

INSTRUMENTO VIRTUAL PARA MONITORIZAÇÃO DA RESPOSTA À
ESTIMULAÇÃO SOMATO-SENSITIVA

Daniilo Barbosa Melges

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Aprovada por:

Prof. Antonio Fernando Catelli Infantosi, Ph.D.

Prof. Marcio Nogueira de Souza, D.Sc.

Prof. Carlos Julio Tierra-Criollo, D.Sc.

Prof. Gilberto Mastrocola Manzano, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

JUNHO DE 2005

MELGES, DANILO BARBOSA

Instrumento Virtual para
Monitorização da Resposta à Estimulação
Somato-sensitiva [Rio de Janeiro] 2005

VIII, 94 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ,
M.Sc., Engenharia Biomédica, 2005)

Dissertação - Universidade Federal do
Rio de Janeiro, COPPE

1. Processamento de Sinais Biológicos
2. Detecção Objetiva de Resposta
3. Potencial Evocado Somato-sensitivo
4. Monitorização Intra-operatória

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

AGRADECIMENTOS

A meus pais, Jefferson e Sonia, por criarem ambiente propício para os estudos e garantirem que eu não tivesse que me preocupar com mais nada além disto.

Ao Professor Infantosi, pelos ensinamentos, amizade e dedicação na minha formação, sendo um exemplo para os que desejam seguir o caminho da pesquisa e ensino.

A Carlos Julio Tierra-Criollo com quem trabalhei nas primeiras versões do Instrumento Virtual e com quem aprendi muito.

A Maurício Cagy, pelos ensinamentos, dicas e participação em diversas etapas deste trabalho.

A Eduardo Zaeyen, por compartilhar de sua experiência na prática médica e auxílio na coleta de sinais.

Aos voluntários.

À CAPES, CNPq e FAPERJ pelo apoio financeiro.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

INSTRUMENTO VIRTUAL PARA MONITORIZAÇÃO DA RESPOSTA À
ESTIMULAÇÃO SOMATO-SENSITIVA

Danilo Barbosa Melges

Junho/2005

Orientador: Antonio Fernando Catelli Infantosi

Programa: Engenharia Biomédica

O potencial evocado somato-sensitivo (PESS) tem sido utilizado na monitorização cirúrgica com vistas a evitar danos neurológicos. Duas técnicas de Detecção Objetiva da Resposta (ORD), a Magnitude Quadrática da Coerência ($\hat{\kappa}^2(f)$) e sua versão com esquecimento exponencial ($\hat{\kappa}_p^2(f)$), foram implementadas como um dos módulos de um Instrumento Virtual (InVi) para monitorização da resposta ao estímulo. Para tal, sinais EEG das derivações [Fpz'-Cz'] e [C3'-C4'] foram coletados de 30 voluntários adultos normais durante estimulação a 5 Hz do nervo tibial direito. Períodos de estimulação no limiar motor foram alternados com trechos de EEG espontâneo. A aplicação das técnicas resultou na identificação de frequências entre 30 e 55 Hz (banda gama) como a de máxima resposta, com base na rejeição da hipótese nula (H_0) de ausência de resposta ($\hat{\kappa}^2(f) > \hat{\kappa}_{crit}^2$ e $\hat{\kappa}_p^2(f) > \hat{\kappa}_{p,crit}^2$ com $\alpha = 0,05$ e $M=M'=100$, $\hat{\kappa}_{crit}^2 = \hat{\kappa}_{p,crit}^2 = 0,0298$, onde α é o nível de significância e M e M' são os números de épocas utilizadas no cálculo de $\hat{\kappa}^2(f)$ e $\hat{\kappa}_p^2(f)$, respectivamente). Nesta banda, houve detecção para 93% dos voluntários (ambas as técnicas) ao se usar H_0 . Tal percentual pode ainda ser aumentado com M , porém resultando em menor rapidez de detecção. Tanto $\hat{\kappa}^2(f)$ quanto $\hat{\kappa}_p^2(f)$ foram capazes de indicar as transições EEG espontâneo-durante estimulação e vice-versa. O InVi mostrou desempenho adequado para o acompanhamento da evolução temporal da resposta cortical, bem como permitiu a exibição de duas derivações EEG e dos respectivos PESS. Logo, o InVi pode vir a ser usado como um monitor da resposta somato-sensitiva, em particular no período pós-operatório.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

A VIRTUAL INSTRUMENT FOR SOMATOSENSORY STIMULATION RESPONSE
MONITORING

Danilo Barbosa Melges

June/2005

Advisor: Antonio Fernando Catelli Infantosi

Department: Biomedical Engineering

The somatosensory evoked potential (SEP) has been used for surgery monitoring in order to prevent neurological damage. Two Objective Response Detection Techniques (ORD), the Magnitude-Squared Coherence ($\hat{\kappa}^2(f)$) and its version with exponential forgetting ($\hat{\kappa}_p^2(f)$), were implemented as a module of a Virtual Instrument (ViIn) for stimuli response monitoring. EEG derivations of the somatosensory cortex ([Fpz'-Cz'] and [C3'-C4']) were acquired from 30 normal adult volunteers stimulated in the right posterior tibial nerve at 5 Hz. Stimulation periods at the motor threshold were alternated with segments of spontaneous EEG. The ORD techniques allowed the identification of the frequency range 30 -55 Hz (gamma band) as the maximum response band, based on the null hypothesis (H_0) of response absence ($\hat{\kappa}^2(f) > \hat{\kappa}_{crit}^2$ and $\hat{\kappa}_p^2(f) > \hat{\kappa}_{p,crit}^2$ with $\alpha = 0.05$ and $M=M'=100$, $\hat{\kappa}_{crit}^2 = \hat{\kappa}_{p,crit}^2 = 0.0298$, where α is the significance level and M and M' are the numbers of epochs used in $\hat{\kappa}^2(f)$ and $\hat{\kappa}_p^2(f)$ calculation, respectively). Using this range of frequency and H_0 , the response was detected for 93% of the volunteers (for both techniques). This result could be improved by increasing M , but with a reduction in the detection speed. Either $\hat{\kappa}^2(f)$ and $\hat{\kappa}_p^2(f)$ were capable of reflecting the no-stimulation/stimulation transitions, and conversely. The ViIn presented suitable performance in monitoring the temporal evolution of the cortical response. Moreover, both EEG derivations and their respective SEP can also be exhibited. Therefore, the ViIn could be used as a somatosensory response monitor, mainly within the post-operative period.

Índice

CAPÍTULO 1	INTRODUÇÃO	1
1.1	OBJETIVO	2
1.2	ESTRUTURA DO TRABALHO	3
CAPÍTULO 2	EEG ESPONTÂNEO E DURANTE ESTIMULAÇÃO	
SOMATO-SENSITIVA		4
2.1	O SISTEMA SENSORIAL SOMÁTICO	4
2.1.1	<i>O neocórtex somato-sensitivo.....</i>	<i>6</i>
2.2	O EEG ESPONTÂNEO	7
2.2.1	<i>O Sistema Internacional 10-20.....</i>	<i>8</i>
2.3	POTENCIAL EVOCADO	9
2.3.1	<i>Média Coerente</i>	<i>10</i>
2.3.2	<i>Artefatos</i>	<i>11</i>
2.3.3	<i>Potencial Evocado Somato-sensitivo.....</i>	<i>12</i>
CAPÍTULO 3	MONITORIZAÇÃO INTRAOPERATÓRIA E APLICAÇÃO	
CLÍNICA DE POTENCIAS EVOCADOS		19
3.1	APLICAÇÃO DOS DIFERENTES TIPOS DE PE	19
3.2	PE E EEG	21
3.3	PESS	22
3.4	PESS E PEM	23
3.5	MONITORIZAÇÃO PÓS-OPERATÓRIA.....	25
CAPÍTULO 4	MÉTODOS QUANTITATIVOS APLICADOS AO EEG E PE...	
	26
4.1	TÉCNICAS NO DOMÍNIO DO TEMPO	26
4.2	TÉCNICAS NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA.....	28
4.3	TÉCNICAS DE DETECÇÃO OBJETIVA	29
4.3.1	<i>Magnitude Quadrática da Coerência (MSC).....</i>	<i>32</i>
4.3.2	<i>MSC com esquecimento exponencial (MSCp).....</i>	<i>36</i>
CAPÍTULO 5	HARDWARE E MÓDULOS DO INSTRUMENTO VIRTUAL	
PARA MONITORIZAÇÃO DO PESS		38
5.1	HARDWARE DE ESTIMULAÇÃO E AQUISIÇÃO PARA O PESS.....	38
5.1.1	<i>Amplificadores de EEG</i>	<i>38</i>

5.1.2	<i>Estimulador</i>	39
5.1.3	<i>Conversão Análogo-digital - Placa A/D</i>	40
5.2	INSTRUMENTO VIRTUAL	41
5.2.1	<i>Testando o Instrumento Virtual com Sinais Simulados</i>	42
5.2.2	<i>Considerações sobre a escolha do hardware e software</i>	46
CAPÍTULO 6 AVALIAÇÃO DO INSTRUMENTO VIRTUAL PARA		
MONITORIZAÇÃO DO PESS.....		47
6.1	PROTOCOLO EXPERIMENTAL	47
6.1.1	<i>Casuística</i>	47
6.1.2	<i>Estimulação Somato-sensitiva e Aquisição do EEG</i>	48
6.1.3	<i>O Exame de Potencial Evocado Somato-sensitivo</i>	48
6.2	PRÉ-PROCESSAMENTO	50
6.2.1	<i>Rejeição Automática de Artefatos</i>	50
6.3	PESS	51
6.4	TÉCNICAS ORD	55
6.4.1	<i>Banda de Máxima Resposta</i>	55
6.4.2	<i>Evolução temporal de Técnicas ORD</i>	61
6.5	DISCUSSÃO	72
CAPÍTULO 7 CONCLUSÃO.....		74
CAPÍTULO 8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS		76
APÊNDICE A		86
A.1	MÓDULO DERIVAÇÕES EEG.....	86
A.2	MÓDULO LINHA DE BASE	87
A.3	MÓDULO BANDA DE MÁXIMA RESPOSTA.....	89
A.4	MÓDULO MONITORIZAÇÃO	90
A.5	CONFIGURAÇÃO DE PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO	91
A.6	CONFIGURAÇÃO DE AMPLIFICADORES DE EEG	93

Nomenclatura

Abreviaturas:

AE – Artefato de estimulação

AEPidx - *Auditory Evoked Potential Index*;

ANPPS – Agenda Nacional de Prioridades de Pesquisa em Saúde

BAEP - *Brainstem Auditory Evoked Potential* - Potencial Evocado Auditivo de Tronco Encefálico;

BERA- *Brainstem Evoked Response Audiometry*;

CSM - *Component Synchrony Measure*;

DPE – Detector de Potencial Evocado;

EEG - Eletroencefalograma;

IP – média entre LS e LM;

LLAEP - *Long-Latency Auditory Evoked Potential* - Potencial Evocado Auditivo de Longa Latência;

LM – Limiar Motor;

LS – Limiar de sensação;

MLAEP - *Middle-Latency Auditory Evoked Potential* - Potencial Evocado Auditivo de Média Latência;

MSC – *Magnitude-Squared Coherence* - Magnitude Quadrática da Coerência;

MSC_p - Magnitude Quadrática da Coerência com ponderação exponencial;

MSC-WA – *MSC- Weighted Averaging*;

Ñb – Estimador de latência da onda Nb do MLAEP por ajuste polinomial;

NIDAQ/MAX ® – *National Instrument Data Acquisition/ Measurement and Automation*;

Núcleo VP - Núcleo Ventral Posterior do tálamo;

ORD - *Objective Response Detection* - Detecção Objetiva de Resposta;

PC – *Phase Coherence*;

PDO – Parâmetros de Deformação de Onda;

PE - Potencial Evocado;

PEA – Potencial Evocado Auditivo

PESS – Potencial Evocado Somato-Sensitivo;

PEV – Potencial Evocado Visual;

RSR - Relação sinal-ruído;

ROC - *Receiver Operating Characteristic*

CAPÍTULO 1

Introdução

O eletroencefalograma (EEG) é o registro da atividade elétrica cerebral provocada por correntes iônicas geradas a partir de fontes bioquímicas de origem neuronal. Por ser um exame não-invasivo e de baixo custo, o EEG tem sido utilizado no diagnóstico clínico de disfunções do Sistema Nervoso tais como convulsões (AL-FUTAISI *et al.*, 2005), hiperatividade e déficit de atenção (MAGEE *et al.*, 2005) e também na categorização de estágios do sono (TAKEUCHI *et al.*, 2003). Até mesmo na avaliação de fetos, EEG de superfície transabdominal (EEGTa) é investigado na detecção de patologias tais como paralisia e síndrome de retardo mental, *in útero*, permitindo a intervenção precoce no sentido de reduzir a morbidade e mortalidade fetal (SHAO *et al.*, 2004).

Diferentemente do EEG espontâneo, a resposta cortical eliciada por estimulação sensorial, tem sido estimada pelo Potencial Evocado (PE) resultante da aplicação da técnica de média coerente (sincronizada com a estimulação) a um determinado número de épocas de EEG pós-estímulo. O exame de PE consiste basicamente na análise, por inspeção visual, da morfologia do sinal (em particular, latência, amplitude e polaridade de picos). Logo, por depender da experiência do especialista médico, este é um exame diagnóstico (ou prognóstico) de elevado componente subjetivo. Apesar disso, PE motores, auditivos e somato-sensitivos têm sido associados até mesmo ao prognóstico de pacientes com quadros decorrentes de tentativa de suicídio por enforcamento (KALITA *et al.*, 2002).

Em pesquisa realizada com membros da Sociedade de Pesquisa em Escoliose, NUWER *et al.* (1995) constataram que 88% dos cirurgiões americanos utilizavam PE somato-sensitivo (PESS) em mais da metade das cirurgias realizadas. O PESS, dentre outras aplicações clínicas e intra-operatórias, tem sido utilizado como preditor prognóstico de quadros de hipertensão intracraniana (GIUGNO *et al.*, 2003) e de pacientes comatosos (LOGI *et al.*, 2003), na monitorização de artrodese com fixação transpedicular para doenças degenerativas da espinha lombar posterior (JOU *et al.*, 2003, GUNDANNA, 2003) e durante e no pós-operatório de cirurgia de ressecção da

aorta torácica e abdominal, com vistas a evitar paraplegia decorrente de deficiente perfusão durante o ato cirúrgico (GALLA *et al.*, 1999, VAN DONGEN *et al.*, 2001).

