) [10].

Usualmente, os parâmetros do EEG que são mapeados são derivados do espectro de potência. De acordo com os métodos de Veno e Matsuoka [03], usados na investigação clínica por Nagata [06,07], o parâmetro usado é a raiz quadrada da média de potência sobre uma dada banda de frequência. Buschbaum, Duffy e Pfurtscheller [04,05,08], usam valores de espectro de potência. Após interpolação, os valores calculados são quantizados em um número de classes (usualmente 9 - 14).

6.2.10.2 - Soluções do Problema Inverso

Um objetivo da Eletroencefalografia é encontrar as fontes intracranianas do sinal gravados sobre o escalpo. Isso implica que o problema inverso tem que ser resolvido, isto é, como fazer para calcular a posição e o tamanho dos geradores

dentro do crânio baseado na distribuição de potencial sobre o escalpo. Esse problema é chamado de inverso em contradição ao problema direto que consiste em encontrar uma distribuição de potencial produzida por um dado gerador intracraniano. O problema inverso não pode ser resolvido por um único caminho; entretanto é possível obter uma solução assumindo um modelo físico para os geradores e seus condutores. Em muitos casos o gerador é representado por um dipolo equivalente [48]. Gravações de magnetoencefalogramas (MEG) tem sido também correntemente investigadas com o objetivo de contribuir para a solução desse tipo de problema [49]. Pode ser notado que até agora soluções do problema inverso tem sido limitadas por razões práticas principalmente para potenciais evocados. Entretanto, recentes estudos em EEG e MEG gravados em epilepsia tem tentado detectar os geradores da atividade anormal usando diversos procedimentos.

6.3 - Aplicações da Análise Computadorizada do EEG

A experiência obtida com essa análise indica que métodos computadorizados são indispensáveis nos seguintes campos da neurofisiologia clínica:

- 1) Longos períodos de monitoração em casos de cuidado intenso;
- 2) Avaliação de drogas psicotrópicas;
- 3) Quantificação de potenciais de eventos relacionados;

O terceiro aspecto está fora do escopo desse capítulo. Consideraremos os dois primeiros os quais se relacionam com os acontecimentos do EEG.

6.3.1 - Monitorização de Longos Períodos

A monitoração de EEG é necessária quando a circulação cerebral está em risco; por exemplo durante cirurgia da carótida ou do coração, ou também, em estados posteriores a danificação do

cérebro, em coma ou durante hemodiálise. Essa monitoração pode ser preferencialmente pela análise automática em tempo real do EEG.

Existem duas razões principais para uso de computadores na monitoração de EEG. A primeira é a redução de dados. Na verdade a quantidade de dados produzidos durante longos períodos de monitoração é tão grande que não pode facilmente e confiavelmente ser acessada simplesmente por inspeção visual. Sistemas de computadores adequados tem sido empregados para avançar as partes relevantes da gravação com uma perda dos dados que são de menos importância ou relevância. A segunda razão é que o sistema visual humano não é bem adequado para a detecção e avaliação das mudanças do sinal EEG acontecidas lentamente no tempo, isto é, avaliar as tendências dos tipos mostrados na figura 13. Em contraste, o esse tipo de análise oferece a possibilidade não somente de quantificar as variáveis do EEG mas também de providenciar automaticamente sinais de advertências.

Um método de particular interesse é o monitor de análise da função cerebral (CFEM - Cerebral Function Analysing Monitor [50]) que analisa a atividade do EEG em diferentes bandas de frequência juntamente com medidas de amplitude (valores de pico a pico, porcentagens e ocorrência de episódios). Esse dispositivo provê relevantes informações em uma forma mais simples que a maioria dos mostradores de vetor de espectro comprimido (CSA - Compressed Spectral Arrays). Contudo, deveria ser notado que no mínimo dois canais deveriam ser avaliáveis para detecção de possíveis assimetrias. Tem existido um número crescente de estudos comparativos desses métodos de análise para monitoração de operações, como discutido por Binnie [51]. Uma importante conclusão para finalidades práticas é que os diferentes métodos testados (espectro de potência, histogramas "zero - crossing", descritores de Hjorth, coeficientes modelos autoregressivos computados pela aproximação de Kalman) provêm resultados que caem dentro do mesmo range de performance. Além

disso, o uso de múltiplos parâmetros melhora somente um mínimo da performance em relação a apenas um parâmetro. Mais recentemente, Barlow [52] comparou a performance de inúmeros métodos de filtragem com segmentação adaptativa em pacientes fazendo arterectomia da carótida; os resultados foram bons. Matousek comparou espectros e medições CFAM durante hipotensão controlada e desvio cardiopulmonar. Foi encontrado que a medida de amplitude dentro da frequência de 10 a 17 Hz estavam mais consistentemente relacionadas com a hipotensão. Recentemente um sistema de microprocessadores portáteis programados de acordo com aproximações neurométricas desenvolvidas por Prichep e John [53] foi usado para analisar EEGs em 60 operações do coração; essa forma de monitoração pode levar a um acentuado decréscimo as complicações pós-operatórias.

6.3.2 - Avaliação de Drogas Psicotrópicas

A determinação de drogas psicotrópicas usando a análise computadorizada do EEG está bem estabelecido em uns poucos centros especializados. Aqui a quantificação e determinação estatística de um número de parâmetros do sinal EEG é considerado indispensável [54]. Entretanto, pode ser notado que diferentes metodologias tem sido empregadas, algumas vezes levando a resultados contraditórios. Contudo, a análise espectral parece ser o método de escolha. Em particular a comparação dos valores de potência em determinadas bandas de frequências usando métodos estatísticos não paramétricos parecem apresentar as mais relevantes informações no sentido de caracterizar os efeitos das drogas psicotrópicas. Pode ser notado que em estudos quantitativos de fármacos em EEG a análise estatística de parâmetros ocupa uma regra geral, desde que há, em geral, um grande número de variáveis (muitos parâmetros espectrais por derivação, muitas derivações, um número de medições no tempo e de tratamentos) a serem levados em conta. Assim, estatísticas multivariadas tem que ser aplicadas.

Inúmeros outros campos dentro da neurofisiologia clínica tem sido considerados levando em conta a análise computadorizada do EEG:

- 1) Determinação de condições de isquemia cerebral;
- 2) Determinação de encefalopatias metabólicas;
- 3) Auxílio no estudo do sono;
- 4) Quantificação de eventos epileptiformes.

Na determinação das condições de isquemia cerebral no EEG o valor desse tipo de análise, particularmente o uso de análise espectral multicanal, tem sido defendido [55]. A esse respeito não é somente importante analisar o EEG gravado com pacientes tranquilos, mas também em relação ao estímulo, particularmente ativação somatosensorial naqueles pacientes sofrendo de isquemia na zona da artéria cerebral média. Assim, tem sido mostrado que há uma clara superioridade da análise computadorizada sobre as rotinas visuais de auxílio na análise do EEG [56]. Esse tipo de análise também tem um valor promissor em relação ao prognóstico clínico se executado imediatamente após o insulto isquêmico [33]. Os principais objetos de interesse são os parâmetros espectrais (fig.22) como aqueles caracterizando a atividade delta, índices teta/beta, e mudanças na frequência alfa. Esquemias cerebrais unilaterais na região da artéria cerebral média resultam em lentificação do ritmo central alfa. O grau de severidade da disfunção cerebral pode ser estimado quantitativamente por medição do afastamento da frequência alfa em relação a uma frequência específica para uma determinada idade [34]. Além disso, a técnica de análise espectral multidimensional desenvolvida por John e colaboradores, chamada de Neurométrica, tem sido considerada valiosa para as demais condições de isquemia cerebral [53]. Em particular, os valores complexos da transformada Z de todos os valores de potência das bandas em quatro derivações sobre cada hemisfério é o objetivo desses estudos.

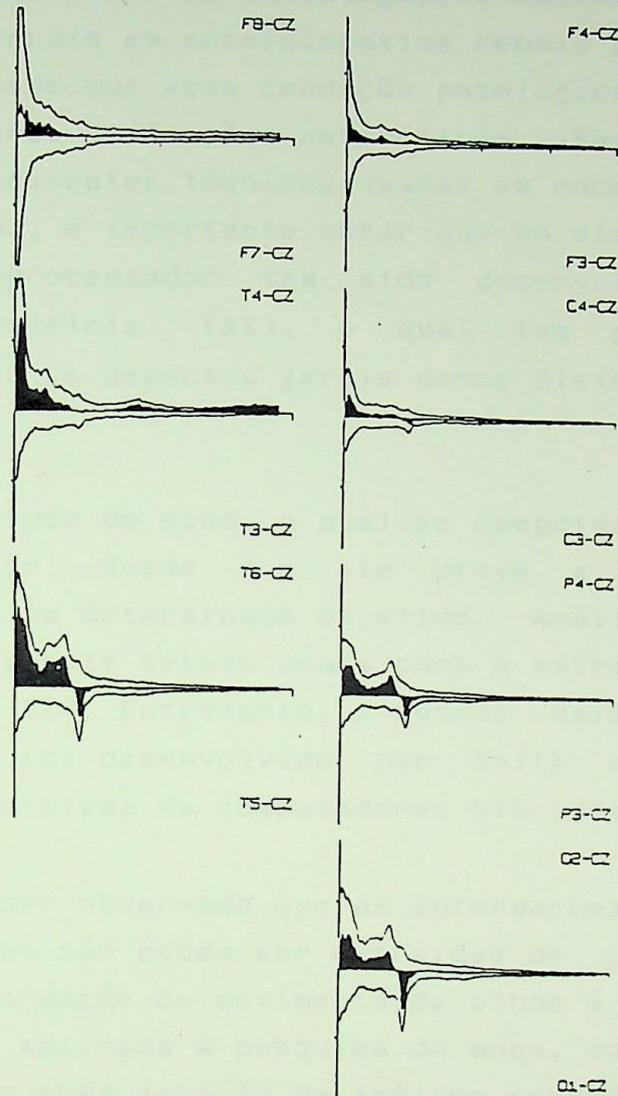


Fig.22 - Um exemplo de apresentação do espectro de potência. Resultados de m paciente com uma forte isquemia no hemisfério direito. Para cada diagrama, a curva superior representa o espectro de potência do lado direito, a inferior, a curva de espectro do lado esquerdo e a do meio, a diferença entre as curvas. Eixo X (0-40 Hz). Eixo Y (0-10 μ V). Observe a assimetria da atividade de fundo: Picos de alfa no lado esquerdo, picos de theta no lado direito, atividade delta mais pronunciada na região temporal com propagação em todo o hemisfério direito.

Com respeito a monitoração computadorizada em disfunções metabólicas, as investigações apoiadas na determinação de funções cerebrais em encefalopatias renais são de particular importância, desde que essa condição patológica pode servir como modelo para outras disfunções metabólicas. Sem entrar aqui em detalhes nas diferentes técnicas usadas em encefalopatias renais, veja Jansen [40], é importante notar que um sistema de análise de EEG por microprocessador tem sido desenvolvido baseado em inteligência artificial (AI), o qual tem produzido valiosos resultados [57]. Os aspectos gerais desse sistema são discutidos abaixo.

No estudo do sono, a análise computadorizada do EEG é de grande valor, desde que ele provê a redução de dados necessária para um determinado objetivo. Análise espectral tem sido o mais comumente método usado para a extração dos parâmetros de interesse do EEG. Entretanto, o método mais compreensivo de análise do sono foi desenvolvido por Smith e colaboradores envolvendo um sistema de computadores híbridos [46].

Pode ser observado que as informações suficientes para o estágio de sono não podem ser extraídas de um simples canal, desde que a informação de movimento de olhos é necessária. Nesse tipo de análise aplicada à pesquisa do sono, como em disfunções metabólicas, uma nova geração de análise computadorizada baseada em inteligência artificial está sendo desenvolvida. Esses sistemas contém conhecimentos refletindo a experiência de inúmeros pesquisadores [58].

Na avaliação de EEGs de pacientes epiléticos a contribuição da análise computadorizada do EEG na prática clínica é ainda questionável, embora as pesquisas estejam bem esclarecidas. A esse respeito, uma importante aplicação tem sido a quantificação da atividade epileptiforme no tempo e no espaço; um exemplo disso é mostrado na figura 23. Uma outra aplicação tem sido a avaliação do grau de relacionamento entre diferentes

derivações no sentido de determinar o padrão de propagação da atividade do ataque [24]. A questão da detecção de transientes

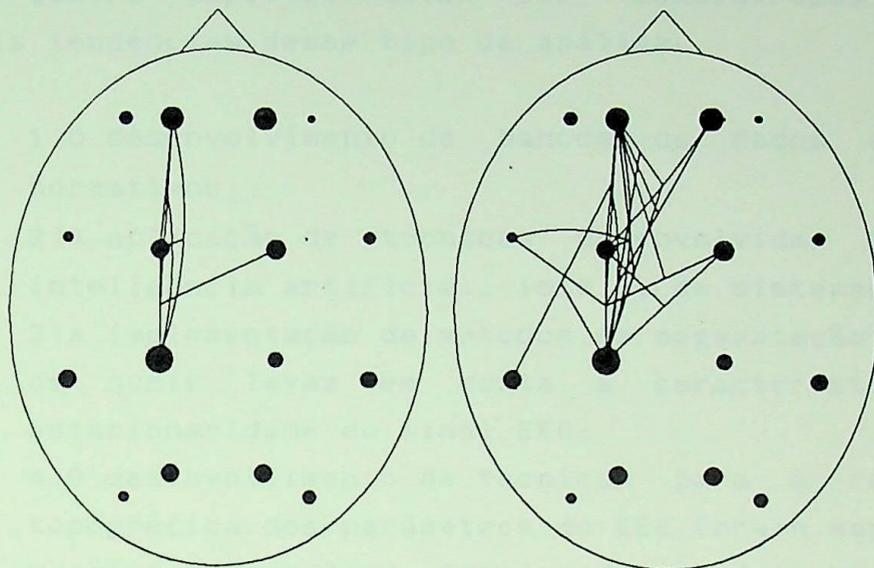


Fig.23 - Mapas espaciais representando atividade epileptiforme de um EEG analisado estatisticamente. O número de eventos epileptiformes é proporcional ao diâmetro do círculo negro. Em C₃ está o maior ponto de desequilíbrio.

epileptiformes ainda fornece grande dificuldade pois as definições não são suficientes e a probabilidade de resultados falsos devido a artefatos é existente. Entretanto, vários algoritmos desenvolvidos usando filtragem inversa autoregressiva ou técnicas equivalentes, combinados com subseqüentes análises de reconhecimento de padrões tem sido implementados com algum sucesso [59]. Além disso, vários métodos de detecção de complexo ponta - onda e de análise de transientes tipo Sharp [41] tem provado o valor da detecção dos eventos epileptiformes em longas gravações de EEG. Entretanto, esses métodos não tem ainda alcançado o estágio de forma a poderem ser aplicados em rotinas clínicas. A principal razão disso deve ser que a validação dos

estudos usados na fase de pesquisa negligenciaram o aparecimento extremamente comum de artefatos em longas gravações.

6.4 - Tendências Contemporâneas da Análise Computadorizada do EEG

Quatro aspectos devem ser considerados como as principais tendências desse tipo de análise:

- 1)O desenvolvimento de bancos de dados e de dados normativos;
- 2)A aplicação de técnicas desenvolvidas na área de inteligência artificial, isto é, de sistemas "expert";
- 3)A implementação de métodos de segmentação de análise os quais levam em conta a característica de não estacionaridade do sinal EEG;
- 4)O desenvolvimento de técnicas para a representação topográfica dos parâmetros do EEG (brain mapping) e de modelos baseados na teoria de condutores de volume direcionada para a resolução do problema inverso da eletroencefalografia.

Os últimos dois aspectos foram discutidos em algumas partes desse capítulo. Aqui iremos considerar somente os dois primeiros. O desenvolvimento de bancos de dados é sem dúvida necessário, uma vez que dados quantitativos do EEG possam ser determinados com referidas anormalidades. Com essa idéia em vista, uma estratégia básica tem sido desenvolver equações de regressão de idade para inúmeras variáveis extraídas de sinais EEG de uma população saudável [53]. Esses autores tem desenvolvido métodos compreensivos para avaliar estatisticamente se um conjunto de parâmetros caracterizando uma época de EEG de um dado paciente difere dos valores normais de regressão de idade esperados. Essa metodologia é chamada, em geral, de neurométrica. Essa aproximação tem sido aplicada com sucesso para diferentes grupos de pacientes sofrendo de distúrbios cognitivos e desórdenes neurológicas e psiquiátricas. Em experiências dos autores citados

acima e outros [55], equações de regressão de idade são preferíveis para aplicações clínicas da análise computadorizada.

Um aspecto valioso da aproximação neurométrica é que ele estimula a comunicação entre diferentes laboratórios engajados na aplicação da análise computadorizada em neurologia e/ou psiquiatria. Nesse sentido, dados normativos coletados em um certo laboratório podem também serem usados por outros, providenciando que aquisição de dados compatíveis e técnicas de análise sejam empregadas.