O uso mais extensivo do PESS na prática médica, bem como a compreensão de alguns aspectos da neurofisiologia (e.g.: predominância de determinadas frequências de oscilação no EEG durante estimulação), depende do desenvolvimento e aplicação de técnicas de processamento de sinais, tanto no domínio do tempo como no da frequência, que permitam extrair deste potencial características relevantes ao diagnóstico e prognóstico. Além disso, métodos de detecção de resposta ao estímulo que empregam testes estatísticos para inferir sobre a presença de resposta cortical têm se mostrado promissores. Tais técnicas, denominadas de Detecção Objetiva da Resposta (ORD), têm sido comparadas quanto ao desempenho e rapidez de detecção (TIERRA-CRIOLLO, 2001), em especial a Magnitude Quadrática da Coerência (*MSC*) e a *MSC* com ponderação exponencial (*MSC_p*), ambas técnicas no domínio da frequência. A rapidez de detecção é de particular importância na monitorização durante cirurgias que representam risco de injúria para o Sistema Nervoso.

Assim, o desenvolvimento de um Instrumento Virtual (solução em *software* para instrumentos de aquisição e medida que são tradicionalmente desenvolvidos em *hardware*) que, além de estimar o PESS, incorpore técnicas de detecção como a *MSC*, pode se constituir em importante ferramenta de auxílio ao diagnóstico e monitorização cirúrgica. Este é um aspecto em conformidade com a Agenda Nacional de Prioridades de Pesquisa em Saúde (em especial com os itens Violência, Acidentes e Trauma e Pesquisa Clínica), que visa em última instância a conquista de melhores níveis de saúde para a população.

1.1 Objetivo

O presente trabalho visa desenvolver um Instrumento Virtual para monitorização dinâmica da Resposta Evocada Somato-Sensitiva Encefálica, tendo como ferramenta de desenvolvimento o LabVIEW® (*National Instruments*). Além da estimação e exibição dinâmica do PESS, este instrumento deve apresentar a evolução temporal de duas técnicas ORD, a *MSC* e sua versão ponderada (*MSC_p*). Deve conter também módulos que permitam configurar os parâmetros de aquisição, condicionamento do EEG, filtragem *notch* digital e rejeição de artefato.

1.2 Estrutura do Trabalho

No capítulo 2, uma introdução ao EEG durante estimulação somato-sensitiva é apresentada, juntamente com breve revisão sobre a neurofisiologia humana no que concerne ao escopo do trabalho. Algumas aplicações clínicas e intra-operatórias de potenciais evocados são apresentadas no capítulo seguinte. No quarto capítulo, técnicas de processamento de sinais, no domínio do tempo e da frequência, aplicadas ao EEG ou PE são descritas, com particular ênfase às técnicas implementadas no Instrumento Virtual desenvolvido. O *hardware* utilizado, a concepção modular deste instrumento de monitorização e o teste com sinais simulados encontram-se descritos no capítulo 5, sendo os detalhes técnicos apresentados em Apêndice. A avaliação do Instrumento Virtual com sinais EEG de voluntários adultos neurologicamente normais é descrita no capítulo 6, no qual são apresentados também os resultados da aplicação da *MSC* e *MSC_p* e a discussão com a literatura. Finalmente, conclui-se quanto à adequação do Instrumento Virtual como monitor do PESS.

CAPÍTULO 2

EEG espontâneo e durante estimulação somato-sensitiva

O EEG tem sido considerado importante ferramenta clínica na avaliação funcional do Sistema Nervoso Central. Durante estimulação sensorial, o EEG pode conter a resposta cortical de interesse, usualmente estimada por meio do Potencial Evocado, o qual tem se mostrado relevante no diagnóstico neurofisiológico das vias sensoriais envolvidas na transmissão dos estímulos apresentados, bem como no de áreas corticais relacionadas com a sua interpretação (CHIAPPA, 1997a).

2.1 O Sistema Sensorial Somático

O sistema sensorial é responsável por prover o organismo de sensações. No que concerne ao sistema somático, a pele apresenta receptores distribuídos por todo o corpo que atuam como transdutores de deformações físicas (mecanorreceptores), de temperatura (termorreceptores) ou como transdutores que identificam estímulos externos agressivos ao organismo (nociceptores). Além disso, o sistema sensorial somático também está envolvido no processo de manutenção da postura corporal, a propriocepção.

A comunicação entre receptores e encéfalo se dá por meio de nervos e da medula espinhal. As informações provenientes dos mecanorreceptores (via do tato) seguem a via lemniscal ou lemnisco-medial (Figura 2.1). Os axônios que carregam informações da pele para a medula ou tronco encefálico são denominados de axônios aferentes primários, sendo que nas vias sensoriais da periferia ao córtex, os aferentes são secundários após a primeira sinapse destas vias. Estes axônios seguem pelo gânglio dorsal da medula espinhal, e em seqüência pela medula oblonga onde sofrem decussação (passam a seguir pelo lado contralateral do Sistema Nervoso Central) prosseguindo pelo tracto lemnisco-medial, passando pelo Núcleo Ventral Posterior (VP) do tálamo antes de atingir o córtex somato-sensitivo primário. Do mecanorreceptor – encontrado na pele – até a medula oblonga, a via é direta, não havendo sinapses. As transmissões sinápticas ocorrem nos núcleos da coluna dorsal e no núcleo VP. Além dos nervos espinhais, temos os nervos trigêmeos (par craniano V) que provêm de sensações a face, áreas da boca, dois terços externos da língua e a dura-máter que envolve o

encéfalo. Estes nervos entram pela ponte, realizam sinapses com neurônios de segunda ordem nos núcleos dos nervos trigêmeos, de onde axônios decussam e seguem para o núcleo VP do tálamo e daí para o córtex somato-sensitivo.

Quando um estímulo representa possibilidade de injúria ao organismo, observa-se a atuação dos nociceptores (via da dor) que podem ser mecânicos, térmicos ou químicos de acordo com o tipo de estimulação a que melhor respondem. Como ocorre na via do tato, os axônios aferentes entram pelo corno dorsal da medula (Figura 2.2). Ainda na medula, realizam sinapses e os axônios de neurônios de segunda ordem decussam e seguem pelo trato espinotalâmico até a medula oblonga e deste para os núcleos intralaminar e VP do tálamo de onde prosseguem para, finalmente, atingir o córtex somato-sensitivo primário. A via da dor (e da temperatura) da face e cabeça parte de axônios do nervo trigêmeo que realizam sinapses com axônios de primeira e segunda ordem no núcleo espinal do nervo trigêmeo no tronco encefálico, seguindo até o tálamo pelo lemnisco do trigêmeo (BEAR *et al*, 2002).

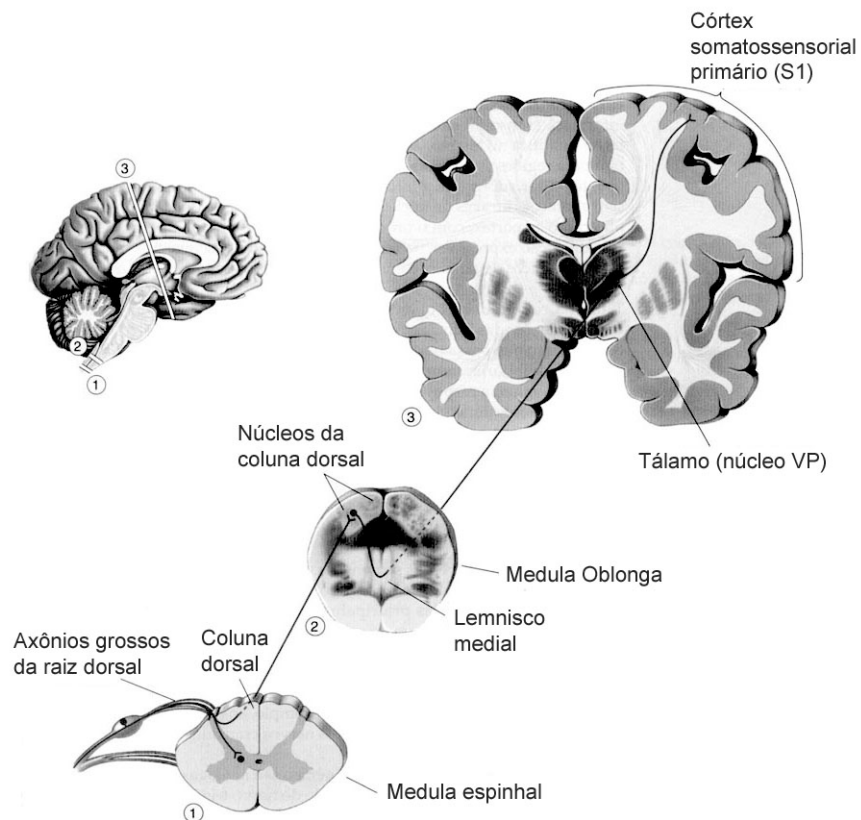


Figura 2.1: Via lemnisco-medial (modificada de BEAR *et al.*, 2002).

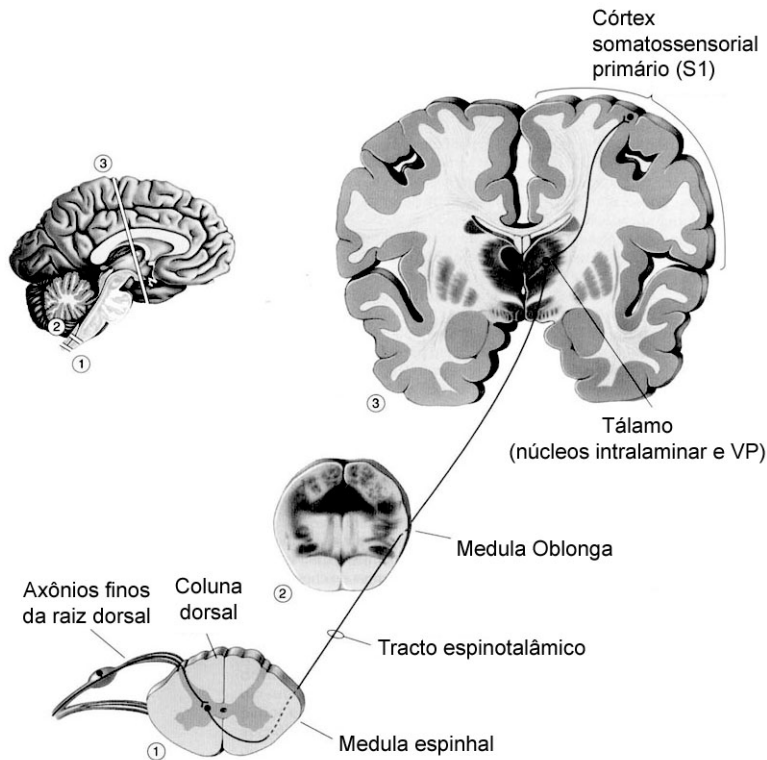


Figura 2.2: Via da dor (modificada de BEAR *et al*, 2002).

2.1.1 O neocórtex somato-sensitivo

O córtex somato-sensitivo primário (S1) é composto pelas áreas 3a, 3b, 1 e 2 de Broadman (Figura 2.3a), posterior ao sulco central, e o secundário situa-se no lobo temporal, próximo ao córtex auditivo primário. As áreas 5 e 7 no córtex parietal posterior também estão associadas a processos sensoriais. Os córtices correspondem ao nível mais elevado de processamento no Sistema Nervoso Central. As áreas 1, 2 e 3b estão fortemente associadas a informações de textura, tamanho e forma de objetos. Axônios aferentes que se originam no tálamo realizam sinapses nas áreas 3a e 3b de onde surgem projeções para as áreas 1 e 2. As áreas corticais somato-sensitivas foram mapeadas por cientistas, como o neurocirurgião Wilder Penfield, cujo procedimento consistia em estimular a superfície de S1 em pacientes acordados com anestesia local no escalpo (BEAR *et al*, 2002). Deste modo, estabeleceram uma associação entre regiões do corpo e superfície cortical sensorial somática, o que é conhecido como somatotopia ou *homúnculo de Penfield* (Figura 2.3b).

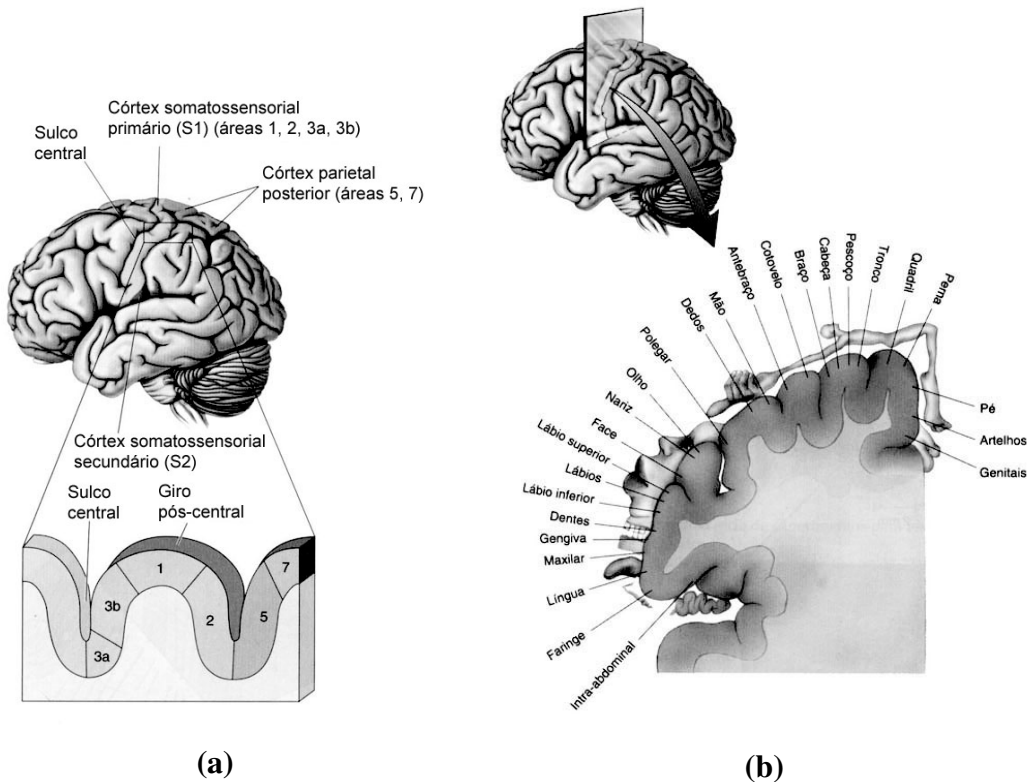


Figura 2.3: (a) Córtex somatossensorial (b) Homúnculo de Penfield (modificadas de BEAR *et al.*, 2002).

2.2 O EEG espontâneo

O EEG espontâneo, ou de fundo, é o registro espaço-temporal da distribuição de potencial gerado a partir de correntes iônicas neurogênicas e apresenta, segundo NIEDERMEYER (1999), valores instantâneos entre 10 e 100 μV e banda de 0,1 a 100 Hz. O EEG é habitualmente dividido nas seguintes bandas de frequência: delta (0,1 – 3,5 Hz), teta (4 – 7,5 Hz), alfa (8 - 13 Hz), beta (14 - 30 Hz) e gama (acima de 30 Hz). A banda delta, presente no sono profundo, é a que apresenta os maiores valores instantâneos do EEG, enquanto a teta está presente no sono leve, podendo aparecer na vigília (NIEDERMEYER, 1999). Observada em condições diversas, a banda beta apresenta valores instantâneos menores que 30 μV . A alfa apresenta amplitude variável, normalmente abaixo de 50 μV em adultos, e é comumente vista em indivíduos acordados com olhos fechados ou relaxados, sendo atenuada com a atenção ou atividade mental (CHATRIAN *et al.*, 1974). Exemplos de registros EEG espontâneo podem ser observados na Figura 2.4.

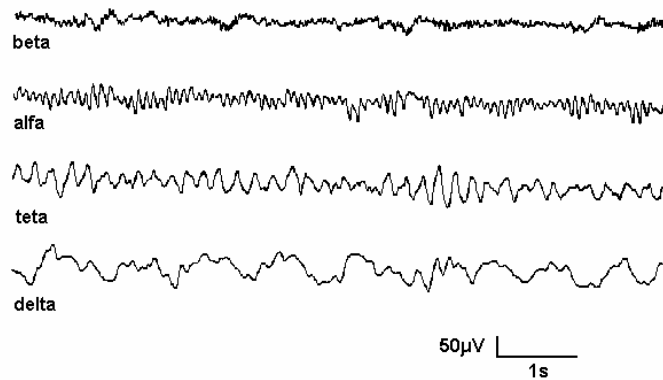


Figura 2.4: Ritmos do EEG espontâneo.

2.2.1 O Sistema Internacional 10-20

O Sistema Internacional 10-20 é um padrão para posicionamento dos eletrodos no escalpo. Todas as posições variantes devem ser referenciadas com base neste sistema. Criado por um comitê da *International Federation of Societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, em 1958, este padrão recomenda que os eletrodos sejam posicionados a 10 e 20% de distâncias entre marcas anatômicas bem definidas (Figura 2.5). As letras identificam a região anatômica: frontopolar (Fp), frontal (F), central (C), temporal (T), parietal (P), occipital (O) e auricular (A). Eletrodos no hemisfério direito recebem números pares e no esquerdo, ímpares. Eletrodos sobre a linha média recebem “z”.

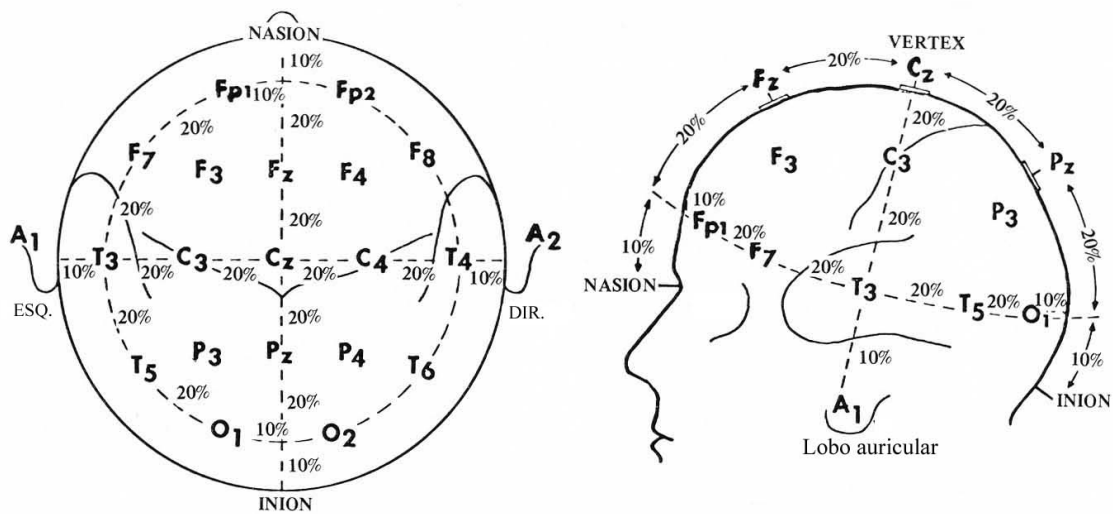


Figura 2.5: Sistema Internacional 10-20 (modificada de KLAS, 1980).

2.3 Potencial Evocado

Segundo MISULIS (1994a), potenciais evocados são respostas do sistema nervoso à estimulação motora ou sensorial, sendo compostos por uma seqüência de ondas caracterizadas por sua latência, amplitude e polaridade. De acordo com o tipo de estimulação, o potencial evocado é classificado como visual (PEV), auditivo (PEA) ou somato-sensitivo (PESS). Menos comum, mas encontrada em alguns trabalhos, é a estimulação olfativa (MARTIN, 1998) e gustativa (TÓTH *et al.*, 2004). O PEV subdivide-se quanto ao estímulo: flash, padrão xadrez reverso ou outro tipo específico de estimulação. O PEA é comumente classificado segundo a latência: potencial evocado auditivo de tronco encefálico (BAEP), de média latência (MLAEP) e de longa latência (LLAEP). Similarmente a este potencial evocado, o PESS pode ser subdividido segundo a latência, sendo também categorizado de acordo com o nervo estimulado: PESS do nervo mediano, peroneal ou tibial. As respostas somato-sensitivas de curta latência ocorrem até 50 ms (NUWER *et al.*, 1994). Devido a ser influenciado por atividades de regiões corticais além do córtex somato-sensitivo, o PESS de média e longa latência exhibe maior variabilidade apresentando, portanto, utilização clínica limitada. Além do PESS por estimulação de membros, há estimulação do nervo trigêmeo, de órgãos genitais e PESS em regime permanente.

O PE é dito transiente ou em regime permanente, dependendo da taxa de estimulação. O primeiro caso ocorre quando o potencial evocado pode ser visualizado dentro do intervalo inter-estímulos. Por outro lado, quando a taxa de estimulação é elevada a ponto de que o PE, além de durar mais que o intervalo inter-estímulos, apresente morfologia próxima de uma senóide, obtém-se o PE em regime permanente. Quanto à duração do estímulo, freqüentemente utiliza-se 200 μ s para o PESS e períodos de 500 ms para o PEV por padrão xadrez reverso (MISULIS, 1994a).

Outro fator que influencia no exame de PE é a intensidade de estímulo. A menor intensidade capaz de produzir PE é denominada limiar (MISULIS, 1994b). Enquanto baixas intensidades requerem elevado número de épocas para que seja possível identificar o PE, intensidades elevadas podem representar risco ao tecido nervoso (receptores e tratos nervosos), além de causarem uma redução na latência dos picos. Este último efeito também costuma ocorrer para estímulos de longa duração (MISULIS, 1994b). A identificação do local de menor limiar para ser utilizado como local de

estimulação é desejável (NUWER *et al.*, 1994), permitindo a aplicação de menores intensidades, o que pode minimizar os riscos de injúria.

Usualmente, de dois a três traçados são superpostos para que a consistência da resposta seja avaliada. As latências devem diferenciar-se por um valor menor que 0,25 ms (0,5 ms para $\overline{P37}$, componente do PE somato-sensitivo que ocorre em torno de 37 ms pós-estímulo) e as amplitudes por um valor menor que 20% entre as medidas realizadas (NUWER *et al.*, 1994). Para um especialista bem treinado as ondas do PESS podem ser avaliadas, em média, após 500 estímulos, embora em ambientes muito “ruidosos” até 2000 estímulos podem ser necessários para que seja possível visualizar o PESS (CHIAPPA, 1997b).

2.3.1 Média Coerente

Como o PE costuma apresentar valores instantâneos pelo menos dez vezes menor (podendo ser da ordem de 1000 vezes menor, no caso do BAEP) que o EEG espontâneo, e por isso não pode ser visualizado, é comum realizar média de várias épocas tomando-se como ponto fiducial o instante de estimulação (Média Coerente). Este procedimento se justifica por assumir-se o EEG de fundo como um ruído branco gaussiano de média zero e as respostas evocadas sincronizadas com o estímulo e idênticas em todas as épocas (LOPES DA SILVA, 1999). Deste modo, o efeito da promediação é aumentar a relação sinal-ruído.

Considerando a i -ésima época de EEG sob estimulação ($y_i[n]$) e o modelo linear apresentado na Figura 2.6:

$$y_i[n] = s[n] + r_i[n] \quad (2.1)$$

onde $s[n]$ é a resposta evocada e $r[n]$ é o EEG de fundo, a Média Coerente fornece uma estimativa do potencial evocado, sendo calculada por:

$$\hat{s}[n] = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M y_i[n] = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M s[n] + \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M r_i[n] \quad (2.2)$$

onde o sobrescrito $\hat{}$ denota estimador e M é o número de épocas de EEG. Quando o número de épocas M tende a infinito, $\hat{s}[n]$ tende a $s[n]$.

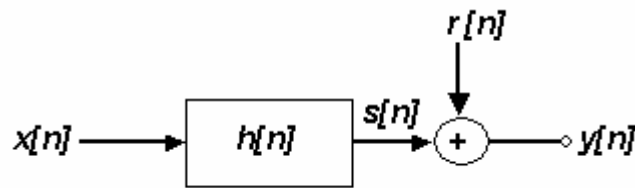


Figura 2.6: Modelo Linear: $x[n]$ é um trem de impulsos (estímulo), $h[n]$ é a função de transferência do sistema, $s[n]$ é a resposta à estimulação, $r[n]$ é o EEG de fundo e $y[n]$ é o sinal medido.

2.3.2 Artefatos

Artefato é qualquer ruído presente na aquisição que interfere no EEG ou PE dificultando sua interpretação. Há, basicamente, três tipos (causas) principais de artefatos: externo, instrumental e fisiológico (SAUNDERS, 1979). Dentre os artefatos externos, encontram-se os ruídos eletromagnéticos de 60 e 120 Hz, que são difíceis de eliminar (blindagem), sendo comumente induzidos por ventiladores, condicionadores de ar e lâmpadas fluorescentes (SAUNDERS, 1979).

Os artefatos de origem instrumental podem ser gerados em qualquer parte do sistema de estimulação e registro, tais como eletrodos, chaves, amplificadores, osciladores. Equipamentos eletrônicos, em particular, costumam introduzir ruído térmico, normalmente de potência prevista e discriminada no manual. No caso de UTI, bombas respiratórias podem gerar artefatos que simulam o padrão surto-supressão em delta ou fusos do sono (SAUNDERS, 1979). Exemplos de ruídos fisiológicos são artefatos musculares, ECG, pulso, movimentos espontâneos, artefato óculo-motor e potenciais glossocinéticos (SAUNDERS, 1979). Em bebês, são comuns artefatos por movimento de sucção.

Outro ruído comum no registro de potenciais evocados é o artefato de estimulação (AE), que é uma resposta fisiológica de elevada amplitude, banda larga e que ocorre nos primeiros milissegundos (5 ms no caso do PESS, segundo ERWIN *et al.* (1993)) pós-estímulo. O AE possui amplitude muito maior que o PE e por ser síncrono com o estímulo não pode ser reduzido por promediação, tendo implicações na análise do PE, seja no domínio do tempo seja em frequência (BOUDREAU *et al.*, 2004).

2.3.3 Potencial Evocado Somato-sensitivo

Embora haja diversos tipos de estimulação somato-sensitiva, tais como toque, vibração, movimento de juntas, estiramento muscular, mudanças de temperatura e dor, estes são menos utilizados e o PESS é usualmente realizado com aplicação de corrente elétrica (MISULIS, 1994c), por ser mais facilmente controlada e por produzir potenciais de maior amplitude e mais bem definidos (CHIAPPA, 1997b).

2.3.3.1 Eletrodos de Estimulação e Registro

Para estimulação, utiliza-se eletrodo de superfície ou agulha, sendo este último menos freqüente devido ao risco de infecções e injúria ao tecido nervoso (MISULIS, 1994c), embora exija menor corrente para produzir PESS, por permitir aplicação de estímulos mais próxima ao nervo periférico (CHIAPPA, 1997b). As impedâncias dos eletrodos de superfície são comumente mantidas abaixo de $5k\Omega$, aceitando-se valores pouco maiores para eletrodos de agulha (CHIAPPA, 1997b). No entanto, embora se dê muita atenção para o valor absoluto das impedâncias, o equilíbrio entre estas costuma ser negligenciado, sendo o desbalanceamento entre impedâncias causa freqüente de registros de má qualidade. Interferência na freqüência da rede (60 Hz) em apenas alguns canais de registro costuma indicar desbalanceamento (SAUNDERS, 1979).

2.3.3.2 Parâmetros de Registro do PESS

Os filtros normalmente utilizados para registro do PESS são de 1 a 30 Hz, passa-altas, e passa-baixas de 250 a 3000 Hz (LINDEN *et al.*, 1997), com ganhos de 100000 a 500000 na faixa de passagem (CHIAPPA, 1997b), o que, considerando uma excursão média de $5\ \mu\text{V}$ para o PESS, resulta em amplitudes de 500 mV a 2,5 V. A utilização de filtro *notch* não é recomendada pelo fato de que a freqüência da rede se encontra dentro da banda de interesse (LINDEN *et al.*, 1997).

2.3.3.3 Exame

Para realização do exame, o paciente deve estar relaxado, geralmente deitado, para evitar que artefatos musculares contaminem o EEG, sendo necessária extração do extrato córneo (parte da pele composta de células mortas) nos locais onde os eletrodos de estimulação, terra e registro serão posicionados.

2.3.3.4 *Intensidade, Taxa e duração de Estimulação*

Usualmente, os estimuladores geram pulsos que variam de 10 μ s a 2 ms (CHIAPPA, 1997b), sendo comumente utilizado valor de 0,2 ms. Estímulos de curta duração tendem a excitar mais fibras motoras do que sensitivas (MISULIS, 1994c), por outro lado, aumentam a seletividade no recrutamento de fibras nervosas, diminuem o limiar de carga (menor corrente) e conseqüentemente previnem contra danos neurais induzidos por estimulação (GRILL & MORTIMER, 1996). A estimulação de nervos mistos (sensorial e motor) produz PESS maiores que a estimulação de nervos sem aferência muscular (CHIAPPA, 1997b).

Para o caso de nervos mistos, a intensidade de estimulação é usualmente definida para valor um pouco acima do limiar motor (capaz de produzir leve contração muscular involuntária) e para nervos somato-sensitivos por 2,5 a 3 vezes a corrente do limiar de sensibilidade (MISULIS, 1994c). Para o caso de pacientes com neuropatias periféricas ou de estimulação bilateral, o estimulador precisa ser capaz de oferecer correntes da ordem de 20 mA (CHIAPPA, 1997b), embora o PESS possa ser obtido a intensidades bem mais baixas (e.g.: 5 mA) e a corrente máxima recomendada seja de 40 mA (LINDEN *et al.*, 1997). Enquanto a estimulação unilateral pode fornecer informações de lateralização, a estimulação bilateral melhora a relação sinal-ruído, facilitando e agilizando a interpretação da morfologia do PESS (BOSE *et al.*, 2004). A aplicação de correntes muito elevadas ou pulsos de longa duração pode resultar em dano tecidual, merecendo cuidado particular no caso de pacientes em coma ou anestesiados (CHIAPPA, 1997b).