A segunda geral tendência contemporânea mencionada acima é a aplicação em eletroencefalografia de técnicas desenvolvidas na área de inteligência artificial. Essas técnicas podem ser encontradas pelo nome de "experts systems". Em essência, nesses sistemas um conjunto de regras (base de conhecimento) é aplicado na análise dos dados de entrada (base de dados). Esses sistemas podem representar as regras que os eletroencefalografistas usam para avaliar a importância relativa de diferentes parâmetros do EEG com o intuito de serem implementadas em um computador digital [29].

Como exemplo ilustrativo, podemos encontrar o caso onde há o interesse de determinar se a lentificação do EEG é difusamente encontrada sobre o escalpo, ou é preferencialmente focal. Pode-se proceder assim: um número de derivações é gravado e submetido à forma de análise de segmentação; espectros de potência são computados para caracterizar os diferentes segmentos obtidos usando o algoritmo conveniente; Do espectro de potência um número de parâmetros são extraídos, como a potência em bandas de baixa frequência; Esses dados são analisados por um conjunto de regras por meio das quais os dados são excluídos de possíveis artefatos; Se os artefatos puderem ser rejeitados, os valores de potência encontrados são comparados com dados normativos baseados em equações de regressão de idade. Se os valores medidos excedem um certo limiar a aplicação da regra leva a conclusão de que o

achatamento em uma certa derivação está presente. Se esse é o caso, a próxima regra irá examinar se a lentificação está presente somente naquela derivação ou está também presente na derivação simétrica ou em todas as derivações. Dependendo do resultado de cada comparação, diferentes conclusões podem ser traçadas: de que a lentificação é "focal unilateral posterior", "central bilateral posterior", "difusa", etc... Os sistemas "experts" tem a vantagem de que as regras e conclusões são codificadas em uma linguagem comum para que mudanças em informações entre diferentes usuários possam ser facilmente realizáveis. Esse tipo de técnica está sendo implementado usando microprocessadores na determinação de diferentes tipos de EEG. [60] O uso de aproximação por inteligência artificial no desenvolvimento de métodos de análise computadorizada de EEG está conduzindo ao desenvolvimento de sistemas "amigáveis" (user-friendly), que são de valiosa importância aos laboratórios de eletroencefalografia clínica.

Capítulo 7

O Equipamento

7.1 - Diagrama de Blocos do Equipamento

O modelo básico para a implementação de um sistema de Mapeamento Cerebral está modularmente representado na fig.24. Contém ele alguns dos requisitos que experimentalmente traduziram excelentes resultados em relação ao eletrencefalógrafo normal e que deram origem comercialmente ao Sistema NeuroMap BR 9020 de fabricação nacional.

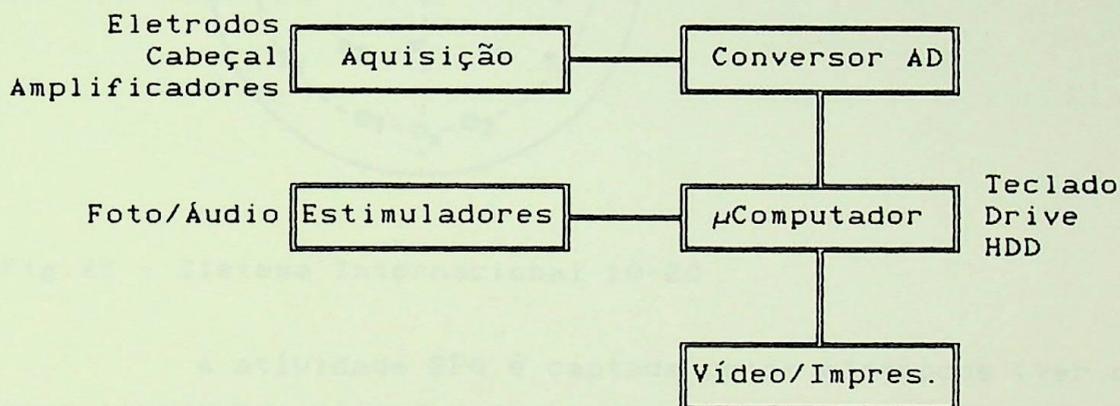


Fig.24 - Diagrama de Blocos do Sistema

Os 5 blocos do diagrama podem ser assim resumidos:

7.1.1 - Sistema analógico de aquisição de dados

Compreende o circuito eletrônico de amplificação, proteção e tratamento analógico do sinal EEG. Contém ainda os eletrodos e seu cabeçal de fixação.

7.1.1.1 - Eletrodos/Cabeçal

A disposição dos eletrodos no escalpo é mundialmente aceita nos exames de eletrencefalografia como sendo a do Sistema Internacional 10-20, onde há a variação de 10% e 20% da distância de uma linha imaginária que corta a superfície craniana, como na fig.25:

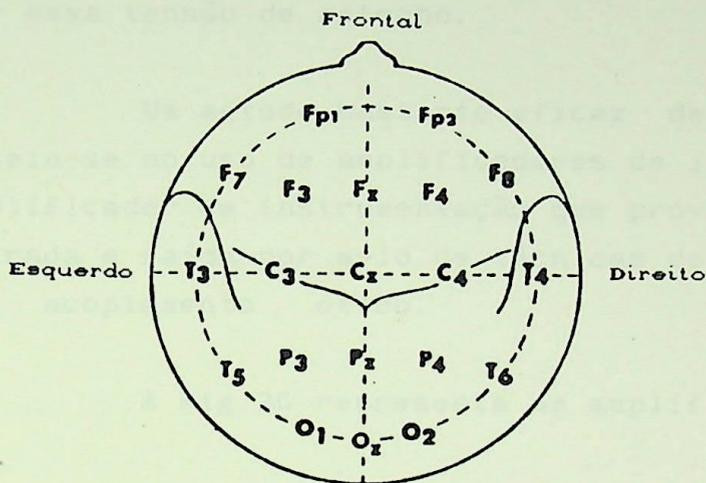


Fig.25 - Sistema Internacional 10-20

A atividade EEG é captada pelos eletrodos (Ver capítulo 2) e levada por meio de cabos especiais até um cabeçal contendo bornes com a mesma disposição do sistema 10 - 20. Há toda uma técnica envolvendo a correta colocação desses eletrodos no couro cabeludo praticada pelos eletrencefalografistas.

7.1.1.2 - Circuito de proteção

Desde que o paciente esteja em contato com o circuito eletrônico e que as tensões existentes no sistema podem atingir em alguns pontos valores típicos de 500 V (Na fonte chaveada do computador ou fotoestimulador) e até de milhares de Volts (No vídeo), torna-se fundamental a utilização de dispositivos de proteção.

Alguns problemas, mesmo que tenham pouca possibilidade de ocorrer, devem ser levados em conta. Seja, por exemplo, a seguinte situação: A fonte chaveada que deveria suprir 5 V dc para a "main board" do computador, por um motivo qualquer (sobreaquecimento, transformador, etc...) passe a alimentá-la abruptamente com a tensão da rede. Por meio da placa conversora há a remota, mas danosa probabilidade do paciente ser vitimado por essa tensão de retorno.

Um método bastante eficaz de executar essa proteção baseia-se no uso de amplificadores de isolação. Trata-se de um amplificador de instrumentação que provê isolação galvânica entre entrada e saída por meio de técnicas de transformadores magnético ou acoplamento ótico.

A Fig.26 representa um amplificador de isolação.

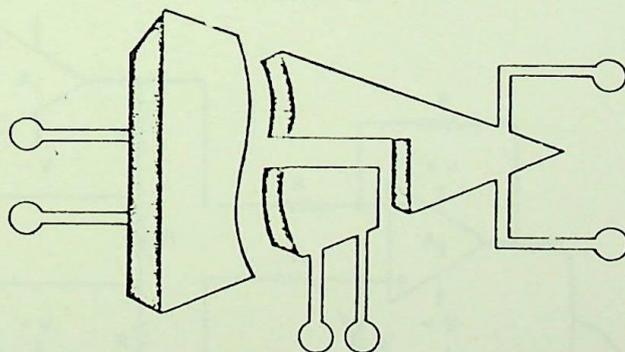


Fig.26 - Amplificador de isolação

Algumas características desses amplificadores são:

- Alta isolação CMV (Common Mode Voltage)
- Eliminação do "loop" de terra
- Proteção contra faltas
- Alta rejeição a ruídos
- Alta linearidade

7.1.1.3 - Amplificação do sinal

O amplificador de instrumentação é um dos mais precisos, versáteis e utilizados hoje em dia. Ele é composto de tres amplificadores operacionais e sete resistores assim como mostrados na fig.27.

O amplificador operacional A_3 e seus 3 resistores iguais (R) juntamente com R' , formam o amplificador diferencial de ganho unitário. Resistores R devem estar casados e R' deve ser variável para balancear a saída em CMV ($E_1=E_2 \Rightarrow V_o=0$). O resistor αR é usado para setar o ganho

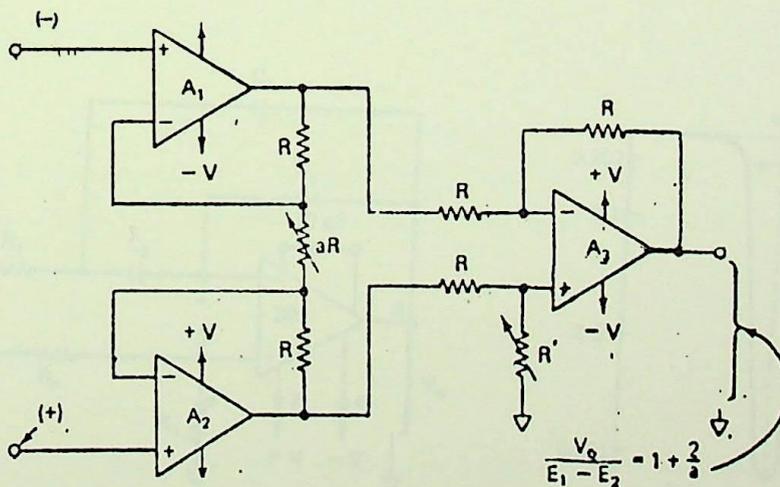


Fig.27 - Amplificador de Instrumentação

E_1 é aplicado na entrada positiva (Os sinais captados no escalpo: $Fp_1, Fp_2, Fp_3 \dots$) e E_2 é aplicado na entrada negativa (Os sinais da referência biauricular). V_o é proporcional à diferença entre as entradas $E_1 - E_2$. As características dos amplificadores de instrumentação são:

- O ganho de voltagem da entrada diferencial para uma saída simples é setado em apenas um resistor.
- A resistência das entradas positiva e negativa é muito alta e não muda com o ganho variável.
- V_o não depende da voltagem comum para ambos (CMV), mas de sua diferença.

Devido ao ganho necessário ser elevado (20000), torna-se sumamente recomendável dividir o estágio de amplificação em um outro bloco não inversor, ligado em cascata. Vale ressaltar que o estágio diferencial pode ser conseguido por meio de chips dedicados (e não por meio de amplificadores operacionais comuns) fabricados pela Analog Devices, Harris, etc..., não tão comuns em nosso mercado.

7.1.1.4 - Filtros

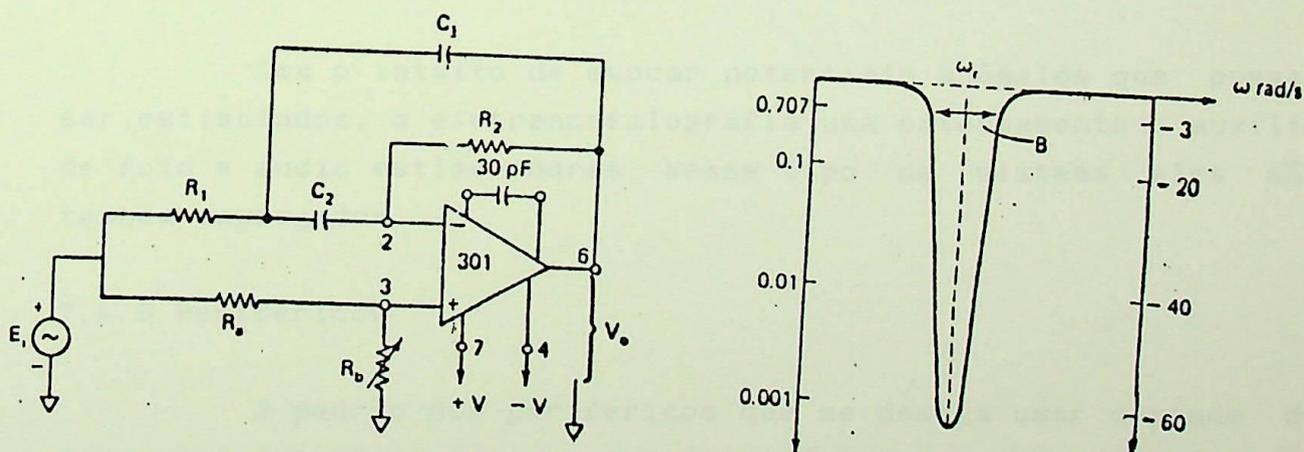


Fig.28 - Filtro Notch

O circuito da fig.28 é um filtro Notch ou filtro eliminador de banda. Sua curva de resposta em frequência é também mostrada. Frequências indesejáveis são atenuadas na faixa B.

Toda a filtragem feita analogicamente pode também ser feita digitalmente. Há uma gama de filtros digitais (FIR, IIR, etc...) que tendem a diminuir consideravelmente o hardware das placas de aquisição.

7.1.2 Conversor Analógico/Digital

Foi usada a placa conversora CAD 10/26.

7.1.3 Microcomputador

A restrição feita quanto ao tipo de microcomputador relaciona-se com velocidade de processamento onde o uso de coprocessador aritmético torna-se recomendável (Principalmente devido aos cálculos computacionais da FFT-Fast Fourier Transform). Os PCs 286 e 386 foram utilizados.

7.1.4 Estimuladores

Com o intuito de evocar potenciais anômalos que possam ser estimulados, a eletrencefalografia usa extensamente o auxílio de foto e áudio estimuladores. Nesse tipo de sistema eles são também empregados.

7.1.5 Periféricos

O padrão dos periféricos que se deseja usar depende do tipo de interface com o usuário desejada. Normalmente os periféricos comuns como vídeo VGA, 80 Mb Hard Disk, color printer e Floppy Disk são suficientes.

7.2 - Programa

O programa do sistema de EEG Digital e Mapeamento Cerebral, possibilita um amplo estudo da atividade EEG. Os seus recursos foram desenvolvidos tendo em vista a sua utilização por pessoas não experientes em informática. A operação de todo o programa é orientada por menus de barras contendo assim a facilidade desejada. O programa é composto basicamente das telas de gerenciamento mostradas na fig.29 e fig.30:

A seguir, todas as opções das telas de gerenciamento serão sucintamente abordadas.

7.2.1 - EEG Digital e Mapeamento

Opção que carrega o programa de EEG Digital e Mapeamento para a memória do computador.

7.2.2 - Laudos

Opção que Permite a emissão do laudo final baseado em uma série de perguntas onde o usuário seleciona uma das respostas por meio de seu respectivo número. A gravação é automática.

7.2.3 - Capa

Programa que gera uma capa de exame personalizada a ser impressa pelo cliente.

7.2.4 - Backup de Telas

Cópia dos resultados do exame para disquetes. Devido aos tamanhos das telas gráficas há a necessidade de usar técnicas de compressão de dados.