Quanto à taxa de estimulação, são comuns valores entre 3 e 8 estímulos por segundo, usualmente 5 Hz (NUWER *et al.*, 1994), para o PESS transiente, e de 12 a 200 estímulos por segundo para PESS em regime permanente (MISULIS, 1994c). Taxas de estímulos sub-múltiplas da freqüência da rede elétrica (e.g.: 60 Hz para Brasil e EUA e 50 Hz para Europa) não devem ser utilizadas para que se evite este tipo de artefato. Embora taxas de estimulação elevadas reduzam o tempo de exame, deve-se evitar as demasiadamente altas (da ordem de centenas de Hz) pois podem representar risco de dano tecidual (CHIAPPA, 1997b), além de resultarem na diminuição da amplitude da resposta (LINDEN *et al.*, 1997).

2.3.3.5 Variabilidade do PESS

O PESS varia significativamente com a idade. Em recém-nascidos, a variação pode ser notada claramente de acordo com diferentes estados de sono. Em crianças acima de 3 anos, o PESS apresenta a morfologia característica de adultos, embora as latências sejam bem distintas decorrentes da diferença de estatura, a qual influi mais no PESS de membros inferiores do que de superiores, devido a distância a ser percorrida pela informação sensitiva. Para idosos, as latências no PESS são maiores em função da queda na velocidade de condução periférica (MISULIS, 1994d, 1994e). A temperatura dos membros também pode influenciar nesta velocidade de modo que os mesmos devem ser mantidos aquecidos durante o exame (NUWER *et al.*, 1994).

2.3.3.6 PESS de membros superiores

O PESS do nervo mediano é comumente obtido por estimulação próxima ao punho e registrado no ponto de Erb, na coluna cervical e no escalpo sobre o lobo parietal, refletindo a condução pelo plexo braquial, parte superior da coluna cervical e córtex somato-sensitivo, respectivamente. O eletrodo de estimulação é, usualmente, colocado 2 cm proximal ao punho, sendo conectado ao negativo do estimulador (catodo), com anodo de 2 a 3 cm distante do catodo e referência na superfície palmar do antebraço.

O PESS clavicular, tomado de 2 a 3 cm acima da clavícula (ponto de Erb), com referência situada em ponto equivalente contralateral, é caracterizado por uma negatividade máxima (no PESS, convencionou-se negatividade para cima e positividade para baixo) em torno de 9 ms para estimulação no punho (Figura 2.7d). Este pico é geralmente seguido e precedido de picos positivos menores. O PESS cervical é registrado sobre a quinta ou segunda vértebra cervical, com referência em Fz (SI 10-20), apresentando pico negativo em torno de 13 ms, podendo apresentar picos negativos menores em 9, 11 e 14 ms (Figura 2.7c).

No escalpo, o PESS entre eletrodo situado na região parietal contralateral (C3' ou C4', localizado 2 cm posterior a C3 ou C4) à estimulação e Fpz se caracteriza por negatividade em torno de 20 ms (Figura 2.7a) seguida de uma positividade (MISULIS, 1994d, CHIAPPA, 1997b) em 30 ms. Registros de PESS com eletrodos na região parietal e lobo auricular, ressaltam pequenos picos que precedem $N\overline{20}$ gerados a partir

de estruturas subcorticais (Figura 2.7b). No entanto, este tipo de registro distorce a morfologia do PESS pelo fato de que a orelha não é de todo silente em atividade elétrica.

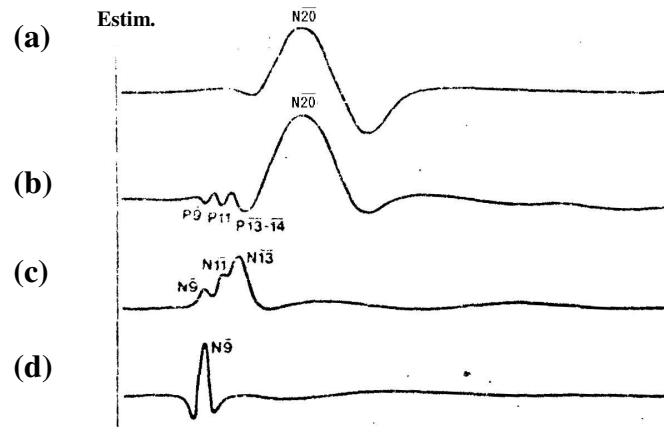


Figura 2.7: PESS do nervo mediano (a) no escalpo com referencial em Fpz (C3'-Fpz), (b) no escalpo com referencial no lobo auricular (c) cervical e (d) clavicular (extraída de MISULIS, 1994d).

2.3.3.7 PESS de membros inferiores

O PESS de nervos da perna é comumente evocado por meio de estimulação do nervo tibial no tornozelo (Figura 2.8) ou do nervo peroneal no joelho (Figura 2.9), podendo ser registrado na região lombar, na parte inferior da coluna torácica e no escalpo, representando respostas da cauda equina, da parte inferior da medula e do córtex somato-sensitivo, respectivamente (MISULIS, 1994e). A estimulação de membros inferiores produz PESS de menor amplitude que aqueles observados para membros superiores (CHIAPPA, 1997b).

O eletrodo de estimulação tibial é, usualmente, posicionado entre a borda medial do tendão de Aquiles e a borda posterior do maléolo medial e conectado ao negativo do estimulador (catodo), com o anodo distando de 3 cm. Os limiares motores da estimulação tibial e peroneal são alcançados quando se pode perceber, respectivamente, flexão dos dedos e eversão do pé (MISULIS, 1994e; NUWER *et al.*, 1994). A estimulação do nervo tibial normalmente gera PESS lombar e no escalpo de maiores amplitudes do que os observados para o nervo peroneal (CHIAPPA, 1997b).

O registro do potencial no nervo tibial é feito por meio de eletrodo localizado na fossa poplíteia, de 4 a 6 cm acima da prega poplíteia, centralizado em relação aos tendões semimembranosos e semitendinosos e com referência na superfície medial do joelho (MISULIS, 1994e, NUWER *et al.*, 1994). Tal potencial se caracteriza por uma negatividade em torno de 10 ms (dependente da distância entre eletrodos de estimulação e de registro) seguida e precedida por pequenos picos positivos (Figura 2.8d). Registros na medula lombar e torácica são tomados em L3 e T12 (e mais T6 para o PESS peroneal), com eletrodos de referência a 4 cm acima de seu correspondente (MISULIS, 1994e).

O PESS lombar é composto por um pico negativo, precedido por um positivo de menor amplitude. Estes podem ser seguidos por outra negatividade. A latência varia de acordo com o local de estimulação e de registro, mas é comum a ocorrência da primeira onda negativa entre 17 e 21 ms para o nervo tibial (Figura 2.8c) e entre 9 e 12 ms para o nervo peroneal (Figura 2.9d). O PESS lombar é particularmente importante quando as latências da resposta no escalpo são anormais, permitindo a distinção entre atrasos periféricos e na condução medular (CHIAPPA, 1997b). Por outro lado, o PESS torácico é formado por um ou mais picos que refletem atividade intramedular (Figura 2.8b e Figura 2.9b e c).

No escalpo, costuma-se tomar a derivação Fpz'-Cz', com Fpz' a meio caminho de Fz e Fpz (SI 10-20) e Cz' localizado 2 cm posterior a Cz. A estimulação tibial (Figura 2.8a) produz o complexo $\overline{P37} - \overline{N45}$ e a peroneal (Figura 2.9a), o complexo $\overline{P27} - \overline{N35}$ (MISULIS, 1994e). Embora o $\overline{P37}$ (registrado em Fz-Cz e Cc-Ci, onde Cc e Ci correspondem a C3' ou C4', dependendo de quem estiver contra e ipsilateral à estimulação) seja o potencial mais consistente no PESS de membros inferiores, há diferenças significativas na topografia de PE de nervos tibiais e peroneais, que refletem, provavelmente, as diferenças na somatotopia (CHIAPPA, 1997b). Apesar de comumente utilizada, estudos recentes apontam que a montagem Fpz-Cz' é freqüentemente subótima para monitorização intra-operatória de $\overline{P37}$, além de não permitir inferir sobre a ausência de decussação das vias sensoriais somáticas (MCDONALD *et al.*, 2004).

2.3.3.8 Influência de Agentes Farmacológicos

A maioria dos medicamentos apresenta pouco efeito sobre o PESS, logo benzodiazepínicos ou similares podem ser administrados (NUWER *et al.*, 1994). Embora apresente aumento de latência e redução de amplitude dose-dependente com a maioria dos anestésicos, com exceção do propofol e etomidato, que podem resultar em pouca modificação ou no aumento de amplitude (ANGEL *et al.*, 1999), o PESS é o PE que apresenta menor sensibilidade à anestesia (FLORENCE *et al.*, 2004). Daí a sua potencialidade na monitorização intra-operatória, pois a presença de resposta permite avaliar a integridade funcional de estruturas corticais e subcorticais, além de possibilitar avaliação indireta dos nervos periféricos, raízes sensoriais e medula espinhal (GUÉRIT, 1999).

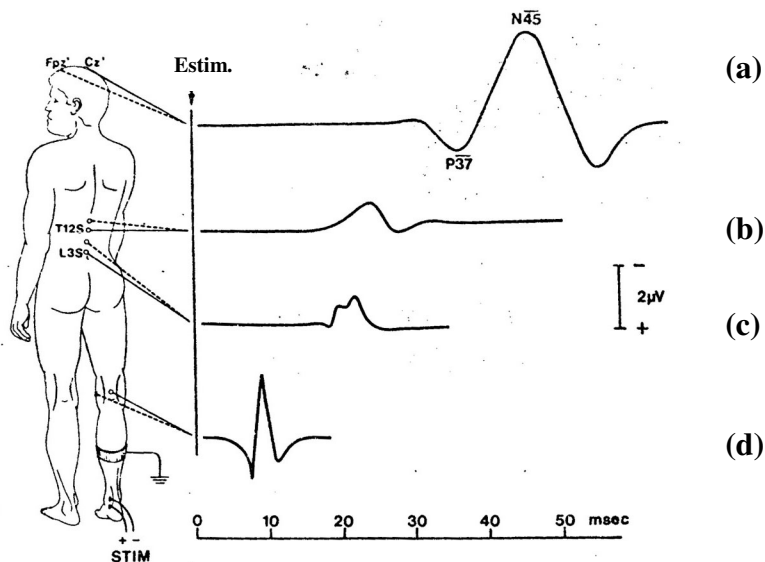


Figura 2.8: PESS do nervo tibial (extraída de MISULIS, 1994e).

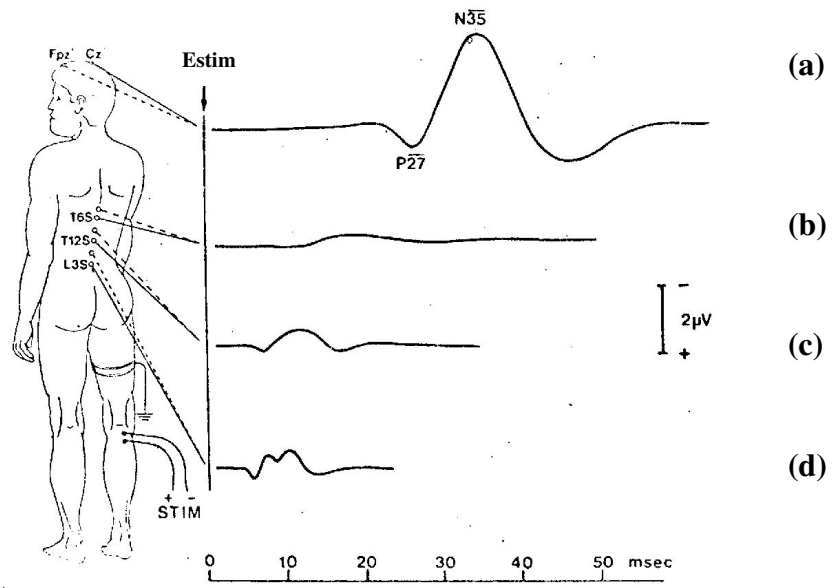


Figura 2.9: PESS do nervo peroneal (extraída de MISULIS, 1994e).

CAPÍTULO 3

Monitorização Intraoperatória e Aplicação Clínica de Potencias Evocados

A eletrofisiologia tem sido utilizada como método paralelo ao exame clínico, por proporcionar uma avaliação funcional, e complementar às técnicas de imagem (avaliação estrutural). Esta complementaridade é de fundamental importância, pois o funcionamento deficiente do Sistema Nervoso Central pode ocorrer sem evidências de lesões estruturais e a ocorrência de lesões pode não resultar em modificações visíveis no registro eletrofisiológico (GUÉRIT, 1999).

3.1 Aplicação dos diferentes tipos de PE

O PEA de curta latência (BAEP) e a determinação do limiar neurofisiológico por BERA (*Brainstem Evoked Response Audiometry*) têm sido apontados como importante ferramenta na triagem auditiva universal (RAMOS *et al.*, 2000, INFANTOSI *et al.*, 2004), juntamente com as Emissões Otoacústicas (EOA). Embora venha sendo aplicada na triagem em diversas unidades hospitalares, por facilidade técnica e operacional (ZAEYEN, 2005), a EOA avalia a integridade do sistema auditivo somente até as células ciliadas externas, enquanto o BAEP pode inferir sobre as vias nervosas até o colículo inferior (tronco encefálico). Além disso, a existência de casos em que o BAEP ou BERA se mostra ausente ou comprometido, com presença de EOA, tem levado ao questionamento da utilização deste método na triagem auditiva em UTI neonatal (INFANTOSI *et al.*, 2004). Por apresentar grande estabilidade à exposição a diversos anestésicos e agentes farmacológicos e possuir ótima reprodutibilidade, o BAEP tem sido utilizado na monitorização intra-operatória durante remoção de tumores no ângulo cerebello-pontino, descompressão microvascular de nervos cranianos e complicações isquêmicas decorrentes da manipulação da circulação da fossa posterior (LINDEN *et al.*, 1997).

Quando o acometimento se dá em estruturas acima dos colículos inferiores, como na hiperbilirrubinemia, há necessidade de se investigar potenciais mais tardios.

Assim, o MLAEP, que possibilita avaliação neurofuncional até, inclusive, o córtex auditivo primário, é indicado (ZAEYEN, 2005).

Por sofrer mudanças dose-dependente com a anestesia, o MLAEP também tem sido aplicado na monitorização do plano anestésico (NAYAK & ROY, 1998, GEMAL, 1999, CAGY & INFANTOSI, 2002, CAGY, 2003), pois os “sinais clínicos” normalmente usados para este propósito tendem a ser obscurecidos pela administração de vasodilatadores, vasoconstritores, bloqueadores de canais de cálcio e bloqueadores neuromusculares (NAYAK & ROY, 1998). A monitorização do plano anestésico, que visa, dentre outros objetivos, evitar casos de lembranças intra-operatórias e conseqüentes transtornos psicológicos, tem sido investigada também pela análise do EEG (ANDALUZ *et al.*, 2004).

A utilização do PEV para monitorização é limitada devido à dificuldade de controlar parâmetros como luminosidade no ambiente e distância do olho ao estimulador. Embora tenha sido utilizado durante cirurgia de tumores pituitários e de aneurismas cerebrais, o registro do PEV como meio de avaliação durante procedimentos cirúrgicos apresenta baixa taxa de sucesso (LINDEN *et al.*, 1997). Apesar de ser o PE que apresenta maior relação sinal-ruído quando comparado ao PEA e ao PESS, sendo inclusive possível notar as principais características morfológicas com apenas 100 estímulos do tipo flash, o PEV apresenta grande variabilidade inter- e intra-observador, dificultando a avaliação do efeito da administração de agentes anestésicos. Além disso, como a quantidade de luz é função do tamanho da pupila, agentes que provocam midríase (dilatação pupilar) devem ser aplicados quando anestésicos são administrados (LINDEN *et al.*, 1997). Por outro lado, em pediatria, o PEV tem sido aplicado como método de avaliação da acuidade visual, detecção de ambliopia, além de estar relacionado a prognóstico em pacientes comatosos, asfixia neonatal e cegueira cortical (LINDEN *et al.*, 1997).

O PESS é o potencial evocado mais comumente utilizado na detecção de isquemia como em cirurgias de reparo de estreitamento aórtico (FABEROWSKI *et al.*, 1999), em particular, por apresentar menor sensibilidade à anestesia do que PEV (FLORENCE *et al.*, 2004). O PESS, juntamente com PEV, também foi investigado na avaliação funcional e maturacional do Sistema Nervoso Central, em paralelo ao método tradicional de *scanning* por ultra-som (PIKE & MARLOW, 2000). Neste estudo de seguimento (2 anos) com recém-nascidos pré-termo durante sono ativo, o PESS foi considerado melhor método dentre os três para predizer evolução neuro-motora. A

acurácia do método é considerada ainda melhor quando combinada com avaliação do PEV.

3.2 PE e EEG

O fato de que o EEG e o PE são sensíveis a diversas patologias (e.g.: isquemia cerebral e medular, aumento da pressão intracraniana, encefalopatias tóxicas e metabólicas) e de que a detecção precoce permite a equipe médica decidir por estratégias que venham a reverter quadros patológicos, evitando risco de vida, justificam a neuromonitorização contínua (JONES *et al.*, 2004, GUÉRIT, 1999). Como não é possível ter um profissional de saúde acompanhando durante todo o tempo a monitorização, a extração automática de parâmetros e associação com medidas de outras variáveis fisiológicas de interesse vem ganhando importância (GUÉRIT, 1999).

GUÉRIT (1999) aponta que a análise do EEG não é adequada para avaliação de evolução de traumatismo crânio-encefálico. No entanto, o desaparecimento da função cortical e de PE subcortical, em casos de hemorragias cerebrais, seria um preditor de prognóstico negativo, embora sua preservação não possua valor prognóstico. Para casos de cirurgia de reparo de aneurismas intracranianos, a detecção em tempo real de isquemia cerebral durante a operação pode auxiliar o cirurgião, por exemplo, na determinação da duração da oclusão vascular temporária que pode ser tolerada e da pressão arterial sistêmica ótima. O PESS e o EEG cortical são as técnicas mais utilizadas para este propósito na cirurgia de aneurisma da circulação anterior (MARTIN *et al.*, 2002). De fato, a análise destas técnicas, PESS (ulnar e tibial) e EEG cortical, apresentaram baixa variabilidade inter-observador, o que não foi observado para EEG tomado no escalpo, durante cirurgia de aneurisma na circulação anterior (MARTIN *et al.*, 2002).

Comparativamente, o EEG fornece uma indicação do estado funcional atual do córtex cerebral (avaliação *on-line*), enquanto o PE representa o estado funcional ao longo do tempo necessário à promediação (GUÉRIT, 1999). Neste caso, a aplicação de técnicas com esquecimento exponencial poderia apresentar medidas mais próximas do *status* corrente do paciente, possibilitando o rastreamento de variações na resposta evocada (KULHAVÝ e KRAUS, 1996, TIERRA-CRIOLLO, 2001). Normalmente, o PE avalia menor área cortical do que o EEG multicanal. Esta expectativa, no entanto, se inverte quando se compara EEG com poucos canais, como na UTI, ao PE multimodal

(GUÉRIT, 1999, FLORENCE, 2004). Na monitorização em UTI, o fato de que o PE é mais imune ao ruído ambiente que o EEG é de extrema importância (GUÉRIT, 1999). Embora demore mais a apresentar modificações, por depender da promediação de diversas épocas de EEG durante estimulação, o PESS é menos suscetível a relações sinal-ruído (RSR) baixas e necessita de menor quantidade de eletrodos, além de inferir sobre estruturas subcorticais (FLORENCE *et al.*, 2004).

Por estarem relacionados com variações no Fluxo Sangüíneo Cerebral, EEG e PESS apresentam mudanças identificáveis associadas à variação na hemodinâmica (FLORENCE *et al.*, 2004). Embora não apresentem especificidade etiológica, ambos também são influenciados por patologias periféricas, caso em que o PE não-encefálico pode auxiliar na sua identificação (GUÉRIT, 1999). Além disso, tanto um como outro não sofrem influência de bloqueadores musculares e apresentam variações graduais com aumento da concentração de anestésicos (ANGEL *et al.*, 1999).

3.3 PESS

Comumente registrado no córtex somato-sensitivo, região vascularizada pela artéria carótida, o PESS tem sido utilizado na cirurgia de endarterectomia carotídea (FLORENCE *et al.*, 2004), realizada para o tratamento de doença vascular obstrutiva e que apresenta risco potencial de isquemia para o hemisfério ipsilateral durante a oclusão da artéria carótida interna (LINDEN *et al.*, 1997).

Por ser muito sensível à temperatura, o PESS tem sido usado como identificador de temperatura ótima em cirurgias que exigem hipotermia profunda (GHARIANI *et al.*, 1999) tendo se mostrado como método seguro e eficiente (GHARIANI *et al.*, 2000). A hipotermia é utilizada com vistas à redução do metabolismo cerebral, em cirurgias de aorta ascendente e de reparo do arco da aorta, que necessitam de parada circulatória (GHARIANI *et al.*, 1998), permitindo a redução de seqüelas neurológicas decorrentes de hipóxia. Por outro lado, temperaturas demasiadamente baixas podem gerar complicações iatrogênicas como distúrbios de coagulação, hemólise, aumento da viscosidade sangüínea, dentre outras (GHARIANI *et al.*, 2000). Além disso, o fato de que o metabolismo basal apresenta grande variabilidade inter-individual e de que a temperatura nasofaríngea, comumente avaliada, não é idêntica à temperatura cerebral reforça a necessidade de ajuste da temperatura ótima individual (GHARIANI *et al.*, 2000).

O ajuste do grau de hipotermia também tem sido feito por meio do desaparecimento do EEG (COSELLI *et al.*, 1988, MIZRAHI *et al.*, 1989), embora alguns autores acreditem que a monitorização por PESS seja o método mais adequado (GUÉRIT *et al.*, 1997). A necessidade de monitorização de membros superiores e inferiores durante estas cirurgias tem sido apontada, devido à ocorrência de paraplegia não prevista pela avaliação intra-operatória de PESS somente de nervo mediano (GHARIANI *et al.*, 1999).

JONES *et al.* (2004) também ressaltam as vantagens que a monitorização do PESS dos quatro membros pode oferecer a um custo muito baixo, diminuindo a possibilidade de complicações neurológicas transitórias ou permanentes, que representam um grande impacto negativo individual e para a relação médico-paciente.

Segundo BOSE *et al.* (2004), a monitorização neurofisiológica durante cirurgia da coluna lombar e torácica tem sido rotina há alguns anos, mas sua utilização em cirurgias cervicais é ainda recente e tem se mostrado sensível para detecção de insultos neurológicos causados por estresse mecânico, manipulação cirúrgica, hipotensão e isquemia.

Além das cirurgias anteriormente citadas, a monitorização do PESS também foi realizada com sucesso em diversas outras tais como neuroradiologia intervencional, cirurgia estereotáxica do tronco encefálico, tálamo, córtex cerebral, talamotomia, localização cortical, cirurgia de plexo braquial e cirurgia de fratura pélvica (LINDEN *et al.*, 1997).

Mesmo quando seqüelas pós-operatórias não podem ser evitadas durante a operação, a detecção de mudanças neurofisiológicas intra-operatórias pode alertar o cirurgião e evitar exacerbação do dano (BOSE *et al.*, 2004). No entanto, é importante selecionar os pacientes para os quais o PE pode ser útil, pois se o paciente não apresenta PE pré-operatório, muito provavelmente não apresentará resposta durante a cirurgia. (LINDEN *et al.*, 1997).

3.4 PESS e PEM

Usualmente o PE somato-sensitivo (PESS) é comparado ao PE motor (PEM). Existem diversos tipos de PEM: (i) por estimulação transcraniana elétrica (tcEMEP) e (ii) magnética (tcMMEP), (iii) por estimulação medular epidural direta (PEM epidural direta) e (iv) não-invasiva (PEM neurogênico), sendo as técnicas de estimulação

medular mais resistentes aos efeitos de anestesia do que as de estimulação transcraniana (LINDEN *et al.*, 1997).

DONG *et al.* (2002) investigaram PESS e PEM (torácico e miogênico) quanto à capacidade de prever ocorrência de paraplegia após cirurgias de aneurisma torácico descendente e toraco-abdominal – procedimentos que envolvem interrupção temporária do fornecimento de sangue para a medula. Segundo estes autores, embora venha sendo utilizado desde 1970, o PESS não tem produzido bons resultados na monitorização funcional da medula em cirurgias de aneurisma de aorta, apresentando elevada taxa de falsos-negativos e falsos-positivos. Por outro lado, o PEM permitiria a avaliação funcional exclusivamente do sistema neuro-motor medular, incluindo o trato córtico-espinhal e substância cinzenta do corno anterior. Estes autores concluíram, então, que o PEM é extremamente acurado na predição da evolução neurológica, sendo mais sensível e específico que o PESS na detecção da isquemia medular.

Esta avaliação não encontra consonância em GUÉRIT e DION (2002), que afirmam que PESS e PEM apresentam sensibilidades similares, embora o PESS não apresente boa especificidade. Segundo estes autores, tanto a parte posterior da medula quanto a anterior estão igualmente sujeitas à privação sangüínea, não havendo, portanto, justificativa anatômica para que uma técnica ou outra seja mais representativa da ocorrência de isquemia medular. Neste mesmo trabalho, GUÉRIT e DION (2002) apresentam revisão sobre a potencialidade de PESS e PEM na prevenção da paraplegia imediata e tardia, decorrente de perfusão insuficiente da medula. Justificam a neuromonitorização pela sua capacidade de detectar o que chamam de “penumbra isquêmica” - estado patofisiológico que ocorre na isquemia aguda, quando os neurônios não se encontram funcionais, embora vivos e recuperáveis por meio de medidas apropriadas.

BOSE *et al.* (2004) utilizaram PESS e tcePEM durante cirurgia de fusão anterior da coluna cervical, concluindo que tcePEM é um método mais sensível que o PESS para detectar efeitos de hipotensão e isquemia medular, embora ressaltem a natureza complementar dos dois métodos como argumento para uma monitorização cirúrgica mais completa. A vantagem de se realizar monitorização combinada de PESS e PEM também é apontada por GUÉRIT e DION (2002) e LINDEN *et al.* (1997).

Em termos gerais, a estratégia intra-operatória deve objetivar a manutenção ou restauração de PEM e PESS estáveis com vistas a evitar a paraplegia imediata (GUÉRIT & DION, 2002), além de outras complicações neurológicas. De fato, diversas

são as variáveis envolvidas na monitorização durante cirurgia. Enquanto o PEM depende da integridade de neurônios motores, o que não pode ser avaliado por PESS, o PESS lombar (N24) identifica complicações no corno dorsal da medula, o que não pode ser investigado por PEM (GUÉRIT & DION, 2002). O PESS multi-nível pode diferenciar entre isquemia da medula segmentar ou distal e entre isquemia do nervo periférico ou cerebral. Por outro lado, embora não seja capaz de distinguir isquemia segmentar de distal, o PEM é capaz de distinguir entre isquemia medular e isquemia do nervo periférico unilateral (GUÉRIT & DION, 2002).

Devido a sua elevada amplitude, o PEM miogênico apresenta a vantagem de não necessitar de promediação (LINDEN *et al.*, 1997, DONG *et al.*, 2002) – para estimulação elétrica - ou necessitar de poucas épocas (cerca de 5) – para estimulação magnética - para ser visualizado. Assim, o PEM miogênico possui a grande vantagem de fornecer *feedback* em tempo real para a equipe de cirurgia (LINDEN *et al.*, 1997), apesar de sua grande variabilidade morfológica. Além disso, há casos em que a análise do PESS não é confiável como na mielopatia severa, tumores de medula, neuropatia periférica ou obesidade, tendo sua interpretação dificultada devido à baixa amplitude e morfologia pobre (BOSE *et al.*, 2004). Por outro lado, o PEM apresenta limitação de uso em UTI por ser sensível aos sedativos comumente utilizados (GUÉRIT, 1999). No entanto, a combinação de anestésicos ketamina ou etomidato/fentanyl e bloqueio muscular parcial, exigidos para o registro do PEM, são compatíveis com o registro do PESS (GUÉRIT, 1999, GUÉRIT & DION, 2002). Além desta, a combinação alfetanyl-propofol tem se mostrado promissora quando há necessidade de se realizar PESS e PEM (CHIAPPA, 1997b). Deve-se ressaltar ainda que o PEM neurogênico foi desenvolvido para ser utilizado mesmo quando um paciente recebe relaxante muscular (LINDEN *et al.*, 1997).

3.5 Monitorização pós-operatória

Como a neuromonitorização reflete apenas o estado corrente do paciente, diversos estudos apontam para o valor da monitorização pós-operatória para detectar complicações neurológicas tardias, o que somente pode ser realizado por PESS, pois o PEM por estimulação elétrica é doloroso e por estimulação magnética não é confiável em pacientes sedados (GHARIANII *et al.*, 2000, GUÉRIT & DION, 2002, DONG *et al.*, 2002).