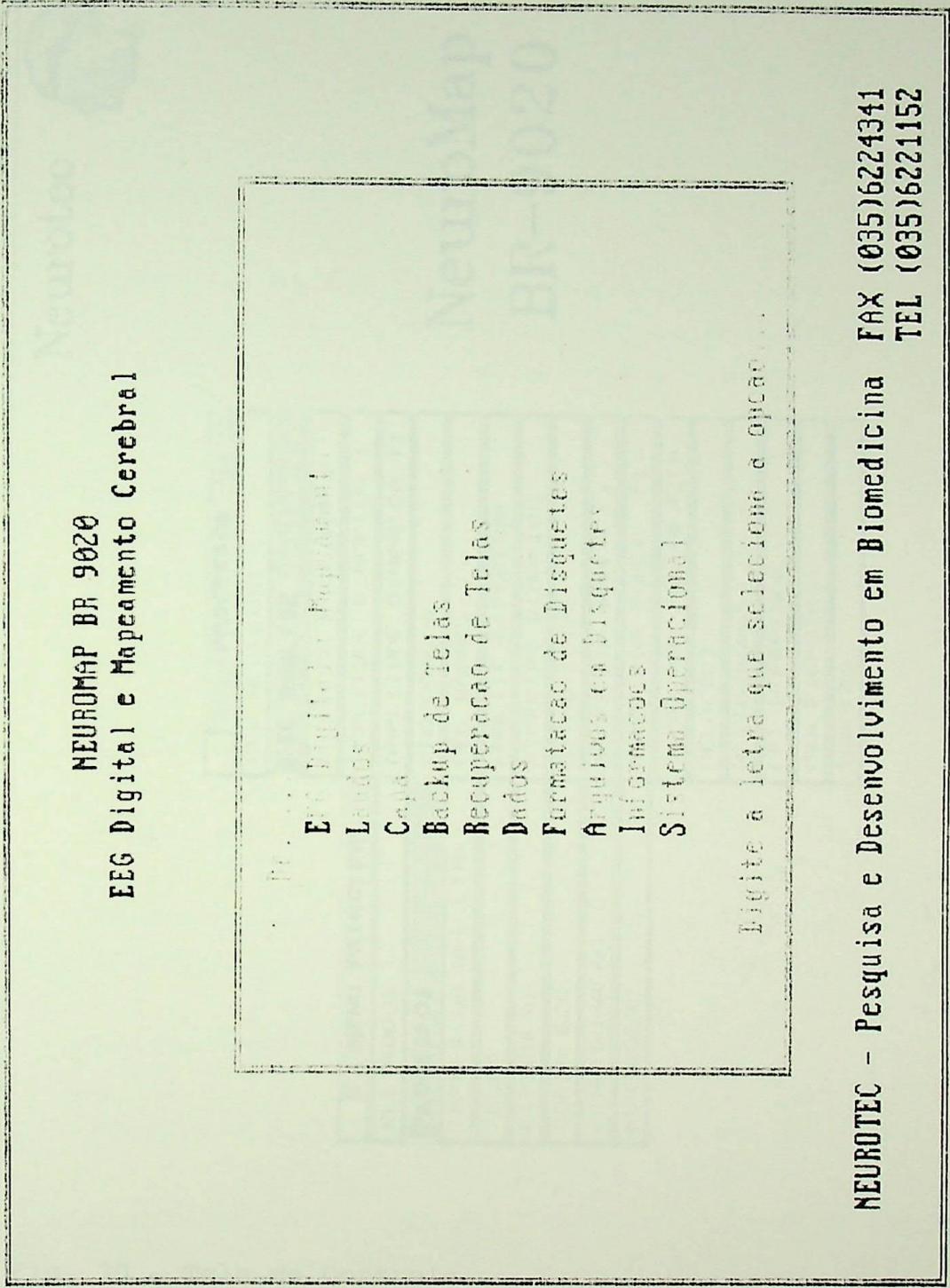


Fig. 29 - Tela de Controle

Neurotec



NeuroMap BR-9020

<input type="checkbox"/>	PROCESSOS
<input type="checkbox"/>	FEEDBACK
<input type="checkbox"/>	EEG ANALISE
<input type="checkbox"/>	DIRECIONAMENTO MONITORAGEM
<input type="checkbox"/>	AMPLITUDE DINAMICA I
<input type="checkbox"/>	AMPLITUDE DINAMICA II
<input type="checkbox"/>	PROPAGACAO
<input type="checkbox"/>	EEG BARRAS
<input type="checkbox"/>	ANALISE ESPECTRAL
<input type="checkbox"/>	ESPECTRO DINAMICO
<input type="checkbox"/>	BITO TOTAL
<input type="checkbox"/>	MAPAS POR BANDELA I
<input type="checkbox"/>	MAPAS POR BANDELA II
<input type="checkbox"/>	MAPAS POR FREQUENCIA
<input type="checkbox"/>	RELACOES
<input type="checkbox"/>	HISTOGRAMAS
<input type="checkbox"/>	FFT DIFFEREN
<input type="checkbox"/>	ISH EFFECTOS
<input type="checkbox"/>	TABELAS
<input type="checkbox"/>	MENU PRINCIPAL
<input type="checkbox"/>	FILE TRUROS
<input type="checkbox"/>	PROCESSOS
<input type="checkbox"/>	TRANSFERIR DE LINE
<input type="checkbox"/>	TELFAS
<input type="checkbox"/>	ESPIGURAS
<input type="checkbox"/>	COPIN EEG
<input type="checkbox"/>	CONFERENCIAR
<input type="checkbox"/>	CONTABENS

Fig. 30 - Tela de Controle

7.2.5 - Recuperação de Telas

Cópia dos resultados do disquete para o disco rígido.

7.2.6 - Dados

Banco de Dados do paciente que permite informatizar as atividades do consultório. Contém:

- Arquivo de registros de uma forma rápida
- Pesquisa de registros por Código ou Sobrenome
- Listagem de registros na tela ou impressora
- Etc...

7.2.7 - Formatação de Disquetes

Instrução <Format> a partir de um "Batch File".

7.2.8 - Arquivos em Disquetes

Instrução <Dir> a partir de um "Batch File".

7.2.9 - Informações

Permite o acesso a todo o manual do usuário pelo próprio computador.

7.2.10 - Sistema Operacional

Permite o acesso ao sistema operacional de disco (DOS).

Quando na instalação do sistema para o cliente, os arquivos Config.sys e Autoexec.bat do Disco Rígido são configurados no sentido de, na ligação do micro, habilitar a primeira tela de gerenciamento do programa de mapeamento.

7.2.11 - Eletrodos

Detecção automática do estado do contato entre eletrodos e cabeça. Fig 31.

7.2.12 - Processos

Habilita a última tela de gerenciamento do programa.

7.2.13 - Impressão OFF Line

Impressão sequencial de todas as telas de análise do exame. Devido ao fato das telas coloridas dependerem uma certa quantia de tempo quando em sua impressão, há a necessidade de que todas as telas possam ser encadeadas e que não necessitem da presença do operador.

7.2.14 - Telas

Permite a visualização de todas as telas a serem impressas ou guardadas em disquetes.

7.2.15 - Espículas

Permite a detecção automática de espículas (Ondas de alta amplitude). Fig 32.

7.2.16 - Cópia EEG

Opção que permite a gravação definitiva do sinal EEG em disquete para correlação eletroclínica evolutiva.

7.2.17 - Configuração

Permite a configuração de todos os parâmetros do equipamento como tipo de impressora, Vídeo, Disco Rígido, etc...

Nome: EDUO

Case:

Data: XX/XX/XX

Fp1 F7
 F2 F3 F4 F8
 T3 T5 T6
 C3 C4
 P2 P3 P4
 O2

Neurotec Neurosoft 101 0020

Teste de Eletrodos

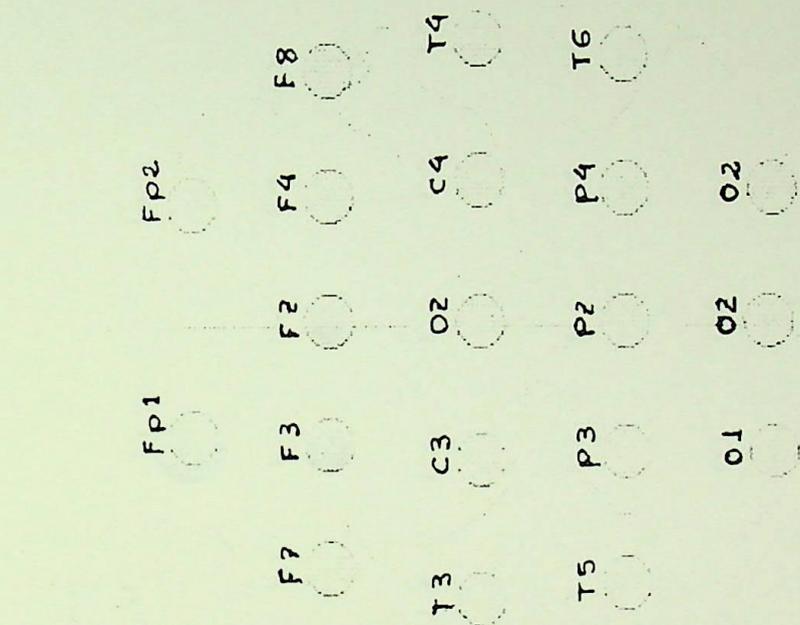


Fig. 31 - Teste de Eletrodos

Nome: MDD

Idade:

Data: XX/XX/XX

FPI 174
 F7 F8 F2 F4 F8
 T3 F3 C2 C4 F4
 T5 F3 F2 F4 F8
 01 02 02

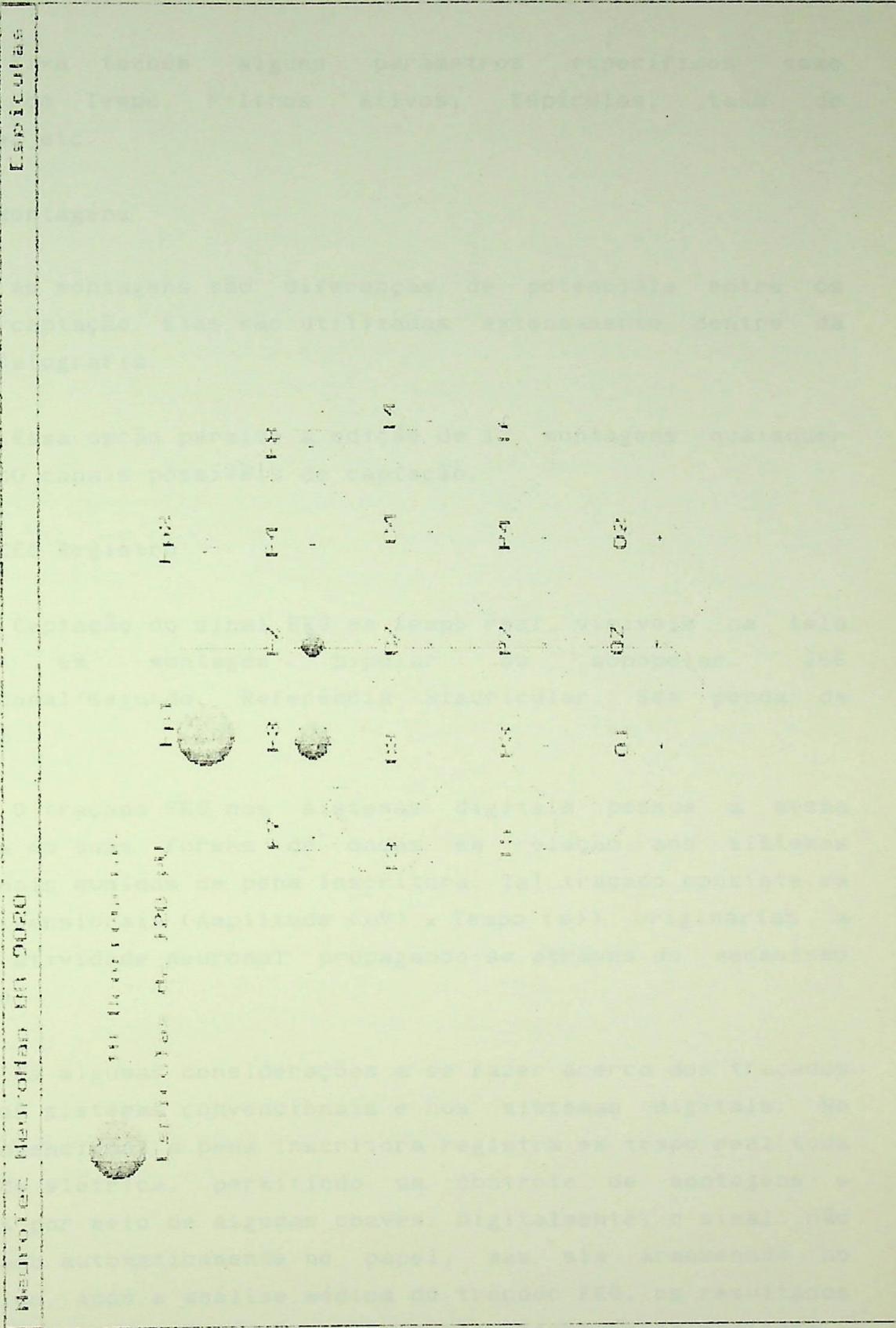


Fig. 32 - Detecção de Espículas

Fixa também alguns parâmetros específicos como Constante de Tempo, Filtros Ativos, Espículas, taxa de amostragem, etc...

7.2.18 - Montagens

As montagens são diferenças de potenciais entre os canais de captação. Elas são utilizadas extensamente dentro da eletrencefalografia.

Essa opção permite a edição de 12 montagens quaisquer entre os 20 canais possíveis de captação.

7.2.19 - EEG Registro

Captação do sinal EEG em tempo real, visíveis na tela do vídeo em montagem bipolar ou monopolar. 256 amostras/canal/segundo. Referência Biauricular. Sem perda de informação.

O traçado EEG nos sistemas digitais possui a mesma morfologia em suas formas de ondas em relação aos sistemas convencionais munidos de pena inscritora. Tal traçado consiste em ondas bidimensionais (Amplitude (μV) \times Tempo (s)) originárias a partir da atividade neuronal propagando-se através do mecanismo de sináapse.

Há algumas considerações a se fazer acerca dos traçados obtidos nos sistemas convencionais e nos sistemas digitais. No método convencional a pena inscritora registra em tempo real toda a atividade elétrica, permitindo um controle de montagens e amplitudes por meio de algumas chaves. Digitalmente, o sinal não é registrado automaticamente no papel, mas sim armazenado no disco rígido. Após a análise médica do traçado EEG, os resultados mais significativos são então impressos e entregues ao paciente.

7.2.20 - EEG Análise

Traçado EEG com controle de amplitude, cores, montagens, etc...

Estando o sinal gravado, pode ser feito sobre ele toda aquela manipulação que no EEG convencional é feita em tempo real e portanto submetida as limitações do operador. Pode ser feito um amplo controle de amplitudes e montagens e o registro definitivo em papel terá a sua seleção prévia na tela. Fig 33.

Todas as futuras análises e parâmetros estão baseadas na escolha de um determinado período do traçado (época) de 2 ou 4 segundos. Há que se ter bom senso e conhecimentos de EEG para efetuar corretamente a escolha destes períodos do traçado.

7.2.21 - Diagrama Posicional

Diagrama posicional do sinal EEG em relação aos seus pontos de captação.

Individualização de épocas para o controle visual de artefatos e nível de "off set".

O período escolhido poderá ser apresentado em sua disposição mais real, em referência comum. A partir dessa apresentação, (que é uma individualização do período) pode-se ter uma melhor noção da presença de ondas delta, da existência de offset no sinal, das linhas de potenciais, etc... A finalidade maior desse diagrama é auxiliar na correta escolha da época para posteriores análises. (Veja Fig.34).

7.2.22 - Potenciais no Tempo

Todo o Mapeamento é feito em função de ondas obtidas a partir de um referencial comum. As montagens bipolares tem por

características um referencial dinâmico e seria incorreto e sem sentido plotar mapas dos sinais apresentados por essas montagens. A partir dos pontos de captação realmente instalados no couro cabeludo (20 pontos), inúmeros outros pontos podem ser plotados através de um método de interpolação que leva em consideração a curvatura do escalpo, a constante do meio além de outros parâmetros correlatos (Constante K).

Exemplo:

Suponha que no gráfico abaixo os potenciais em C_4 , T_4 , P_4 e P_6 sejam respectivamente P_{C_4} , P_{T_4} , P_{P_4} e P_{P_6} . Suponha que esses quatro pontos sejam, dentre os 20, os mais próximos do ponto "x". Suas distâncias são respectivamente de d_{C_4} , d_{T_4} , d_{P_4} e d_{P_6} . O potencial no ponto "x" será então dado por:

$$P_x = k \left(\frac{P_{C_4}}{d_{C_4}^2} + \frac{P_{T_4}}{d_{T_4}^2} + \frac{P_{P_4}}{d_{P_4}^2} + \frac{P_{P_6}}{d_{P_6}^2} \right)$$

Onde K e uma contante definida por vários parâmetros.