CAPÍTULO 4

Métodos Quantitativos aplicados ao EEG e PE

Apesar da importância da neuromonitorização contínua, conforme evidenciado, em diversas cirurgias que podem levar a comprometimento do Sistema Nervoso, a identificação daquilo que se julga mudança significativa no EEG ou no PESS permanece subjetiva. Para o PESS, segundo LINDEN *et al.* (1997), estas alterações devem corresponder a uma redução de 30% a 50% na amplitude ou aumento de 5% a 10% na latência, ou uma combinação destes critérios. No entanto, estas características dependem de vários fatores, tais como qualidade do EEG (*baseline*), regime de anestesia e variabilidade inter-observador e inter-paciente (MARTIN *et al.*, 2002). Neste contexto, embora a abordagem neurofisiológica permita a obtenção de dados quantitativos mais precisos que as avaliações clínicas (GUÉRIT, 1999), a necessidade do desenvolvimento de técnicas de processamento de sinais biológicos com vistas à extração de parâmetros morfológicos e detecção objetiva de respostas se torna evidente.

4.1 Técnicas no domínio do tempo

Diversas técnicas no domínio do tempo têm sido aplicadas ao EEG, tal como modelagem utilizando *Markov Process Amplitude* (AL-NASHASH *et al.*, 2004), ou ao PE, como, por exemplo, a deconvolução de respostas auditivas em regime permanente (SPARACINO *et al.*, 2004).

DOBIE e WILSON (1988) investigaram resposta a estímulos auditivos modulados utilizando função de correlação cruzada (FCC) entre a envoltória do estímulo (correspondente à filtragem passa-baixas) e a resposta promediada. Maior sensibilidade foi encontrada para esta técnica quando comparada a FCC entre sinal promediado e frequências elevadas do sinal modulado.

Considerando a natureza periódica e limitada em banda da resposta evocada como consequência da estimulação rítmica, VAZ e THAKOR (1989) estabeleceram um método denominado *Fourier Linear Combiner* que se baseia na atualização de pesos pelo algoritmo *Least Mean Square* (LMS) de uma combinação linear de funções base (senos e cossenos) para a obtenção de estimativa do PE. Basicamente, a técnica utiliza a

Série de Fourier truncada. Algumas vantagens do método são ressaltadas tais como possibilidade de compressão, ausência de distorção em fase e menor necessidade de armazenamento devido à modelagem paramétrica.

KONG e THAKOR (1996) desenvolveram um estimador de mudanças na latência de PE baseado no algoritmo *Least Mean Square* (LMS). Um estimador de forma de onda do PE, *Peak Component Latency-Corrected Average* (PC-LCA), foi implementado por YU *et al.* (1994a). Este método, que emprega filtragem adaptativa variante no tempo (YU *et al.*, 1994b), compara a resposta evocada a um *template* para a obtenção de intervalos para os quais se assume a possibilidade de ocorrência de picos (ou vales). Nos casos em que a variância da latência apresenta-se bastante elevada, considerando-se diversas respostas, o PC-LCA é extremamente útil na detecção do PE, apresentando efeito compensatório nas mudanças de latência e tornando possível a recuperação do potencial. Em casos em que a variância não é tão acentuada, o PC-LCA apresentará resultado pelo menos tão bom quanto a promediação simples.

Na monitorização do plano anestésico, diversos métodos são relatados tais como distâncias taxonômicas - que estabelecem comparações (distâncias vetoriais) entre o PEA antes e após infusão de anestésico (GEMAL, 1999) e o Índice de Potencial Evocado Auditivo (AEPidx) – que calcula um único número que representa latências e amplitudes do PEA (MANTZARIDIS & KENNY, 1997). Tanto as distâncias taxonômicas quanto o AEPidx sofrem forte influência de ruídos e interferências aditivos (CAGY *et al.*, 2000). O AEPidx, o estimador de latência de onda $\tilde{N}b$ (HANSSON *et al.*, 1998) e os Parâmetros de Deformação de Onda –PDO (CAGY & INFANTOSI, 2001), foram aplicados ao MLAEP e comparados quanto à capacidade de refletir transição à inconsciência via administração de propofol (CAGY & INFANTOSI, 2002). O PDO foi considerado o método mais adequado e o AEPidx o que apresentou piores resultados devido a sua baixa imunidade a ruído, apesar de sua rapidez e simplicidade de estimação (CAGY & INFANTOSI, 2002).

NAYAK e ROY (1998) criaram um método de monitorização e controle do plano anestésico que utiliza parâmetros extraídos a partir do MLAEP por meio de DTWT (*Discrete Time Wavelet Transform*) combinado à concentração alveolar mínima (CAM) de anestésico. Fornecendo como entrada para uma rede neural artificial os coeficientes da DTWT e a CAM, e aplicando a saída da rede binária juntamente com a pressão arterial média (PAM) a um tomador de decisões (Lógica Fuzzy), a infusão de isoflurano é controlada por um sistema de malha fechada. Abordagem por *wavelet*

também é utilizada por HUANG *et al.* (1999) na estimação de forma de onda e por ANGEL *et al.* (1999) que associa esta técnica à regressão e inteligência artificial na estimação de mudanças de latência e amplitude nos PE. Diversas inconsistências, encontradas na literatura quando da utilização da Transformada *Wavelet* para análise multi-resolução de PEA, são apontadas por BRADLEY e EILSON (2004) que sugerem a utilização da OCDWT (*Overcomplete Discrete Wavelet Transform*) para este tipo de análise.

4.2 Técnicas no Domínio da Frequência

Técnicas no domínio da frequência também têm sido investigadas na análise do EEG e do PE. No EEG, MUTHUSWAMY *et al.* (1999) estudaram a resposta elétrica cerebral à parada hipóxica-asfíxica induzida em porcos encontrando bicoerência média elevada durante surto-supressão (recuperação pós-asfíxia), indicando um auto-acoplamento em componentes de frequência das bandas teta e delta e evidenciando a existência de não-linearidades quadráticas nos estágios iniciais da recuperação. A monitorização do plano anestésico por meio de análise não-linear do EEG, utilizando os parâmetros frequência instantânea, borda instantânea, dimensão fractal e componente fractal foi proposta por ANDALUZ *et al.* (2004). Os autores concluem, neste trabalho, que a componente fractal é o parâmetro mais representativo das modificações ocorridas nas três fases da anestesia investigadas – estado basal, indução e surto-supressão.

Na tentativa de melhorar a estimativa de PEA, DOBIE e WILSON (1990) utilizaram Filtro de Wiener (FW), que apresenta ganhos distintos para cada frequência de acordo com a relação sinal-ruído em cada uma delas. A flexibilidade desta abordagem é apontada para aplicação em casos em que não se espera uma resposta auditiva padrão (e.g.: paciente com perda auditiva) e em condições em que o PEA normalmente apresenta alterações (e.g.: variações no estado do indivíduo). No entanto, quando a estimativa do PEA é suficientemente boa, o FW não traz melhorias significativas. Por outro lado, se a qualidade do PEA é pobre, o FW não se mostra confiável (DOBIE & WILSON, 1990). De fato, inconsistências e controvérsias sobre a utilização desta abordagem, que assume um modelo irreal de estacionaridade, foram descritas na literatura (VAZ & THAKOR, 1989, YU *et al.*, 1994a).

BAI *et al.* (2001) apresentam um método baseado na DCT (*Discrete Cosine Transform*) com o objetivo de reduzir ruído no PESS e conseqüentemente diminuir o

tempo de exame. Embora a DCT (domínio da frequência) tenha sido utilizada para caracterizar a resposta do Sistema Nervoso Central por meio de uma função de transferência (FT), a validação da modelagem foi realizada por meio da correlação cruzada (domínio do tempo) entre o modelo (saída da FT) e a média coerente de elevado número de épocas de EEG durante estimulação.

Com vistas a identificar, dinamicamente, mudanças de fases no PEV, PECHER *et al.* (2003) propuseram um método para estimação de fase baseada em observadores de estados (Controle Moderno) que provê medida indireta de latências calculadas a partir da diferença entre a fase do sinal promediado e a fase do estímulo.

4.3 Técnicas de Detecção Objetiva

Na análise do PE, usualmente, um observador humano decide quanto à presença ou ausência de resposta baseando-se em sua habilidade, experiência e critérios informais. Esta decisão é tomada por inspeção visual da morfologia - domínio do tempo - ou, em alguns casos, do espectro - domínio da frequência (DOBIE & WILSON, 1993). As técnicas de Detecção Objetiva da Resposta (ORD) apresentam diversas vantagens sobre os métodos convencionais de identificação de resposta tais como: possibilidade de se obter informações relevantes mesmo para observadores experientes no julgamento de casos questionáveis e taxa máxima de falsos-positivos pré-estabelecida (DOBIE & WILSON, 1993). Além disso, algumas técnicas apresentaram desempenho superior à análise de observadores humanos e podem ser úteis no treinamento destes, em particular para o caso daqueles que apresentam tendências para critérios muito rígidos ou muito relaxados, ou ainda para aqueles que apresentam critérios flutuantes (DOBIE & WILSON, 1993).

Assim, por exemplo, CAGY (2003) propôs um método estatístico no domínio do tempo, o Detetor de Potencial Evocado (DPE), aplicado ao MLAEP, além de estabelecer comparação entre técnicas neste domínio e no da frequência. LIAVAS *et al.* (1998), visando investigar patologias de origem neuronal relacionadas à visão (e.g.: deterioração da retina, da via nervosa ou córtex visual), utilizaram uma técnica estatística baseada no periodograma (domínio da frequência) para detecção de PEV em regime permanente. Este método demonstrou desempenho superior na detecção de componentes periódicas no EEG durante estimulação quando comparado ao detector de

energia, cuja estatística é calculada a partir da razão entre as potências do EEG pós e pré-estímulo (espontâneo).

Em 1989, DOBIE e WILSON propuseram a utilização da Magnitude Quadrática da Coerência (*MSC*) – que utiliza informação de potência e fase (sincronismo) entre resposta e estímulo - como meio de identificar as frequências que contribuem significativamente para o potencial evocado, verificando que o método se apresentava mais sensível do que a simples inspeção visual de respostas replicadas.

Assim como a *MSC*, o Teste T2 de Hotelling (HOTELLING, 1931) considera tanto informação de amplitude quanto de fase. Este teste permite o cálculo de uma elipse de confiança para os vetores resposta (PE). Caso ela não englobe a origem (0,0), que corresponde à ausência de resposta, sua presença é assumida (DOBIE & WILSON, 1993). Este teste foi aprimorado por VITOR e MAST (1991), dando origem a um método mais simples, o Teste T2 circular, estando relacionado a *MSC*, sendo possível calcular uma estatística a partir da outra, e apresentando desempenho similar, embora a *MSC* seja computacionalmente mais simples (DOBIE & WILSON, 1993).

DOBIE e WILSON (1994) aplicaram ao PEA de 40 Hz em regime permanente as técnicas *MSC*, *PC* (*Phase Coherence*) – que considera somente a informação de fase das épocas e *MSC-WA* (*MSC-Weighted Averaging*) - que consiste na multiplicação de cada época pelo inverso de sua potência. A aplicação de pesos assume que épocas com elevada potência são aquelas que apresentam menor relação sinal-ruído e, portanto, devem ter seu peso reduzido. A ponderação é interessante particularmente em caso de ruídos não-estacionários, que podem degradar a performance da *MSC* levando esta técnica a apresentar resultados inferiores a *PC* (DOBIE & WILSON, 1993). É importante notar que a rejeição de artefatos pelo descarte de épocas com elevada influência de ruído é um caso particular de ponderação onde o peso dado à época ruidosa é nulo (DOBIE & WILSON, 1993). As três técnicas, *PC*, *MSC* e *MSC-WA*, apresentaram desempenho similar na detecção da resposta (DOBIE & WILSON, 1994). Mais tarde, DOBIE e WILSON (1995) verificaram desempenho superior para a *MSC-WA* quando comparada ao de observadores humanos, detectando respostas com menor número de estímulos e a menor intensidade de estimulação.

RAMOS *et al.* (2000) investigaram a *MSC* e a *CSM* (*Component Synchrony Measure*, que corresponde ao quadrado de *PC*), tendo reportado não haver diferença no desempenho das duas técnicas na detecção de resposta em crianças e recém-nascidos.

No entanto, a *MSC* mostrou maior especificidade¹ na detecção de deficiência auditiva, além de apresentar maior potencialidade na determinação do limiar auditivo na faixa etária estudada. Na detecção de resposta à estimulação somato-sensitiva, melhor performance foi atribuída a *MSC* quando comparada a *CSM* e *Teste F espectral* (SIMPSON *et al.*, 2000).

INFANTOSI *et al.* (2004) aplicaram a *MSC* ao MLAEP de indivíduos adultos normais em diversos níveis de pressão sonora com vistas a investigar a banda de frequência que melhor caracteriza a resposta evocada nas diversas intensidades. Maior consistência para respostas foi encontrada para frequências dentro da banda gama (30 – 100 Hz) tanto para intensidades mais elevadas (30 – 100 Hz) quanto para as mais baixas (30-50 Hz) (INFANTOSI *et al.*, 2004). Além disso, a aplicação da *MSC* para detecção do limiar auditivo, definido em função de resposta voluntária ao estímulo (clique), permitiu obter resultados próximos à detecção por especialista através de reconhecimento de ondas do BAEP ou de ondas do MLAEP (INFANTOSI *et al.*, 2004). Com base nestes resultados, ZAEYEN (2005) sugere aplicação da *MSC* ao MLAEP na triagem auditiva de recém-nascidos a termo e pré-termo, em particular daqueles que apresentam maior risco de comprometimento dos núcleos talâmicos e áreas corticais temporais em decorrência de quadros patológicos como hiperbilirrubinemia e encefalopatia hipóxico-isquêmica.

A *MSC* também foi aplicada à foto-estimulação intermitente para o estudo de coerência no EEG (MIRANDA DE SÁ, 2000) e na identificação de simetria inter-hemisférica em regiões homólogas na frequência de estimulação e seus harmônicos (MIRANDA DE SÁ & INFANTOSI, 2002), ao MLAEP na monitorização do plano anestésico (CAGY *et al.*, 2000, CAGY, 2003), ao BAEP na detecção de resposta em crianças com e sem perda auditiva (RAMOS *et al.*, 1999) e na identificação de bandas de máxima resposta do BAEP (PACHECO, 2003).