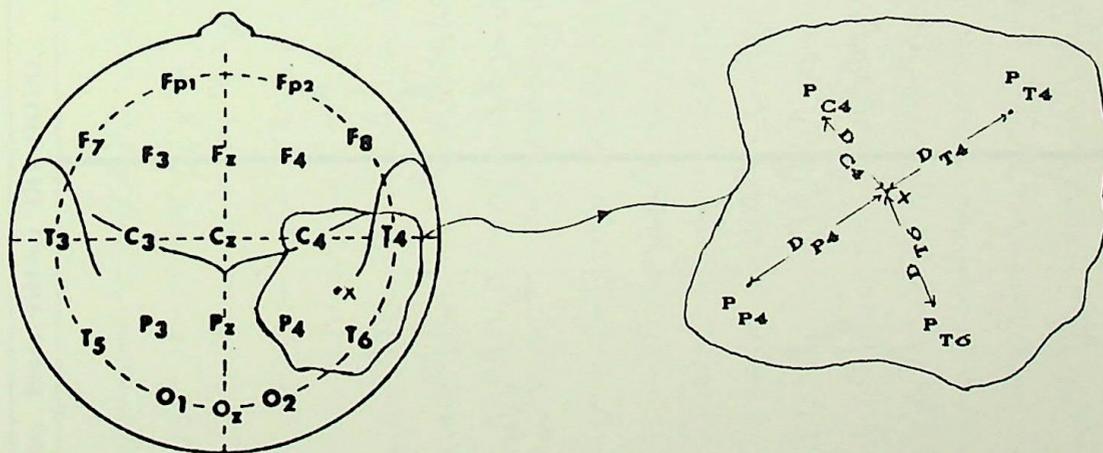


Fig.35 - Método de interpolação quadrática

Nome: DDUD

FP1 FP2
 F7 F8 FZ F4 F6
 T3 C3 C2 C4 T4
 T5 P2 P2 P4 P6
 O1 O2 O2

Data: XX/XX/XX

Idade:

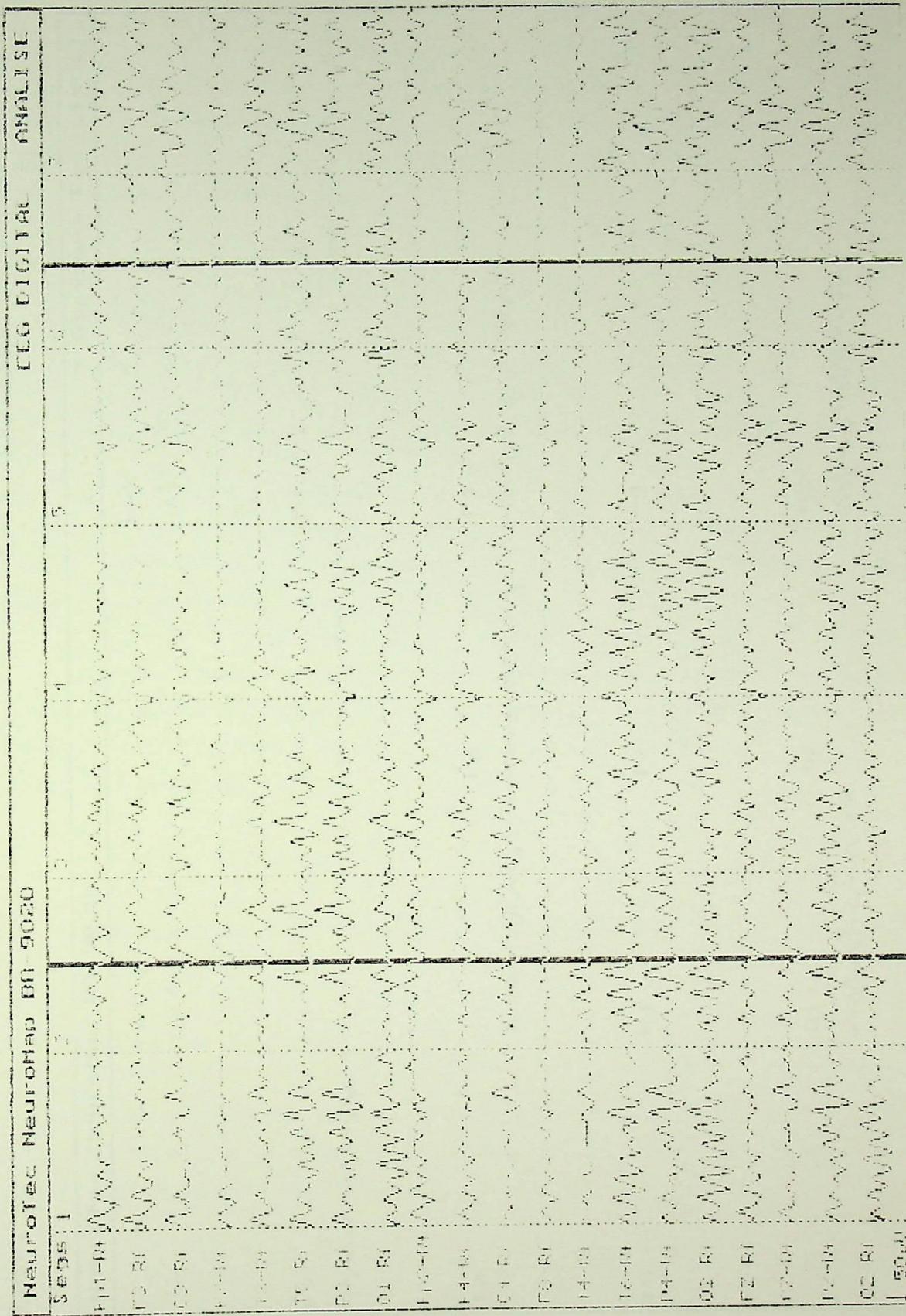


Fig. 33 - EEG Análise

17.03.02
 17.03.04
 17.03.04
 17.03.04
 17.03.04
 17.03.04

Nome: DDD

Data: XX/XX/XX

Fase:

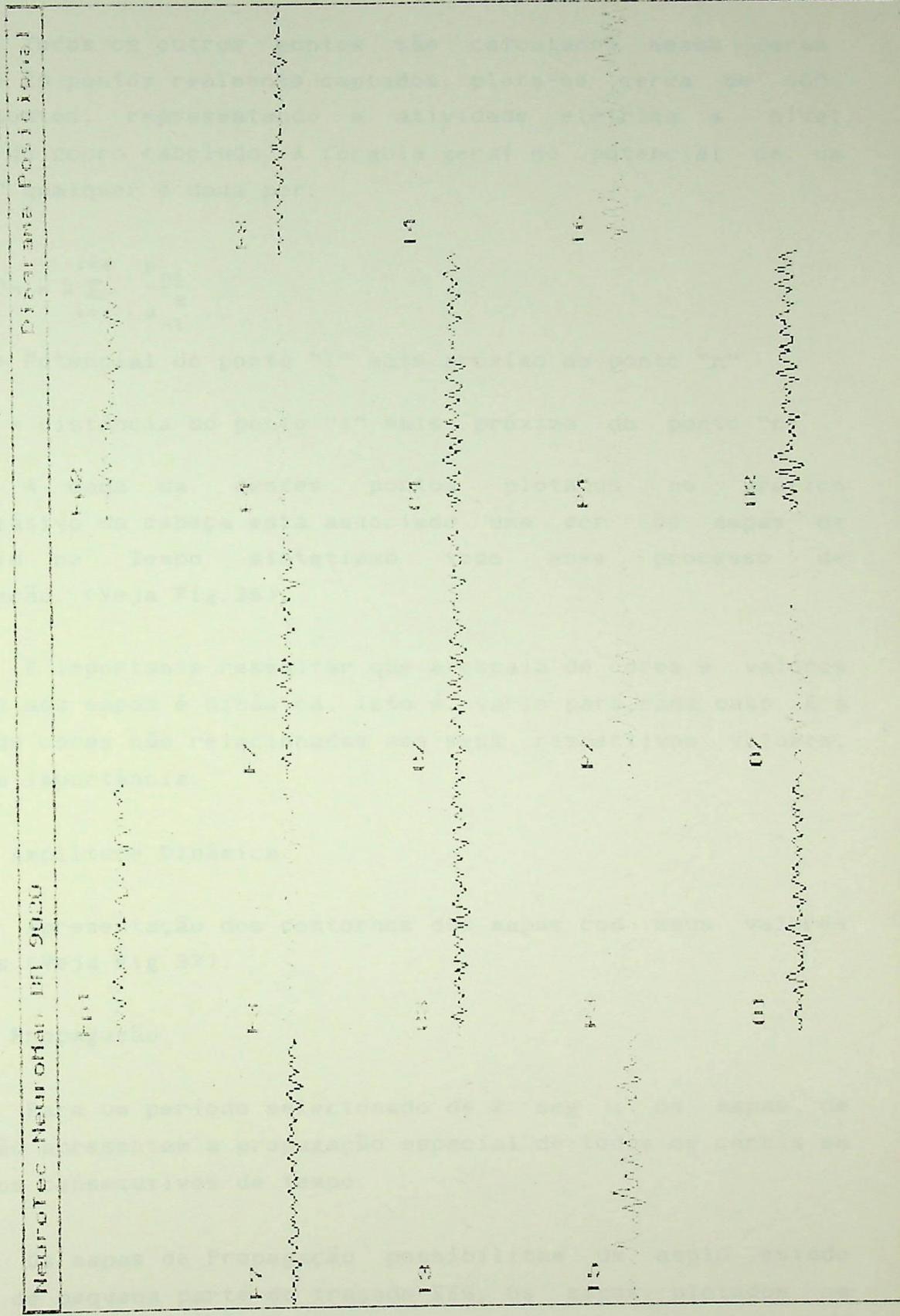


Fig. 34 - Diagrama Posicional

Todos os outros pontos são calculados dessa forma. Assim, de 20 pontos realmente captados, plota-se cerca de 4000 outros pontos, representando a atividade elétrica a nível cortical do couro cabeludo. A fórmula geral do potencial de um ponto "n" qualquer é dada por:

$$P_n = k \sum_{i=1}^{i=4} \frac{P_{ni}}{d_{ni}^2}$$

P_{ni} = Potencial do ponto "i" mais próximo do ponto "n"

d_{ni} = distância do ponto "i" mais próximo do ponto "n"

A cada um desses pontos plotados no gráfico representativo da cabeça está associado uma cor. Os mapas de Potenciais no Tempo sintetizam todo esse processo de interpolação. (Veja Fig.36).

É importante ressaltar que a escala de cores e valores associada aos mapas é dinâmica, isto é, varia para cada caso. E a análise de cores não relacionadas aos seus respectivos valores, tem pouca importância.

7.2.23 - Amplitude Dinâmica

Apresentação dos contornos dos mapas com seus valores numéricos. (Veja Fig.37).

7.2.24 - Propagação

Para um período selecionado de 2 seg , os mapas de Propagação apresentam a propagação espacial de todos os canais em intervalos consecutivos de tempo.

Os mapas de Propagação possibilitam um amplo estudo espacial de pequena parte do traçado EEG. Os mapas plotados na tela informam a existência de dipolos, o sentido de propagação

F7 F3 FZ F4 F6
T3 C3 CZ C4 T4
T5 P3 PZ P4 T6
01 02 03

Phase: Data: XX/XX/XX

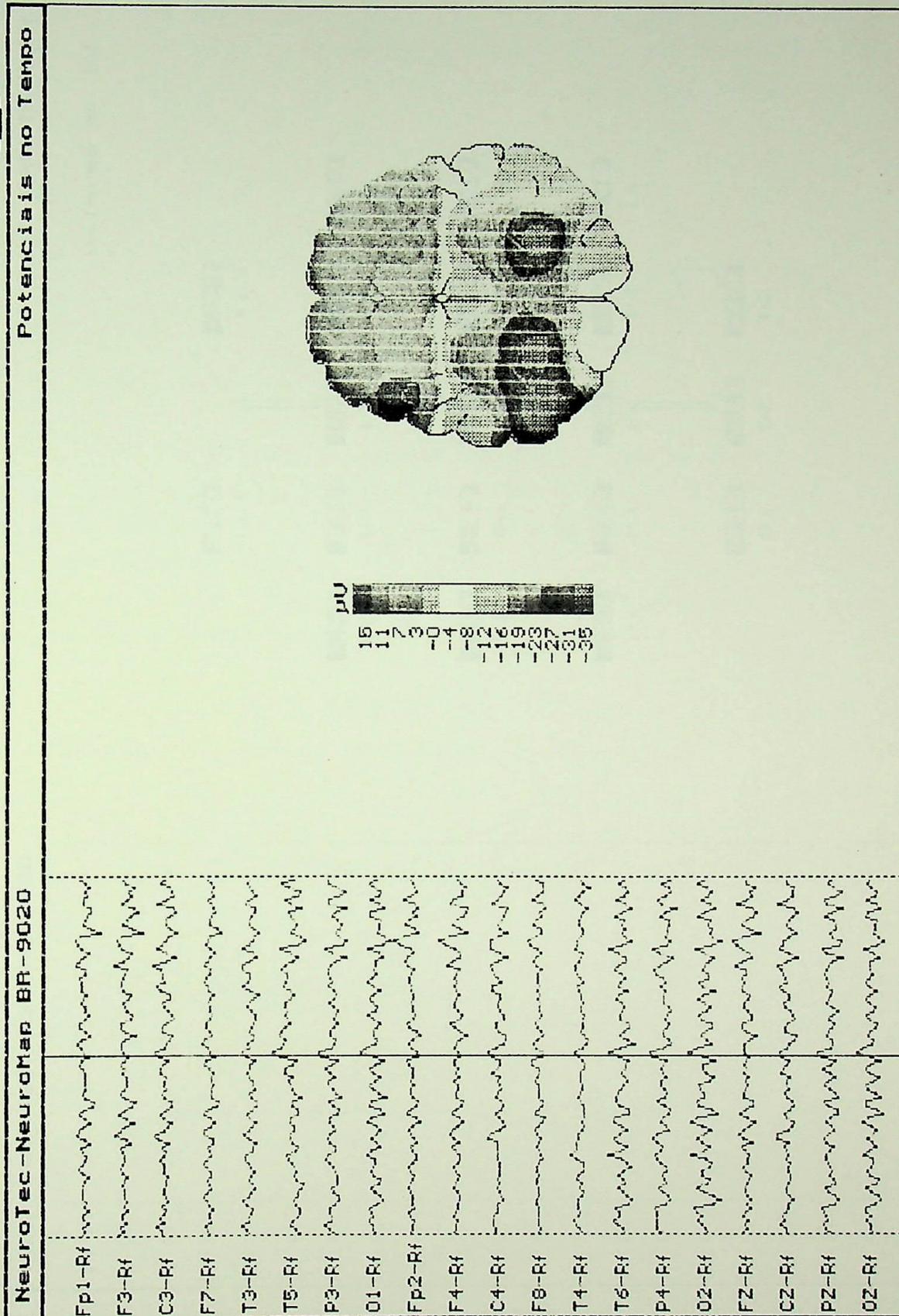


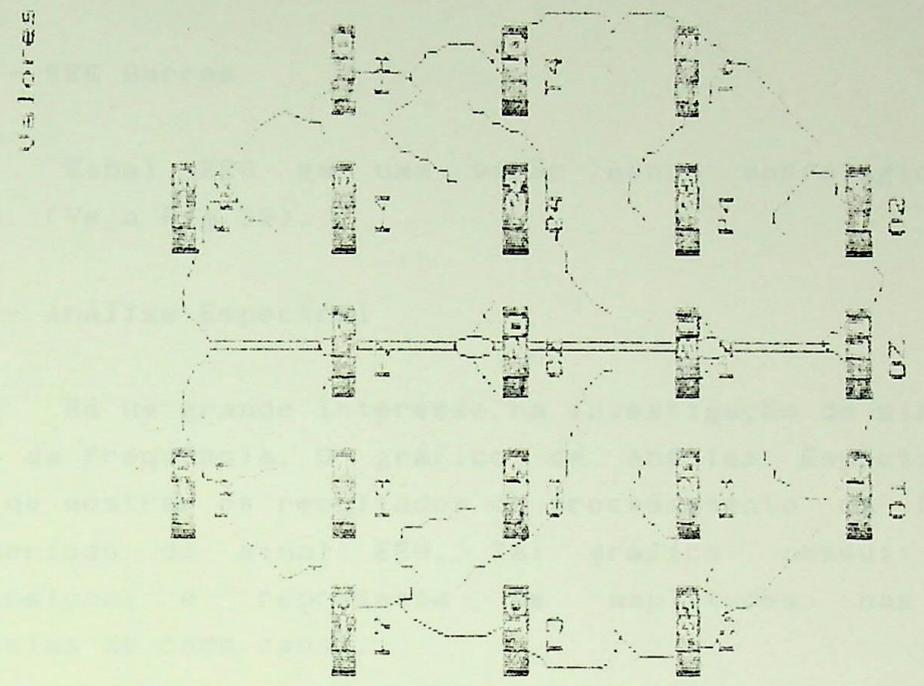
Fig. 36 - Potenciais no Tempo

17 13 14 15
16 17 18 19
20 21 22 23 24 25
26 27 28 29 30
31 32 33 34 35
36 37 38 39 40
41 42 43 44 45
46 47 48 49 50
51 52 53 54 55
56 57 58 59 60
61 62 63 64 65
66 67 68 69 70
71 72 73 74 75
76 77 78 79 80
81 82 83 84 85
86 87 88 89 90
91 92 93 94 95
96 97 98 99 100

Data: XX/XX/XX

Neurotec NeuroMap III 2020

Amplitude Dinâmica



Valores em µV

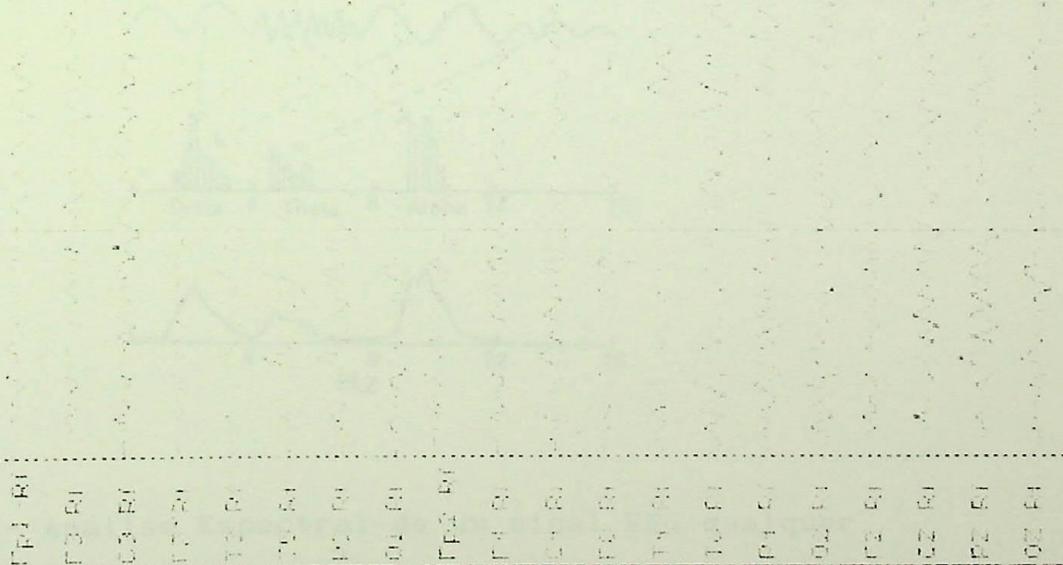


Fig. 37 - Amplitude Dinâmica

das ondas, a fase do sinal elétrico, a simetria entre os hemisférios, a regularidade do traçado, etc... Ondas específicas como "Sharp" ou complexos "Ponta-Onda" podem ser bem analisadas (Fig.38).

7.2.25 - EEG Barras

Sinal EEG em uma visão menos morfológica e mais gráfica. (Veja Fig.39).

7.2.26 - Análise Espectral

Há um grande interesse na investigação do sinal EEG no domínio da frequência. O gráfico de Análise Espectral tem a função de mostrar os resultados do processamento da FFT de um dado período do sinal EEG. Tal gráfico possui a forma tridimensional e representa as amplitudes nas diversas frequências de cada canal.

A Análise Espectral de um sinal EEG faz a sua decomposição frequencial como mostrado na fig.40

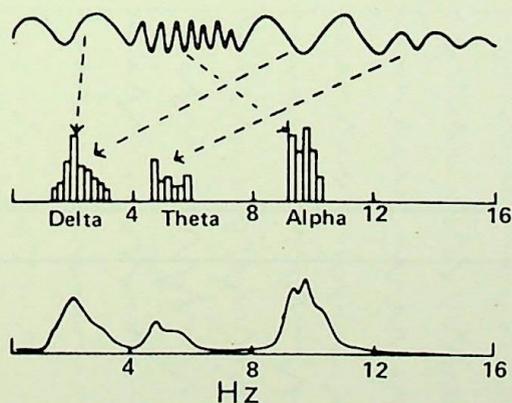


Fig.40 - Análise Espectral de um sinal EEG qualquer

A Fig.41 mostra uma análise espectral obtida pelo

Nome: DDDD

Fase:

Data: XX/XX/XX

F7 F3 FZ F4 F8
T3 C3 C2 C4 T4
T5 P3 P2 P4 T6
01 02 02

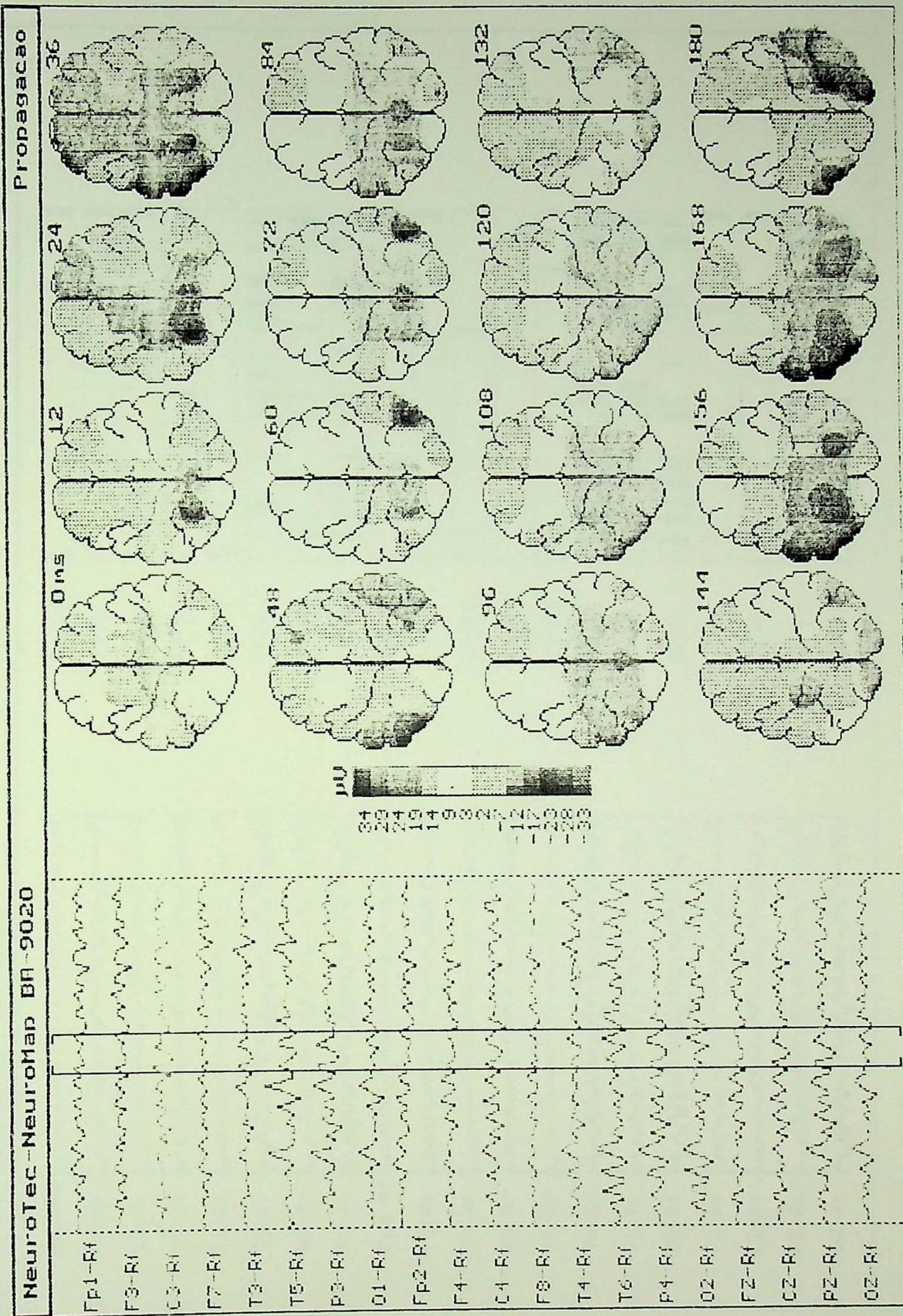


Fig. 38 - Propagação

Fase: Vigilia

Data: 10/08/92

F7 F3 F2 F4 F8
 T3 C3 C2 C4 T4
 T5 P3 P2 P4 T6
 01 02 02

NeuroTec-NeuroMap BR-9020

EEG Barras

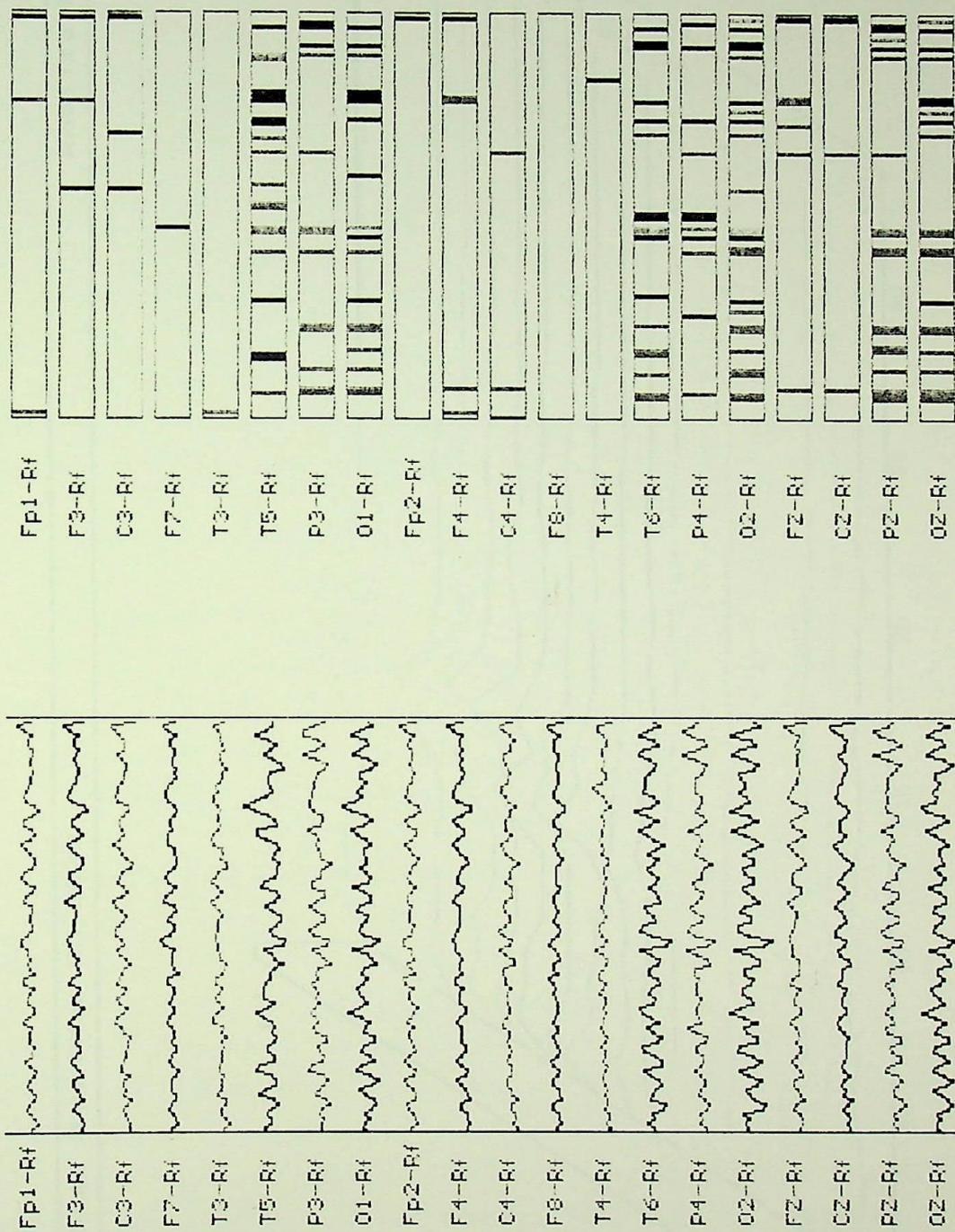


Fig. 39 - EEG Barras

Nome: M.A.F.T

Fase: Vigília

Data: 10/08/92

FP1 FP2
 F7 F3 FZ F4 F8
 T3 C3 C2 C4 T4
 T5 P3 P2 P4 T6
 01 02 03

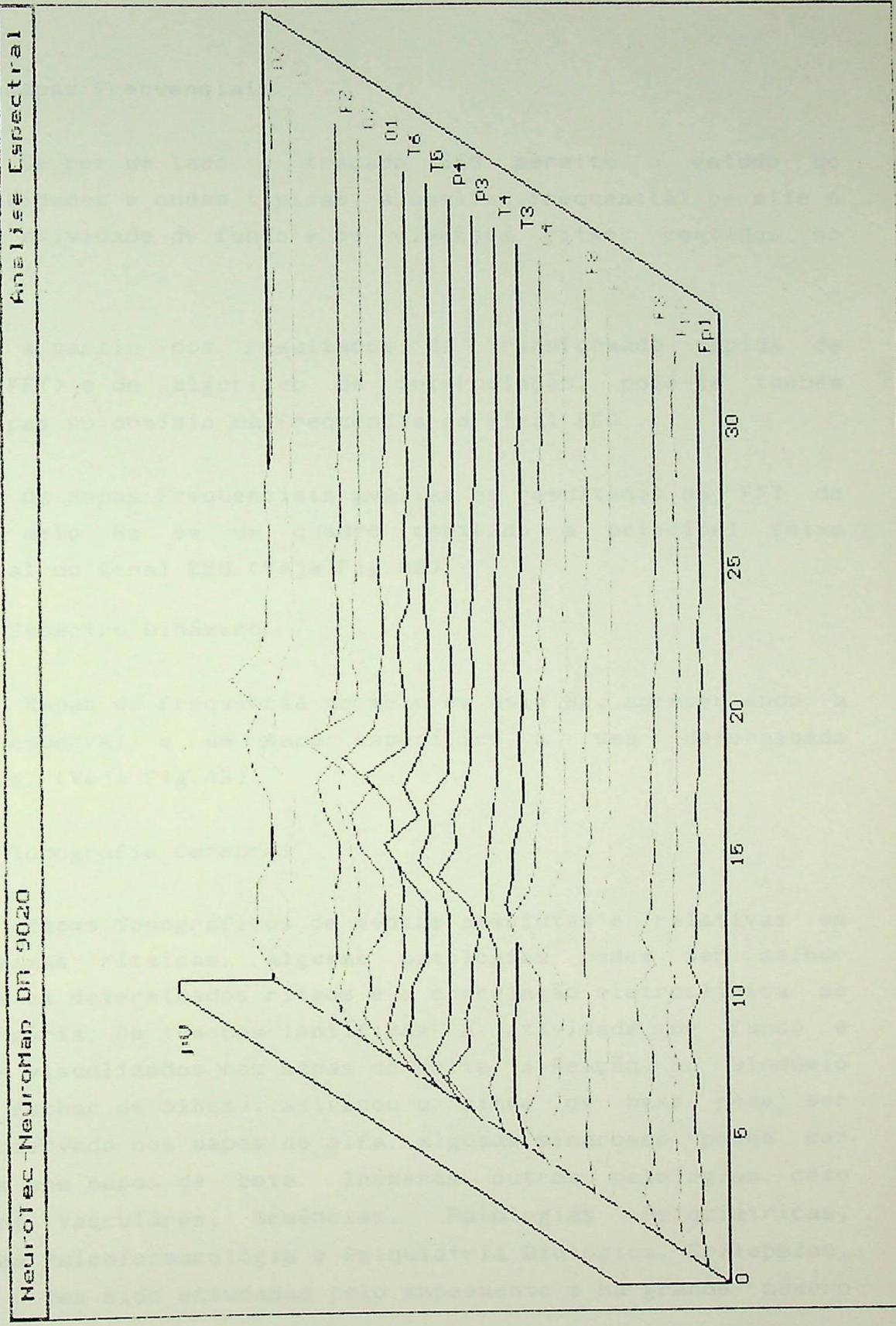


Fig. 41 - Análise Espectral

programa.

7.2.27 - Mapas Freqüenciais

Se por um lado o traçado EEG permite o estudo de descontinuidades e ondas típicas, a análise freqüencial permite o estudo da atividade de fundo e os diversos ritmos contidos no sinal EEG.

A partir dos resultados da transformada rápida de Fourier (FFT) e do algoritmo de interpolação, pode-se também plotar mapas no domínio da freqüência do sinal EEG .

Os Mapas Freqüenciais avaliam os resultados da FFT de meio em meio Hz em um quadro contendo a principal faixa freqüencial do sinal EEG (Veja Fig.42).

7.2.28 - Espectro Dinâmico

Mapas de freqüência de meio em meio Hz, apresentando a análise espectral e um mapa específico a uma determinada freqüência. (Veja Fig.43).