Visando uma detecção mais rápida na variação das respostas aos estímulos, a *MSC* com esquecimento exponencial (*MSC_p*) - que envolve a ponderação dos espectros com uma exponencial decrescente, ou seja, as estimativas mais recentes recebem maior peso, foi desenvolvida e aplicada por TIERRA-CRIOLLO *et al.* (1998) ao PESS do nervo tibial. Devido aos resultados promissores, TIERRA-CRIOLLO (2001) sugere a

¹ Especificidade: $E = VN/(VN + FP)$, onde VN é o número de casos de surdez classificados como tal e FP o número de casos de surdez classificados como normais.

aplicação destas técnicas (MSC e MSC_p) ao PESS do nervo tibial como método a ser avaliado na monitorização em tempo real durante procedimentos cirúrgicos ou em UTI.

Finalmente, a Coerência Múltipla também tem sido proposta para o estudo de EEG sob fotoestimulação intermitente, tendo MIRANDA DE SÁ *et al.* (2004) apontando esta técnica como capaz de enfatizar atividade sincronizada com o estímulo e melhorar a taxa de detecção de resposta.

4.3.1 Magnitude Quadrática da Coerência (MSC)

A função de coerência complexa entre os sinais $y[n]$ e $x[n]$ (Figura 2-6) é definida pela razão entre o espectro cruzado $G_{yx}(f)$ e o produto das raízes quadradas dos auto-espectros de $x[n]$ ($\sqrt{G_{xx}(f)}$) e $y[n]$ ($\sqrt{G_{yy}(f)}$) (BENDAT & PIERSOL, 2000):

$$\gamma_{yx}(f) = \frac{G_{yx}(f)}{\sqrt{G_{yy}(f)}\sqrt{G_{xx}(f)}}, \quad (4.1)$$

Em outras palavras, a coerência complexa é o espectro cruzado normalizado (partes real e imaginária variando entre -1 a 1 , com módulo máximo unitário).

O módulo ao quadrado da função de coerência (ou Magnitude Quadrática da Coerência), $\gamma_{yx}^2(f)$, que indica a parcela do valor médio quadrático da saída $y[n]$ devido à entrada $x[n]$ para uma dada frequência f é dada por (BENDAT & PIERSOL, 2000):

$$\gamma_{yx}^2(f) = \frac{|G_{yx}(f)|^2}{G_{yy}(f)G_{xx}(f)}, \quad (4.2)$$

sendo uma função real que varia de 0 a 1 .

A estimativa de $\gamma_{yx}^2(f)$, considerando sinais discretos, de duração finita pode ser calculada segmentando-se $x[n]$ e $y[n]$ (MIRANDA DE SÁ *et al.*, 2002):

$$\hat{\gamma}_{yx}^2(f) = \frac{\left| \sum_{i=1}^M Y_i(f) X_i^*(f) \right|^2}{\sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2 \sum_{i=1}^M |X_i(f)|^2}, \quad (4.3)$$

onde f é o índice de frequência, $\hat{}$ denota estimação, $*$ indica o complexo conjugado, $Y_i(f)$ e $X_i(f)$ representam a Transformada Discreta de Fourier (DFT) da i -ésima época dos sinais $y[n]$ e $x[n]$, e M é o número de épocas tomadas.

Nos casos em que a estimulação ($x[n]$) é periódica, $X_i(f)$ é idêntico em todas as épocas e a Magnitude Quadrática da Coerência entre $x[n]$ e $y[n]$, depende apenas de $Y_i(f)$, sendo expressa por (DOBIE & WILSON, 1989):

$$\hat{\kappa}^2(f) = \frac{\left| \sum_{i=1}^M Y_i(f) \right|^2}{M \sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2}, \quad (4.4)$$

onde $\hat{\kappa}^2(f)$ é utilizado para diferenciar do caso geral $\hat{\gamma}_{yx}^2(f)$ em que $x[n]$ não é periódico.

Enquanto o numerador de (4.4) é o quadrado da soma de M números complexos (magnitude e fase) - $Y_i(f)$, em cada frequência, o denominador é M vezes a soma dos módulos ao quadrado dos $Y_i(f)$ também em cada frequência. Assim, quando a resposta ao estímulo (sinal determinístico) está presente em todas as M épocas (embora contaminado por EEG de fundo, com distribuição gaussiana e média zero) para cada frequência f , os $Y_i(f)$ encontram-se sincronizados. O resultado deste sincronismo pode ser ilustrado como na Figura 4.1a. No caso em que a potência do EEG de fundo se aproxima de zero, o módulo do número complexo (seta preta) tende para a unidade. Por outro lado, se nenhuma resposta ao estímulo é eliciada, não há sincronismo entre os $Y_i(f)$, i.e. a fase está distribuída aleatoriamente levando a um módulo (numerador de $\hat{\kappa}^2(f)$) que tende a zero, conforme ilustrado na Figura 4.1b. Assim, $\hat{\kappa}^2(f)$ pode variar de zero a unidade.

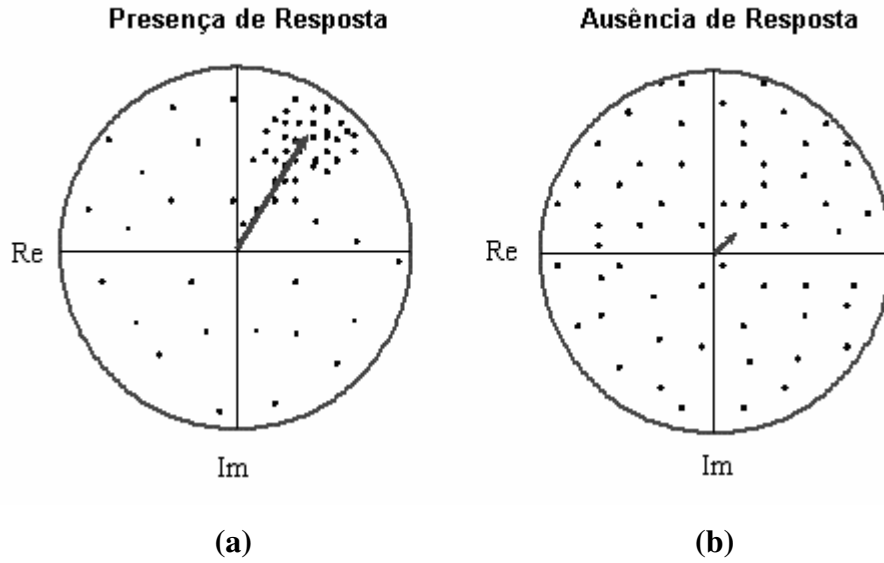


Figura 4.1: $\hat{\kappa}^2(f)$: os pontos representam a Transformada de Fourier das épocas ($Y_i(f)$) e as setas a soma dos $Y_i(f)$ no plano de Argand-Gauss (a) quando ocorre sincronismo em fase e (b) quando a fase encontra-se distribuída aleatoriamente.

Estabelecendo-se a Hipótese Nula (H_0) de Ausência de Resposta ($\kappa^2(f) = 0$, sendo $\kappa^2(f)$ o valor verdadeiro da MSC), demonstra-se que, para M épocas independentes de um sinal $y[n]$ gaussiano de média zero, $\hat{\kappa}^2(f)$ está relacionada à distribuição F segundo SIMPSON *et al.* (2000):

$$(M-1) \frac{\hat{\kappa}^2(f)}{(1-\hat{\kappa}^2(f))} \sim F_{2,2M-2}, \quad (4.5)$$

onde $F_{2,2M-2}$ é a distribuição F com $(2, 2M-2)$ graus de liberdade. A partir desta expressão pode-se obter o valor crítico de $\hat{\kappa}^2(f)$ para um dado nível de significância α , expresso por:

$$\hat{\kappa}_{crit}^2(f) = \frac{F_{crit,2,2M-2,\alpha}}{M-1 + F_{crit,2,2M-2,\alpha}}. \quad (4.6)$$

o qual pode, então, ser usado como limiar para a detecção.

A resposta sincronizada na frequência de estimulação e em seus harmônicos resulta em detecção positiva quando $\hat{\kappa}^2(f) > \hat{\kappa}_{crit}^2(f)$. Como a significância é a probabilidade de ocorrência de detecção mesmo não havendo resposta, espera-se uma taxa máxima de falsos-positivos igual a α em todas as frequências mesmo na condição

de não estimulação. É importante ressaltar que o teste estatístico não é válido para DC ($f=0$) ou frequência de Nyquist ($f=fs/2$, onde fs é a frequência de amostragem) para os quais as componentes da DFT são puramente reais e, portanto, $\hat{\kappa}^2(f)$ não está relacionado à estatística F conforme a expressão 4.5.

Quando H_0 é rejeitada, a Hipótese Alternativa H_1 (presença de resposta: $\kappa^2(f) \neq 0$) é aceita e os respectivos valores críticos de $\hat{\kappa}^2(f)$ devem ser determinados a partir da distribuição sob H_1 , que implica em expressão semelhante à (4.5), porém relacionada com uma distribuição F não-central. Devido à maior complexidade da mesma, aproximações são geralmente aplicadas, como aquela sugerida por Patnaik, que ajusta uma distribuição F de modo que os dois primeiros momentos são preservados. Usando esta aproximação MIRANDA de SÁ *et al.* (2002) obtiveram:

$$\frac{(M-1)}{1+M} \frac{\hat{\kappa}^2(f)}{1-\hat{\kappa}^2(f)} \sim F_{v', 2(M-1)} \quad (4.7)$$

onde $v' = \left(2 + 2M \frac{\kappa^2(f)}{1-\kappa^2(f)}\right)^2 / \left(2 + 4M \frac{\kappa^2(f)}{1-\kappa^2(f)}\right)$. Como se pode notar, da expressão 4.7, quando há presença de resposta, ou seja, $\kappa^2(f) \neq 0$, $\hat{\kappa}^2(f)$ está relacionado a uma distribuição F com um dos graus de liberdade (v') dependente do valor verdadeiro ($\kappa^2(f)$). Assim, os limites de confiança de $\hat{\kappa}^2(f)$ podem ser calculados em função de $\kappa^2(f)$ para um dado nível de significância α :

$$\hat{\kappa}_\delta^2(f) = \frac{\left[1 + M \frac{\kappa^2(f)}{1-\kappa^2(f)}\right] F_{\delta, v', 2(M-1)}}{M-1 + \left[1 + M \frac{\kappa^2(f)}{1-\kappa^2(f)}\right] F_{\delta, v', 2(M-1)}}, \quad (4.8)$$

onde $\delta = \alpha/2$ ou $1 - \alpha/2$.

Na prática, como não se conhece $\kappa^2(f)$, os limites de confiança para $\hat{\kappa}^2(f)$ são calculados por interpolação *spline* cúbica a partir das curvas de limites teóricos (Figura 4.2), que são calculadas atribuindo valores a $\kappa^2(f)$ na equação (4.8). Assim, para um dado valor verdadeiro de MSC , espera-se que $(1-\alpha)100\%$ das estimativas estejam na faixa delimitada pelos valores críticos sob H_1 .

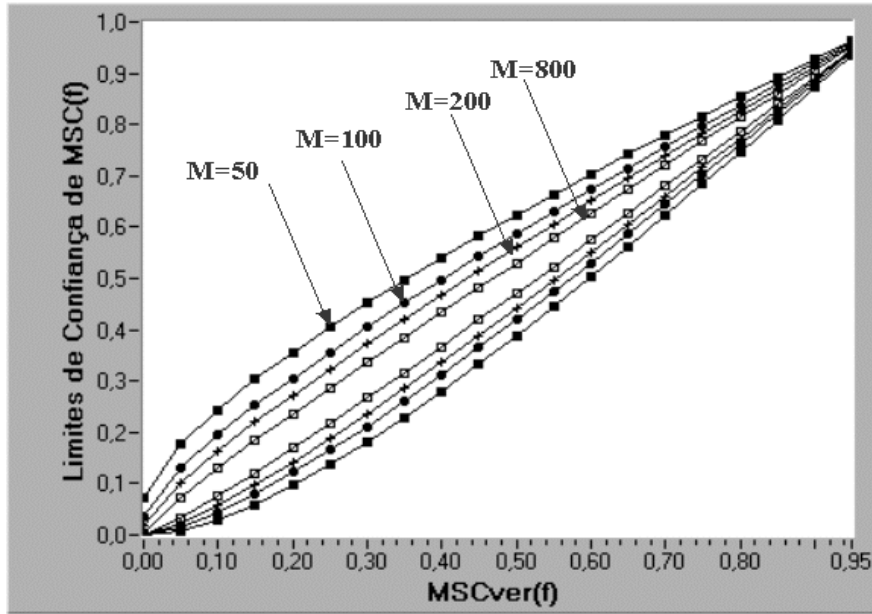


Figura 4.2: Limites de confiança ($\alpha = 0,05$) de $MSC(f)$ para $M=50, 100, 200$ e 800 épocas (no gráfico $MSCver(f) = \kappa^2(f)$).

4.3.2 MSC com esquecimento exponencial (MSC_p)

A MSC com esquecimento exponencial de $y[n]$ na i -ésima época é dada por (TIERRA-CRIOLLO *et al.*, 1998):

$$\hat{\kappa}_p^2(i, f) = (1-b) \frac{|Y_i(f) + bS'_{i-1}(f)|^2}{|Y_i(f)|^2 + bS''_{i-1}(f)}, \quad (4.9)$$

sendo

$$S'_i(f) = Y_i(f) + bS'_{i-1}(f),$$

$$S''_i(f) = |Y_i(f)|^2 + bS''_{i-1}(f).$$

onde f é o índice de frequência, $\hat{\cdot}$ denota estimação, $Y_i(f)$ representa a Transformada Discreta de Fourier (DFT) da i -ésima época do sinal $y[n]$ e b é o fator de esquecimento ($0 < b < 1$).

Conforme TIERRA-CRIOLLO *et al.* (1998), para a Hipótese de Ausência de Resposta (H_0), de modo similar ao descrito para a $\hat{\kappa}^2(f)$, $\hat{\kappa}_p^2(f)$ pode ser relacionada à estatística F por:

$$(M'-1) \frac{\hat{\kappa}_p^2(f)}{(1 - \hat{\kappa}_p^2(f))} \sim F_{2,2M'-2} \quad (4.10)$$

onde $F_{2,2M'-2}$ é a distribuição F com $(2,2M'-2)$ graus de liberdade e

$$M' = \frac{1+b}{1-b},$$

Assim, com base nos valores críticos da distribuição $F_{2,2M'-2}$ (expressão 4.10) para um dado nível de significância α , pode-se obter valores críticos para $\hat{\kappa}_p^2(f)$:

$$\hat{\kappa}_{p_{crit}}^2 = \frac{F_{crit 2,2M'-2,\alpha}}{M' - 1 + F_{crit 2,2M'-2,\alpha}}. \quad (4.11)$$

Espera-se detectar resposta ($\hat{\kappa}_p^2(f) > \hat{\kappa}_{p_{crit}}^2$) na frequência de estimulação e seus harmônicos, quando houver resposta à estimulação. Na condição de não estimulação, uma taxa máxima de falsos-positivos igual a α é esperada em todas as frequências. Os valores críticos ($\hat{\kappa}_{p_{crit}}^2$) para diferentes níveis de significância α e fatores de esquecimento b distintos são apresentados na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Valores críticos para $\alpha=0,05$ e $\alpha=0,1$ para alguns fatores de esquecimento b com o correspondente M' entre parêntesis. (Modificada de TIERRA-CRIOLLO, 2001)

$b (M')$	0,818 (10)	0,936 (30)	0,980 (100)	0,996 (500)	0,998 (1000)
$\alpha=0,05$	0,283	0,098	0,030	0,006	0,003
$\alpha=0,1$	0,226	0,076	0,023	0,005	0,002

CAPÍTULO 5

***Hardware* e Módulos do Instrumento Virtual para Monitorização do PESS**

Sinais EEG foram adquiridos no Laboratório de Processamento de Sinais (LAPIS) utilizando-se Instrumento Virtual especialmente desenvolvido para tal fim e *hardware* comercial. A seguir, tanto as características do *hardware* (amplificadores, estimulador e conversor análogo-digital) quanto os principais módulos do Instrumento Virtual são descritos.