7.2.29 - Topografia Cerebral

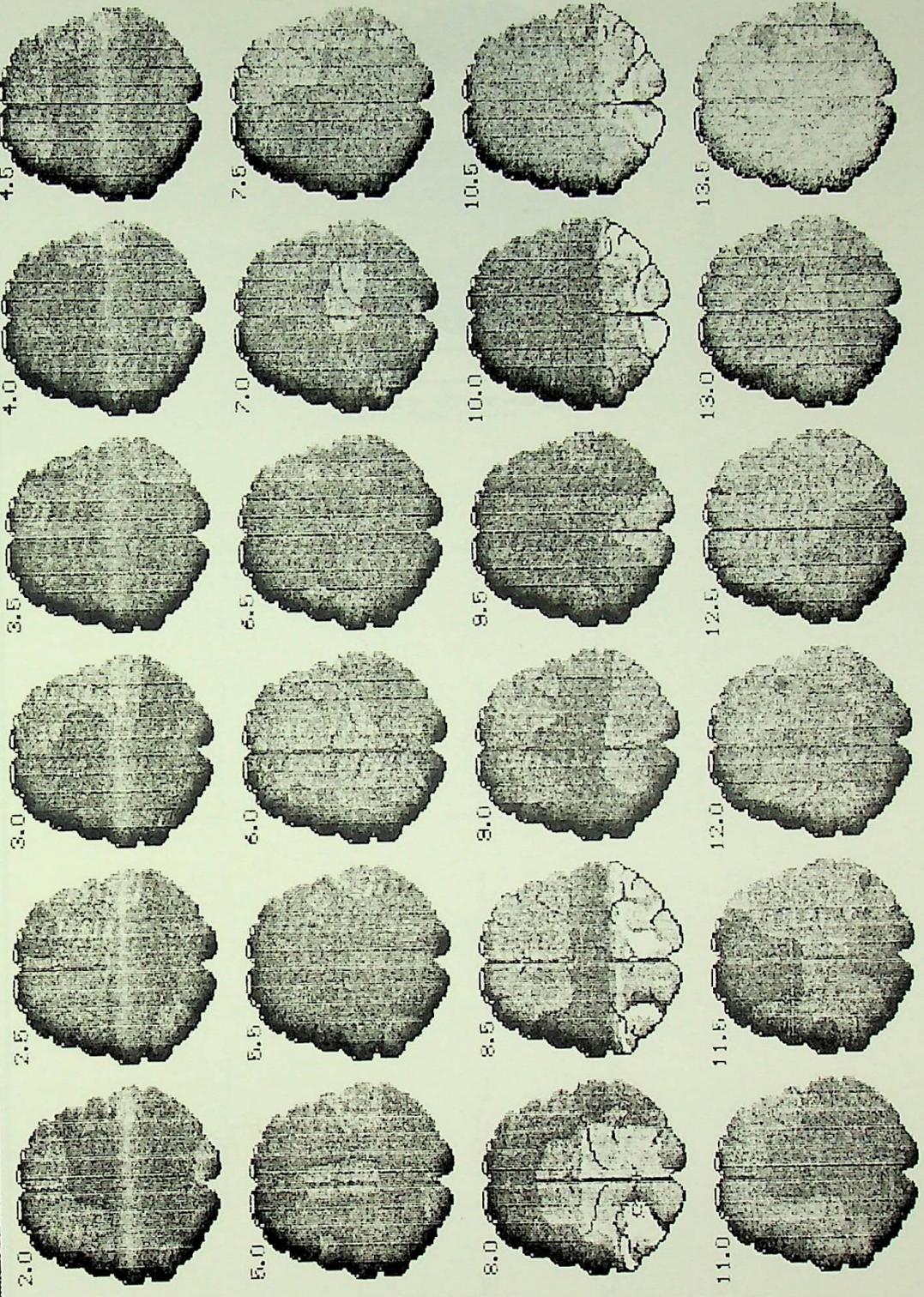
Mapas Topográficos de médias absolutas e relativas em várias faixas rítmicas. Algumas patologias podem ser melhor estudadas em determinados ritmos e a correlação eletroclínica se faz necessária. Os tumores lentificam a atividade de fundo e podem ser visualizados nos mapas de delta. A Reação ao Bloqueio (Abrir e fechar de olhos), ativando o ritmo de base pode ser melhor observada nos mapas de alfa. Algumas síndromes podem ser estudadas nos mapas de beta. Inúmeras outras patologias como Distúrbios Vasculares, Demências, Patologias Psiquiátricas, estudos em Psicofarmacologia e Psiquiatria Biológica, Epilepsias, etc... Tem sido estudadas pelo mapeamento e há grande número

T5 P3 P2
 F7 F3 FZ F4 F8
 T3 C3 C2 C4 T4
 T5 P3 P2 P4 T6
 01 02 02

Data: 10/08/92

Fase: Vigilia

NeuroTec-NeuroMap BN-9020 Topografia Espectral [2.0 a 13.5 Hz]



Períodos 2.0 Sel. 4

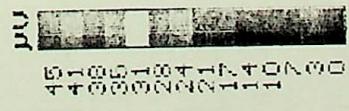


Fig. 42 - Mapas Frecuenciais

Fp1 Fp2
 F7 F3 Fz F4 F8
 T3 C3 Cz C4 T4
 T5 P3 Pz P4 T6
 01 02 03

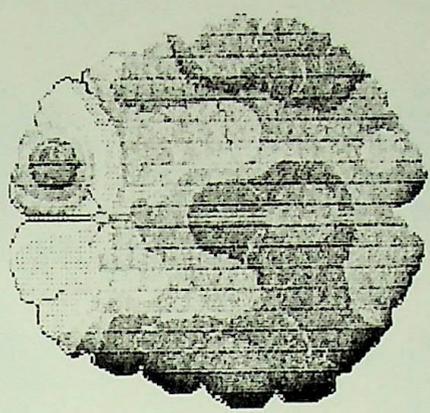
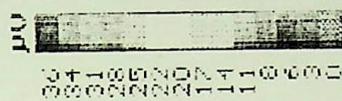
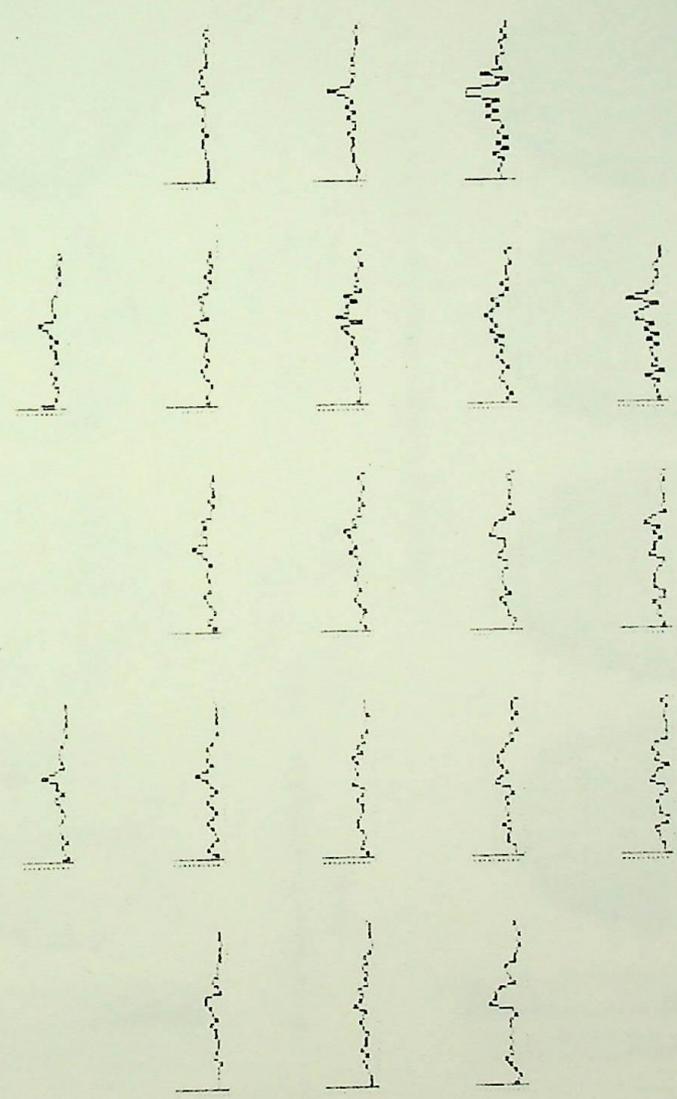
Nome: DDDD

Data: XX/XX/XX

Fase:

Espectro Dinamico

NeuroTec-NeuroMap DR-9020



Freq[Hz]: 0.50

Fig. 43 - Espectro Dinâmico

F7 F8 F2 F4 F8
T3 C3 C2 C4 T4
T5 P3 P2 P4 T6
01 02 02

Nome: DDDD

Data: XX/XX/XX

Fase:

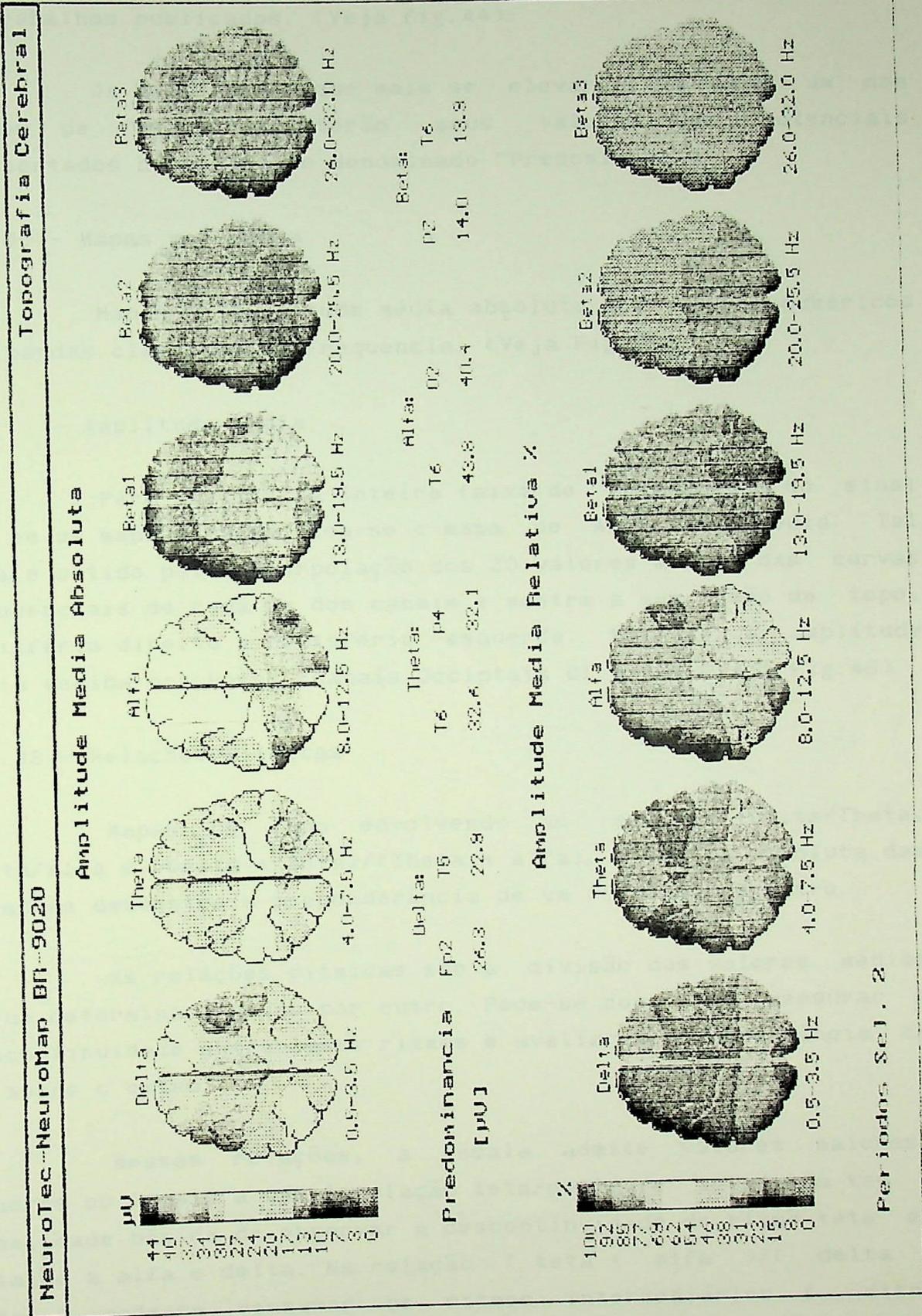


Fig. 44 - Topografia Cerebral

de trabalhos publicados. (Veja fig.44).

Os dois canais que mais se elevaram em cada um dos ritmos de frequência, terão seus valores de potenciais apresentados no parâmetro denominado "Predominância".

7.2.30 - Mapas por Banda

Mapas de amplitude média absoluta com valores numéricos nas bandas clássicas de Frequência. (Veja Fig.45).

7.2. - Amplitude Média

Para analisar a inteira faixa de frequência do sinal EEG em um mapa síntese, tem-se o mapa de Amplitude Média. Tal mapa é obtido pela interpolação dos 20 valores médios das curvas frequenciais de cada um dos canais e mostra a sua visão de topo, hemisfério direito e hemisfério esquerdo. Fornece a amplitude média medida nas bases (Canais Occipitais 01 e 02). (Veja Fig.46)

7.2.32 - Relações Rítmicas

Mapas de topo envolvendo as relações Delta/Theta, Theta/Alfa e $(\text{Delta} + \text{Beta}) / (\text{Theta} + \text{Alfa})$. A escala absoluta das relações demonstra a preponderância de um ritmo sobre outro.

As relações rítmicas são a divisão dos valores médios de um determinado ritmo por outro. Pode-se com isso mensurar a descontinuidade entre esses ritmos e avaliar a preponderância de um sobre o outro.

Nessas relações, a escala admite valores maiores, menores ou iguais a um. A relação teta/delta e teta/alfa tem a finalidade básica de observar a descontinuidade do ritmo teta em relação a alfa e delta. Na relação $(\text{teta} + \text{alfa}) / (\text{delta} + \text{beta})$ pode-se mensurar os ritmos intermediários (ditos

F7 F3 F2 F4 F8
 T3 C3 C2 C4 T4
 T5 P3 P2 P4 T6
 01 02 02

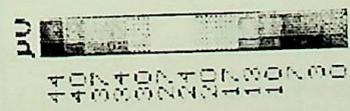
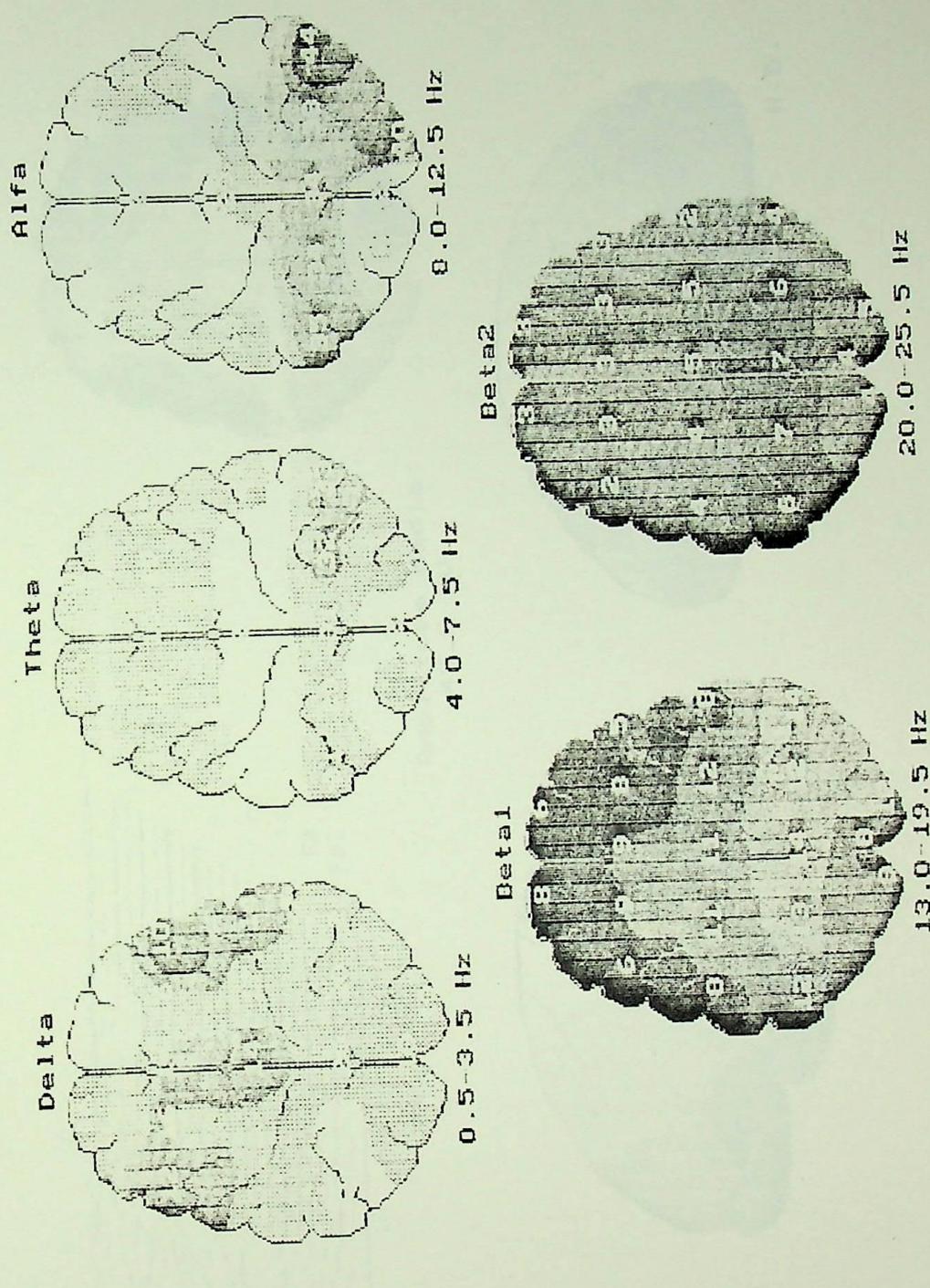
Nome: DDDD

Data: XX/XX/XX

Fase:

Bandas de Freqüencia

NeuroTec-NeuroMap BR-9020



Períodos Sel. 2

Fig. 45 - Mapas por Banda

Nome: DDDD

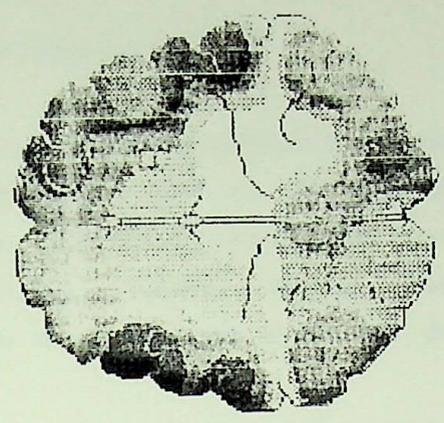
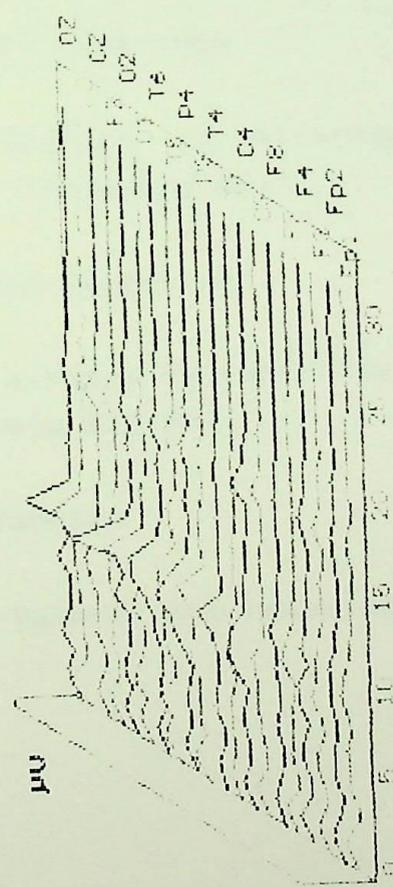
Data: XX/XX/XX

Fase:

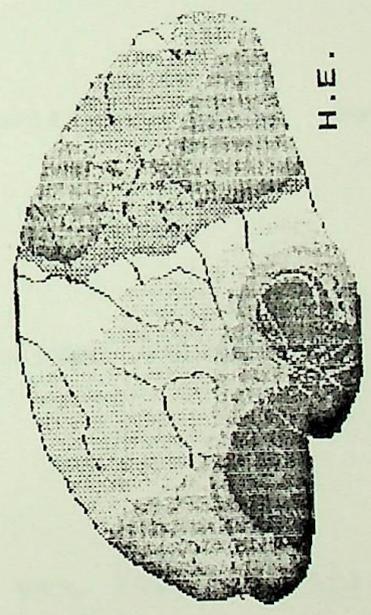
F7 P3 PZ P4 P8
 T3 C3 C2 C4 T4
 T5 P3 PZ P4 T6
 01:02:02

Amplitude Média

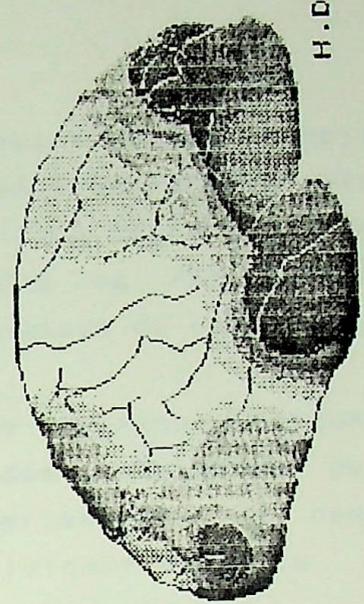
NeuroTec-NeuroMap BR-9020



Amplitude Média:
45.2 µV



H.E.



H.D.

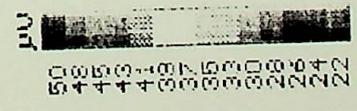


Fig. 46 - Amplitude Média

"normais") sobre os extremos (ditos "patológicos"). (Veja Fig.47).

7.2.33 - Histogramas

Os mapas topográficos da amplitude média relativa dão uma visão superficial da atividade EEG transformada pela FFT. Os Histogramas fornecem uma visão localizada dessa atividade. Assim, os Histogramas também estão baseados na FFT e descrevem a percentagem de ondas em cada um dos canais de captação.

Os Histogramas são portanto gráficos frequenciais em forma de barras, obtidos a partir dos resultados da FFT (Fast Fourier Transform) que fornecem a percentagem de ondas delta, Theta, Alfa e Beta, existentes na atividade elétrica. Os canais homólogos aparecem lado a lado. (Veja Fig.48).

7.2.34 - FFT Diferença

Gráfico da diferença espectral entre os canais homólogos. (Veja Fig.49).

7.2.35 - CSA Espectros

Arranjo de espectros Comprimidos (Compressed Spectral Array). (Veja Fig.50).

7.2.36 - Tabelas

Valores dos resultados da FFT. (Veja Fig.51).

Nome: DDDD

Fase:

Data: XX/XX/XX

P1 P2
 P7 P8 P2 P4 P8
 T3 C3 C2 C4 T4
 T6 P3 P2 P4 T6
 01 02 02

NeuroTec NeuroTap BT 9020

Histógramas

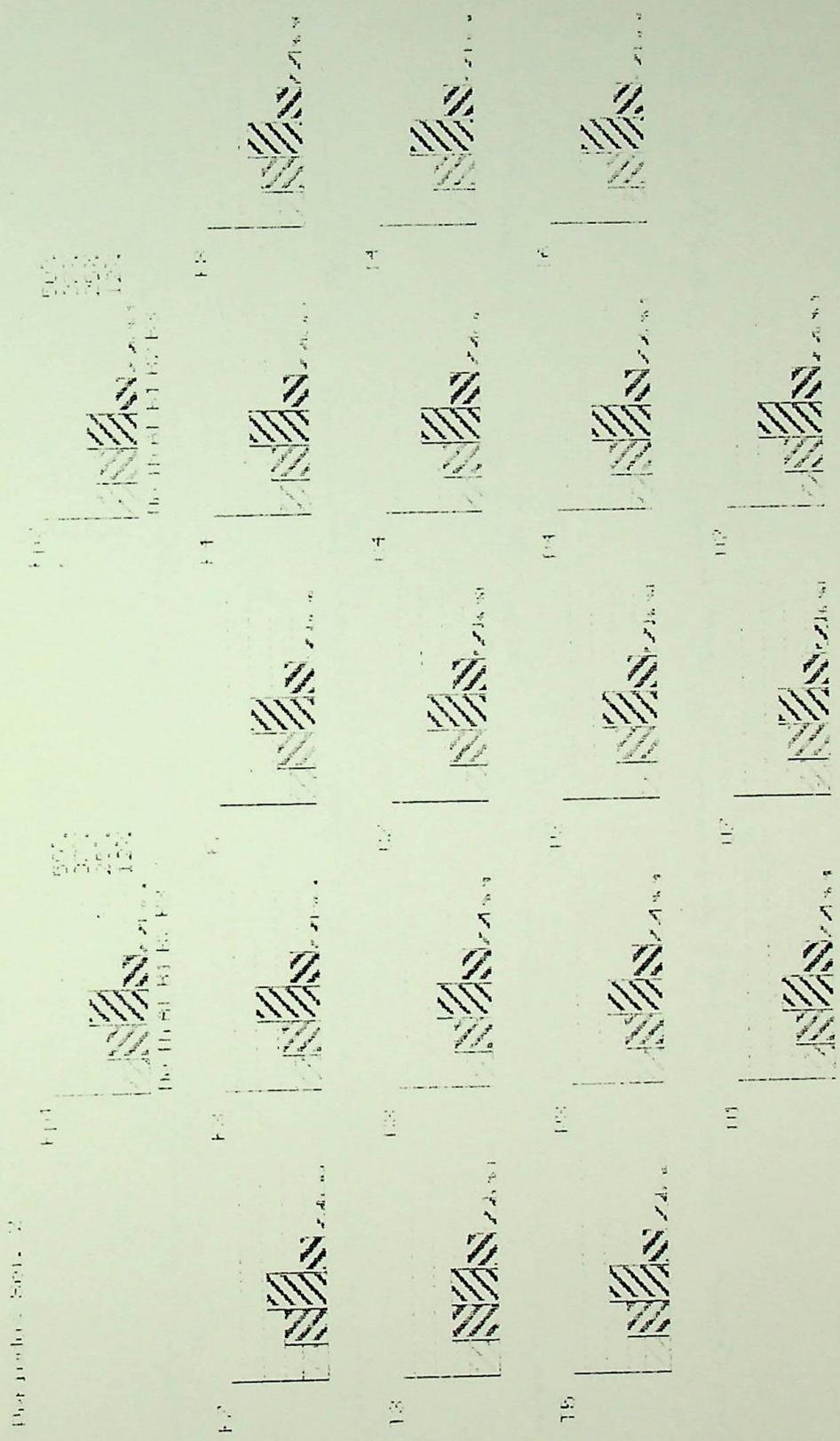


Fig. 48 - Histogramas

Nome: DDDD

Fase:

Data: XX/XX/XX

F1 F2
 F3 F4 F5
 F6 F7 F8
 F9 F10 F11
 F12 F13 F14 F15
 F16 F17 F18 F19 F20

NeuroTec - Neurotitan DT 9020 FFT Diferença

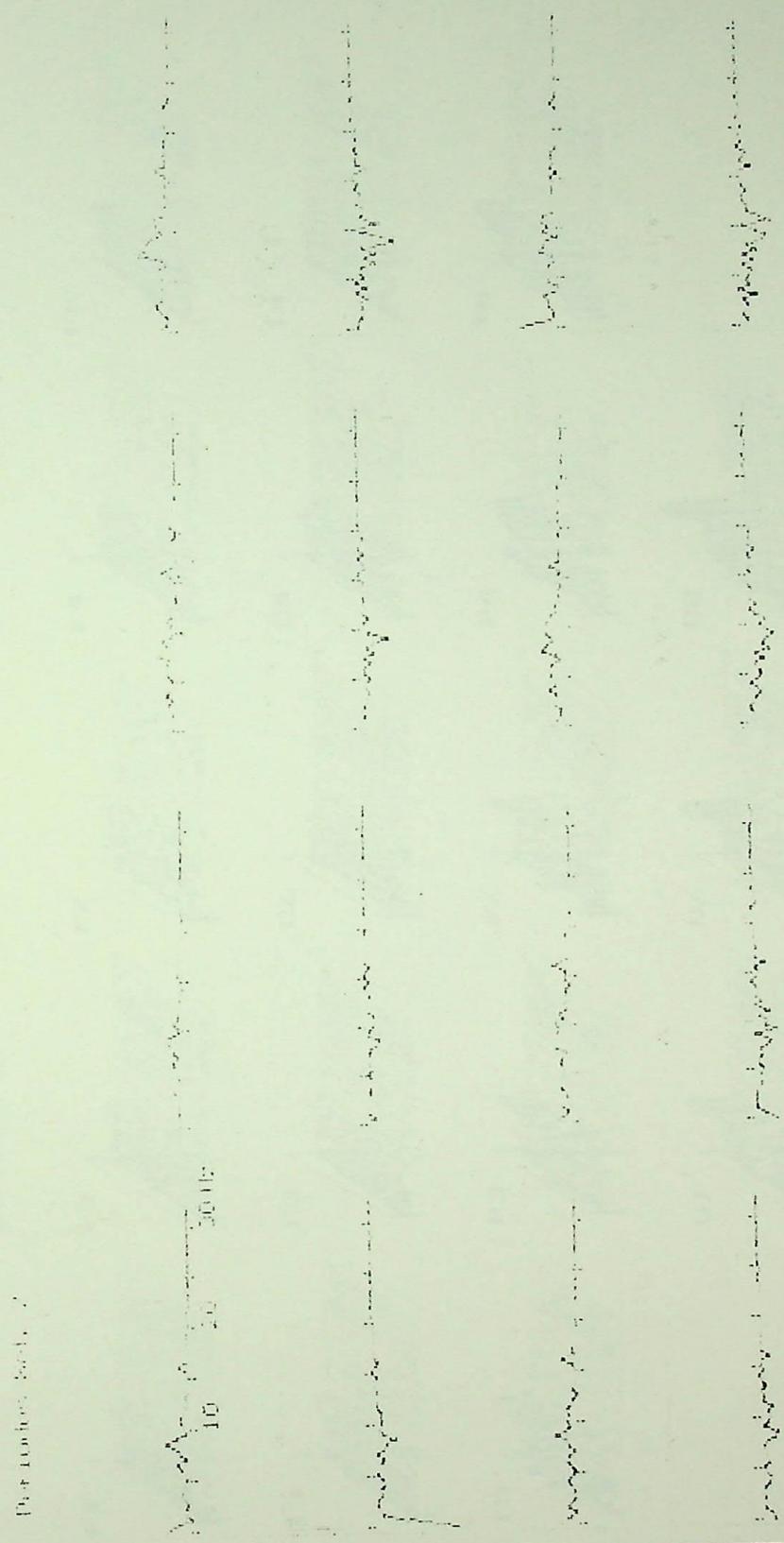


Fig. 49 - FFT Diferença

Fp1 Fp2
 F7 F8 FZ F4 F8
 T3 C3 C2 C4 T4
 T5 P3 P2 P4 T6
 01 02 02

Data: XX/XX/XX

Fase:

None: DDDD

CSA - Espectros

NeuroTec - NeuroMap BN-2020

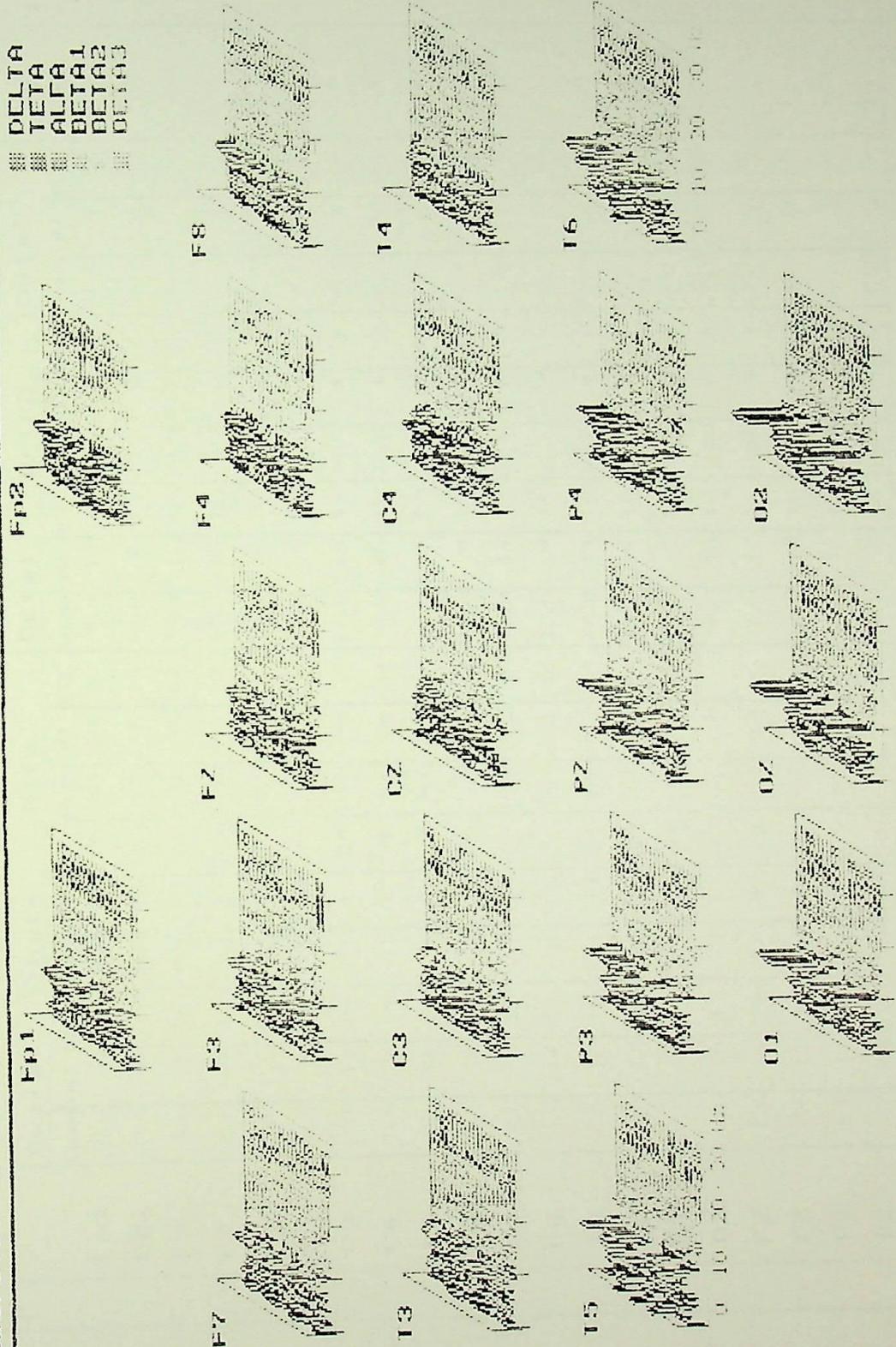


Fig. 50 - Arranjo de Espectro Comprimido

NAME: UDEW

Page: 88/98/002

Page:

Tabela:

Mapa de Neurologia do QD

Polo	Beta		Theta		alfa		Beta		Delta		Total	%
	Presença	%										
P01	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P02	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P03	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P04	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P05	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P06	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P07	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P08	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P09	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P10	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P11	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P12	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P13	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P14	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P15	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P16	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P17	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P18	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P19	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P20	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P21	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P22	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P23	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P24	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P25	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P26	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P27	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P28	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P29	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14
P30	14	14	6	14	24	16	14	14	14	14	14	14

Fig. 51 - Tabela

Capítulo 8

Conclusão

Certamente, os sistemas de análise computadorizada do EEG superam em muito o sistema analógico convencional. Os equipamentos de Eletrencefalografia Quantitativa e de Mapeamento Cerebral tendem a ocupar o lugar dos equipamentos de EEG a base de pena e galvanômetro. Essa é uma realidade que está acontecendo a nível mundial. Duas importantes organizações mundiais tiveram origem com o objetivo de padronizar métodos, regulamentá-los, e cuidar dos demais assuntos relacionados com EEG, PEV e MEG. Tanto a ISBET (International Society for Brain Electromagnetic Topograph) como a ISNIP (International Society for Neuroimaging in Psychiatry) fornecem subsídios que viabilizam essa mudança.

Com isso também, um enorme campo se abre aos novos pesquisadores. Vários laboratórios e universidades tem implementado hardware e software específicos a essa área. Placas de DSP (Digital Signal Processing) que computam a FFT por hardware, Algoritmos de filtros recursivos que tratam o sinal por software, mecanismos de detecção e eliminação de artefatos... e todos aqueles procedimentos mencionados no capítulo 6, tem sido produzidos.

Esse trabalho obteve os seus resultados por uso do Sistema NeuroMap BR 9020 de propriedade da Neurotec Pesquisa e Desenvolvimento em Biomedicina.

Os resultados desse sistema foram submetidos a dezenas de médicos que exercem a eletrencefalografia no Brasil e que dão sustentação a essa nova técnica com a sua utilização diária.

Há também, com isso, uma forte tendência em se construir um banco de dados normativos representativo da atividade EEG, específico ao nosso povo. Com o aumento de exames sendo realizados a cada dia, há uma forte tendência em se editar um atlas de EEG Quantitativo e Mapeamento Cerebral. Existem, ainda, inúmeros trabalhos sendo desenvolvidos por esses médicos. Diversas patologias tem sido estudadas e catalogadas.

A Escola Federal de Engenharia de Itajubá pode, mesmo não possuindo um departamento de Engenharia Biomédica, desenvolver inúmeras pesquisas sequenciais abordando o tratamento e apresentação de sinais elétricos de origem biológica. Os Potenciais Evocados, Eletromiografia, Eletrocardiografia e Eletroculagrafia usam os mesmos princípios aqui mencionados e as rotinas computadorizadas para implementá-los podem dar origem a novos equipamentos.

Referências Bibliográficas

- [01] Lehmann, D. (1971). "Multichannel topography of human alpha EEG fields", *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 31, 439-449.
- [02] Lehmann, D. (1972). "Human scalp EEG fields: evoked, alpha, sleep and spike wave patterns", in *Synchronization of EEG activity in epileptics* (eds H. Petsche and M. A.B. Brazier), pp. 307-326, Springer, New York.
- [03] Ueno, S. , and Matusoka, S. (1976). "Topographic display of slow wave type of EEG abnormality in patients with brain lesion", *J. Med. Electr. Biol. Eng.*, 14, 118-124, Tokyo.
- [04] Duffy, F.H., Burchfield, J.L., and Lombroso, C.T. (1978). "Brain electrical activity mapping (BEAM): a method for extending the clinical utility of EEG and evoked potential data", *Ann. Neurol.* 15, 309-321.
- [05] Buchsbaum, M.S., Rigal, R., Coppola, R., Cappalletti, J., King, C., and Johnson, J. (1982). "A new system for gray-level surface distribution maps of electrical activity", *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 53-237-242.
- [06] Nagata, K., Mizukami, M., Araki, G., Kawase, T., and Hirano, M. (1982). "Topographic electroencephalographic study of cerebral infarction using computed mappin of the EEG (CME)", *J. Cerebral Blood Flow Metab.*, 2, 79-88.
- [07] Nagata, K., Yunoki, K., Araki, G., Muzukami, M., and Hyodo, A. (1984). "Topographic eletroencephalographic study of ischemic cerebrovascular disease", in *Brain Ischemia: quantitative EEG and imaging techniques* (eds G. Pfurtscheller, E.J. Jonkman, and F.H. Lopes da Silva), in *Progress in Brain Research*, 62, 271-286.
- [08] Pfurtscheller, G., Ladurner, G., Maresch, H., and Vollmer, R. (1984). " Brain electrical activity mapping in normal and ischemic brain", in *Brain Ischemia: Quantitative EEG and Imaging Techniques* (eds G. Pfurtscheller, E.J., Jonkman, and F.H. Lopes da Silva), in *Progress in Brain Research*, 62, 287-302.
- [09] Barlow, J. S., and Brazier, M.A.B. (1954). "A note on a correlator system for brain potentials", *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 6, 321-325.
- [10] Duffy, F.H. (1981). "Brain electrical activity mapping (BEAM): computerized access to complex brain function", *Int. J. Neurosci. Eng.*, 13(1), 55-65.
- [11] Gasser, T. (1977). "General Characteristics of the EEG as signal", in *EEG Informatics* (ed. A. Remond), pp. 37-52, Elsevier, Amsterdam.

- [12] Harner, R.N. and Ostergen, K.A. (1976). "Sequential analysis of quasi-stable and paroxysmal activity", in Quantitative Analytic Studies in Epilepsy (eds P. Kellaway and I. Petersen), pp. 343-353, Raven Press, New York.
- [13] Ktonas, P.Y., and Smith, J.R. (1974). "Quantification of abnormal EEG spike characteristics", Comput. Biol. Med., 4, 157-163.
- [14] Linx Tecnologia e Informática Ltda (1991) :Manual da placa CAD 10/20.
- [15] Dumermuth, G. (1986). "Frequency analysis: spectrum, cross-spectrum, coherence, phase, bispectrum, cospectrum and "polycoherence", in Analysis of Brain Electrical and Magnetic Signals (eds A. Gevins and A. Remond), Vol. I, in Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Elsevier, Amsterdam.
- [16] Cooley, J. W., and Tukey, J.W. (1965). "An algorithm for the machine calculation of complex Fourier series", Math. Comput., 19, 297-301.
- [17] Isaksson, A. and Wennberg, A. (1976). "Spectral properties of nonstationary EEG signals, evaluated by means of Kalman filtering: Application examples from a vigilance test", in Quantitative Analytic Studies in Epilepsy (eds P. Kellaway and I. Petersen), pp. 389-402, Raven Press, New York.
- [18] Jenkins, G.M. and Watts, D.G. (1968). Spectral Analysis and Its Applications. Holden-Day, San Francisco.
- [19] Lopes da Silva, F.H. (1982). "EEG analysis: theory and practice", in Electroencephalography (eds E. Niedermeyer and F.H. Lopes da Silva), Urban andSchwarzenberg, Baltimore-Munich, pp. 685-712.
- [20] Pronk, R. A. F. (1982). "EEG processing in cardiac surgery", Ph. D. thesis, Free University, Amsterdam, The Netherlands.
- [21] Remond, A. (1978). "From grapho-elements to EEG pattern recognition", Electroenceph. Clin. Neurophysiol. Suppl. 34, 141-145.
- [22] Brazier, M. A. B., and Barlow, J. S. (1956). "Some applications of correlation analysis to clinical problems in electroencephalography", Electroenceph. Clin. Neurophysiol. 8, 325-331.
- [23] Huber, P.J., Kleiner, B., Gasser, T., and Dumermuth, G. (1971). "Statistical methods for investigating phase relations in stationary stochastic processes", IEEE Trans. Audio-Electroacoustics, AU-19, 78-86.

- [24] Gotman, J. (1983). "Measurement of small time differences between EEG channels: method and application to epileptic seizure propagation", *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* 56, 501-514.
- [25] Gersch, W., and Goddard, G. (1970). "Locating the site of epileptic focus by spectral analysis methods", *Science*, 169, 701-701.
- [26] Zetterberg, L.H. (1977). "Means and methods for processing of physiological signals with emphasis on EEG analysis", in *Advances in Biology and Medical Physics*, 16, 41-91, Academic Press, New York.
- [27] Gelfand, I.M., and Yaglom, A.M. (1959). "Calculation of the amount of information about a random function contained in another such function", *AM. Math. Soc. Transact.*, 12, 199-246.
- [28] Mars, N.J.I., and Lopes da Silva, F.H. (1986). "EEG analysis methods based on information theory", in *Analysis of Brain Electrical and Magnetic Signals* (eds A. Gevins and A. Remond), Vol. I, in *Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Elsevier, Amsterdam.
- [29] Jansen, B.H. (1985), "Analysis of biomedical signals by means of linear modeling", in *CRC Crit. Rev. in Biomed. Eng.*, 12, 343-392.
- [30] Akaike, H. (1981). "Recent development of statistical methods for spectrum estimation", in *Recent Advances in EEG and EMG Data Processing* (eds N. Yamaguchi and K. Fujisawa), pp. 63-78, Elsevier, Amsterdam.
- [31] Kemp, B., Jaspers, P., Franzen, J.M., and Janssen, A.J.M.W. (1985). "An optimal monitor of the electroencephalographic sigma sleep state", *Biol. Cybern.*, 51, 263-270.
- [32] Bickford, R. G., Brimm, J., Berger, L., and Aung, M. (1973). "Application of compressed spectral array in clinical EEG", in *Automation of Clinical Electroencephalography* (eds P. Kellaway and I. Petersen), pp.55-64, Raven Press, New York.
- [33] Kawabata, N. (1973). "A nonstationary analysis of the electroencephalogram", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-20, 444-452.
- [34] Kopruner, V., Pfurtscheller, G., and Auer, L. M. (1984). "Quantitative EEG in normals and patients with cerebral ischemia: Quantitative EEG and Imaging Techniques (eds G. Pfurtscheller, E. J. Jonkman, and F.H. Lopes da Silva), in *Prof. in Brain Research*, 62, 29-50.
- [35] Bohlin, T. (1971). "Analysis of EEG signals with changing spectra", Paper TP18.212, p.118, IBM Nordic Lab., Techn., Sweden.

- [36] Jansen, B.H., Bourne, J.R. and Ward, J. W. (1981a). "Autoregressive estimation of short-segment spectra for computerized EEG analysis", IEEE Trans. Biomed. Eng., 28,630.
- [37] Ahlbom, G. (1983). "Recursively updated AR-models and their applications to event detection", thesis, Royal Institute of Technology, Telecommunication Theory, Stockholm, Sweden, 121 pp.
- [38] Bodenstern, G., and Praetorius, H.M. (1977). " Feature extraction from the electroencephalogram by adaptive segmentation", Proc. IEEE, 5-642-652.
- [39] Barlow, J.S., Creutzfeldt, O. ;d., Michael, D., Houchin, J., and Epelbaum, H. (1981). "Automatic adaptive segmentation of clinical EEGs", Electroenceph. Clin. Neurophysiol. 51, 512-525.
- [40] Jansen, B.H. (1979), "Segmentation and classification-an explorative study", Ph.D. thesis, Free University, Amsterdam, The Netherlands.
- [41] Gevins, A.S., Yeager, C.L., Diamond, S.L., Zeitlin, G.M., Spire, J.P., and Gevins, A.H. (1976). "Sharp-transient analysis and threshold linear coherence spectra of paroxysmal EEGs", in Quantitative Analytic Studies in Epilepsy (eds P. Kellaway and I. Petersen), pp. 463-482, Raven Press, New York.
- [42] Guedes de Oliveira, P., Queiros, C., and Lopes da Silva, F.H. (1983). "Spike detection based on a patten recognition approach using a microcomputer", Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 56, 97-103.
- [43] Ehrenburg, B.L. and Penry, J.K. (1976). "Computer recognition of generalized spike-wave discharges", Electroenceph. Clin. Neurophysiol. 41, 25-36.
- [44] Principe, J.C., and Smith, J.R. (1985). "Automatic recognition of spike and wave bursts", in Long-term Monitoring in Epilepsy (eds J. Gotman, J.R. Ives, and P. Gloor), Electroenceph. Clin. Neurophysiol., Suppl. 37, 115-132.
- [45] Bremer, G., Smith, J. R., and Karacan, I. (1970), "Automatic detection of the K-complex in sleep electroencephalograms", IEEE Trans. Biomed. Engen., BME-17, 314-323.
- [46] Smith, J.R. (1978). "Computers in sleep research", CRC Crit Rev. in Bioeng., 3, 93-148.
- [47] Petsche, H. and Shaw, J.C. (1972). "EEG topography", in Evaluation of Bioelectrical Data from Brain, Nerve and Muscle (eds M.A.B. Brazier and D.O. Walter), in Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology (ed-in-chief a. Remond), Vol.5, Part B, Elsevier, Amsterdam.
- [48] Kavanagh, R. N., Darcey, T.M., Lehmann, D., and Fender, D.H. (1978). "Evaluation of methods for three-dimensional localization of electrical sources in the human brain", IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-25, 421-429.

- [49] Stok, C.J., Lopes da Silva, F.H., Spekrijse, H., and Peters, M.J. (1985). "Localization of contrast evoked responses in man using MEG and EEG", *Electroenceph., Clin. Neurophysiol.*, 61, pS35-S36.
- [50] Maynard, D.E., and Jenkinson, J.L. (1984). "The cerebral function analysing monitor. Initial clinical experience application and further development", *Anaesthesia*, 139, 678.
- [51] Binnie, C.D. (1986). "Computer application in monitoring", in *Clinical Applications in Computer Analysis of EEG and Other Neurophysiological Signals* (eds F. H. Lopes da Silva, W. Storm van Leeuwen and A. Remond), Vol. II, in *Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Elsevier, Amsterdam, pp.67-91.
- [52] Creutzfeldt, O.D., Bodenstein, G., and Barlow, J.S. (1985). "Computerized EEG pattern classification by adaptive segmentation and probability density-function classification-clinical evaluation", *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 60, 373-393.
- [53] Prichep, L.S., and John, E.R. (1986). "Neurometrics: Clinical applications", in *Clinical Applications of Computer Analysis of EEG and Other Neurophysiological Signals* (eds F.H. Lopes da Silva, W. Storm van Leeuwen and A. Remond), Vol. II, in *Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Elsevier, Amsterdam, pp. 154-170.
- [54] Herrmann, W. M. (1986). "Pharmaco-EEG: computer EEG analysis to describe the projection of drug effects on a functional cerebral level in humans", in *Clinical Applications of Computer Analysis of EEG and Other Neurophysiological Signals* (eds F.H. Lopes da Silva, W. Storm van Leeuwen and A. Remond), Vol. II, in *Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Elsevier, Amsterdam, pp. 385-445.
- [55] Jonkman, E.J., van Huffelen, A.C., and Pfurtscheller, G. (1986). "Quantitative EEG in cerebral ischemia", in *Clinical Applications of Computer Analysis of EEG and Other Neurophysiological Signals* (eds F.H. Lopes da Silva, W. Storm van Leeuwen and A. Remond), Vol. II, in *Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Elsevier, Amsterdam pp. 205-237.
- [56] Binnie, C.D., Batchelor, B.G., Bawring, P. A., Derby, C. E., Herberts, L., Lloyd, D.S.L., Smith, D.M., Smith, G.F., and Smith, M. (1978). "Computer-assisted interpretation of clinical EEGs", *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 44, 575-585.
- [57] Baas, L. and Bourne, J.R. (1984). "A rule-based microcomputer system for electroencephalogram analysis", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 31, 660-664.

[58] Smith, J.R. (1986). "Automated analysis of sleep EEG data", in Clinical Applications of Computer Analysis of EEG and Other Neurophysiological Signals (eds F.H. Lopes da Silva, W. Storm van Leeuwen and A. Remond), Vol. II, in Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Elsevier, Amsterdam pp.131-148.

[59] Gotman, J., and Gloor, P. (1976). "Automatic recognition and quantification of interictal epileptic activity in the human scalp EEG", Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 41, 513-529.

[60] Lee, C.N., and Smith, J.R. (1984). "REM detection for sleep EEG expert system", in Proc. 29th Int. Symp. in Med. and Bioeng., New York.

TA 03, 03, 93
D. PPG
DOAÇAD

EFEI - BIBLIOTECA MAUÁ
8200705



NÃO DANIFIQUE ESTA ETIQUETA