5.1 *Hardware* de Estimulação e Aquisição para o PESS

O exame de potencial evocado somato-sensitivo utilizado nesta pesquisa encontra-se esquematizado na Figura 5.1. Os sinais EEG passam inicialmente por um estágio de pré-amplificação, para depois seguirem, por meio de cabos de fibra ótica, para uma placa condicionadora (barramento ISA) onde sofrem nova amplificação e são filtrados. Tais sinais passam então por uma placa conversora análogo-digital (A/D), na qual também é amostrado o canal de marcação dos instantes de estimulação (*trigger*). Todos estes sinais digitalizados retornam ao computador pela porta paralela para serem processados pelo *software* desenvolvido (Instrumento Virtual).

O computador utilizado possui um processador Pentium III 800 MHz (*Intel*) com 128Mb de memória RAM. A configuração dos parâmetros de Aquisição (Placa A/D), do condicionamento de sinais (Amplificadores EEG) e apresentação de resultados (Gráficos no Instrumento Virtual) é realizada por meio de Menus do Instrumento (maiores detalhes sobre o Instrumento Virtual no Apêndice).

5.1.1 Amplificadores de EEG

O *Opti-Amp V. 8000D* (IHS - *Intelligent Hearing System*) é um bio-amplificador comercial desenvolvido para aquisição de Potenciais Evocados Auditivos (*Auditory Brainstem, Middle-Latency e Long-Latency Responses*), que também pode ser utilizado com um sistema de promediação (*averager*) (INTELLIGENT HEARING SYSTEMS, 2001). Este equipamento contém dois módulos (cada um com entrada para 2 pares de

eletrodos e saída do sinal pré-amplificado por cabo de fibra ótica) e uma placa para barramento ISA (*receiver board*) - com entrada para sinal ótico, que permite realizar filtragem passa-bandas e *notch*, além da amplificação do sinal. Esta placa possui um conector DB-9 fêmea ao qual se conecta um cabo DB9-BNC com saída para 4 conectores BNC, um para cada par de eletrodos (Figura 5.1).

O ganho do amplificador e as frequências de corte dos filtros podem ser definidos por um Menu do Instrumento Virtual, o que possibilita controle centralizado dos parâmetros de aquisição. Embora tenha sido desenvolvido para aquisição de PEA, as especificações do *Opti-Amp V. 8000D* permitem que seja utilizado para exames de PESS ou PEV. A conexão entre *Opti-Amp V. 8000D* e DAQPad1200 é feita por um cabo BNC-DB15 (Figura 5.1).

5.1.2 Estimulador

O estimulador utilizado faz parte do Sistema Potencial Evocado *MEB 9102* (*Nihon Koden*, Japão). Este equipamento comercial é um sistema completo de PE com configuração de diversos atributos tais como ganho, filtragem, parâmetros de estimulação (e.g.: largura de pulso, taxa de estimulação) e rejeição de artefato, possibilitando a monitorização do EEG e Média Coerente (PESS, PEA e PEV). No entanto, para este projeto, somente o estimulador foi utilizado, estando a marcação dos instantes de estimulação (*trigger*) disponível por uma saída BNC do *MEB 9102* e sendo enviada para uma placa A/D (Figura 5.1).

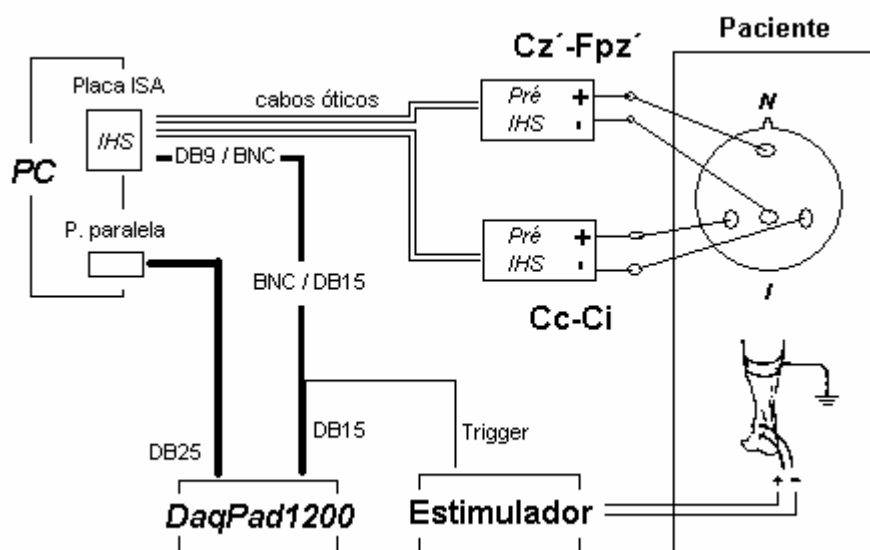


Figura 5.1: Hardware envolvido no exame de PESS.

5.1.2.1 *Frequência Real de Estimulação*

Os equipamentos de potencial evocado costumam utilizar frequências de estimulação de forma a evitar que múltiplos desta frequência coincidam com a de rede e seus harmônicos. Assim, o valor da frequência de estimulação do Sistema Potencial Evocado *MEB 9102* foi avaliado por meio da Transformada Discreta de Fourier (DFT), tomando-se segmento de 100 s (resolução espectral de 0,01 Hz) de EEG durante estimulação somato-sensitiva. A existência de picos em múltiplos de 4,91 Hz no espectro de amplitude do sinal (Figura 5.2) indica intervalo entre estímulos de 203 ms, aproximadamente. Ainda pela mesma figura pode-se observar forte interferência nas componentes da rede e seus harmônicos.

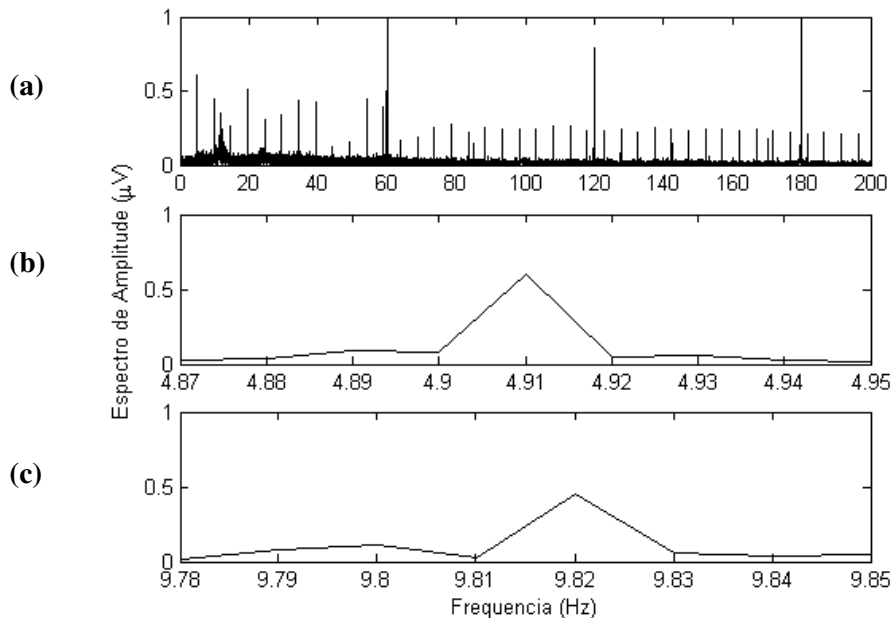


Figura 5.2: Espectro de Amplitude de 100s de EEG, derivação Fpz'-Cz' (voluntário #25), durante estimulação do nervo tibial direito com intensidade LM (a) até 200 Hz e detalhe (b) do 1º múltiplo da frequência de estimulação: 4.91 Hz e (c) do 2º múltiplo da frequência de estimulação.

5.1.3 Conversão Análogo-digital - Placa A/D

A digitalização dos sinais foi realizada pela DAQPad1200® (*National Instruments*), que possui um conversor análogo-digital de 12 bits e saída para a porta paralela (Figura 5.1). A taxa de transferência máxima teórica da porta paralela, no modo

SPP (*Simple Parallel Port*), é de 100000 amostras/s, dividido pelo número de canais. Assim, em teoria, utilizando 3 canais, poderíamos obter uma taxa de amostragem, por derivação, de 33000 amostras/s.

5.2 Instrumento Virtual

O Instrumento Virtual foi desenvolvido com o software LabVIEW® 6i (*National Instruments*) que apresenta um ambiente gráfico de programação para desenvolvimento de rotinas por meio de diagrama de blocos (Linguagem G). A implementação foi realizada em um computador que possui o sistema operacional Windows® 95 OSR2, com o pacote de *drivers* NIDAQ® versão 6.93 (*National Instruments*). Este pacote, que inclui o *driver* para a DAQPad1200, é responsável por realizar a interface entre as rotinas de aplicação e a placa A/D.

O Instrumento Virtual desenvolvido consiste de quatro módulos principais, a saber:

Módulo Derivações EEG: permite visualizar as derivações EEG, *on-line*, bem como a FFT das mesmas. Por meio destes gráficos pode-se identificar ruídos em bandas específicas (e.g.: ruído de rede e harmônicos), possibilitando ajustes na instrumentação antes do início do exame (conforme Figura A.1 do Apêndice, no qual é feita descrição detalhada).

Módulo Linha de Base: Por meio deste módulo o operador seleciona, por inspeção visual, segmentos de EEG livres de artefatos e, a partir do conjunto de segmentos escolhidos, calcula-se o desvio padrão a ser utilizado pela rotina de rejeição automática de artefatos, conforme detalhado no próximo capítulo (Figura A.2).

Módulo Banda de Máxima Resposta (para técnicas ORD no domínio da frequência somente): utilizado para visualizar a banda de frequência para a qual a detecção é máxima durante estimulação (Figura A.3).

Módulo Monitorização: permite a visualização de derivações de EEG, PESS e *MSCp* juntamente com o valor crítico para Hipótese de Ausência de Resposta. Opcionalmente, a evolução temporal da *MSC* e os limites de confiança calculados pelo método de Patnaik (Hipótese Alternativa) para a *MSCp* podem ser impressos. Embora se possa habilitar todos os traçados simultaneamente (por meio de *check boxes*), este não é o funcionamento padrão, pois a exibição de todos os gráficos pode comprometer sua visualização e interpretação (Figura A.4).

5.2.1 Testando o Instrumento Virtual com Sinais Simulados

As rotinas que implementam o PESS, a *MSC* e a *MSC_p* foram testadas com sinais simulados. Para tal, foram criados sinais mimetizando um exame, no qual, inicialmente, o EEG espontâneo seria coletado, seguindo-se o registro de EEG durante estimulação e, por fim, novo segmento de EEG espontâneo. O ‘EEG espontâneo’ foi representado por um ruído branco gaussiano de média zero e o EEG durante estimulação pela adição deste ruído a uma senóide (mimetiza a resposta evocada). Neste teste, utilizou-se uma senóide com frequência $f=10$ Hz, frequência de estimulação $f_e=1$ Hz e relação sinal-ruído $RSR_{potência}=1$ (razão entre potência do sinal e potência do ruído).

Inicialmente, foi testada a condição de não estimulação, com o “EEG espontâneo” variando aproximadamente entre -2 e 2 u.a. (unidades arbitrárias), como ilustrado pelo trecho de 1 s deste sinal na Figura 5.3a. A aplicação da média coerente a $M = 100$ épocas de “EEG espontâneo” (ou seja, 100 janelas de 1 s de duração) resultou em valores variando de -0,2 a 0,2 u.a., portanto, redução a $(1/10)$ da excursão do sinal original, conforme ilustrado na Figura 5.3b. A evolução temporal de $\hat{\kappa}^2(f)$ e de $\hat{\kappa}_p^2(f)$, para a frequência de monitorização $f_{monitor} = 10$ Hz e $M=M'=100$, é mostrada na Figura 5.3c. Para a 1ª estimativa da *MSC* ou da *MSC_p*, utiliza-se um segmento de sinal com duração equivalente a 100 épocas. A Figura 5.3c mostra um “histórico” das estimativas de *MSC* e *MSC_p* para $M=M'=100$, a partir da 100ª época (denominada, então, de 1ª época decorrida). Neste caso, o valor crítico para $\alpha=0,05$ é $\hat{\kappa}_{crit}^2 = \hat{\kappa}_{p,crit}^2 = 0,0298$, não sendo ultrapassado pelas estimativas de nenhuma das técnicas, por tratar-se do “EEG espontâneo”.

Decorridos 200 s de “EEG espontâneo” iniciou-se a “estimulação”, ou seja, adicionou-se a este sinal a senóide de 10 Hz (“resposta eliciada”), conforme ilustrado na Figura 5.4a (sinal de média zero e valores instantâneos de até 4 u.a. de amplitude). O “Potencial Evocado” resultante da aplicação da média coerente com 100 épocas durante estimulação (Figura 5.4b) apresenta morfologia bastante próxima da senóide de 10 Hz, porém ainda contaminada por ruído (amplitude variando entre -2,5 e 2,5 u.a.). A Figura 5.4c mostra, na frequência de 10 Hz, que somente após 100 épocas decorridas, $\hat{\kappa}^2 > \hat{\kappa}_{crit}^2$ e $\hat{\kappa}_p^2 > \hat{\kappa}_{p,crit}^2$, logo, implicando na rejeição de H_0 . Ao se interromper a estimulação, cuja duração foi de 225 épocas, a evolução temporal de $\hat{\kappa}^2$ e $\hat{\kappa}_p^2$ (Figura

5.5c) começa a apresentar decaimento, tendendo a valores inferiores aos respectivos valores críticos. Para a hipótese alternativa H_1 , também para a frequência de estimulação de 10 Hz, a Figura 5.6 mostra os limites de confiança (significância de 5%) para $\hat{\kappa}_p^2(f)$.

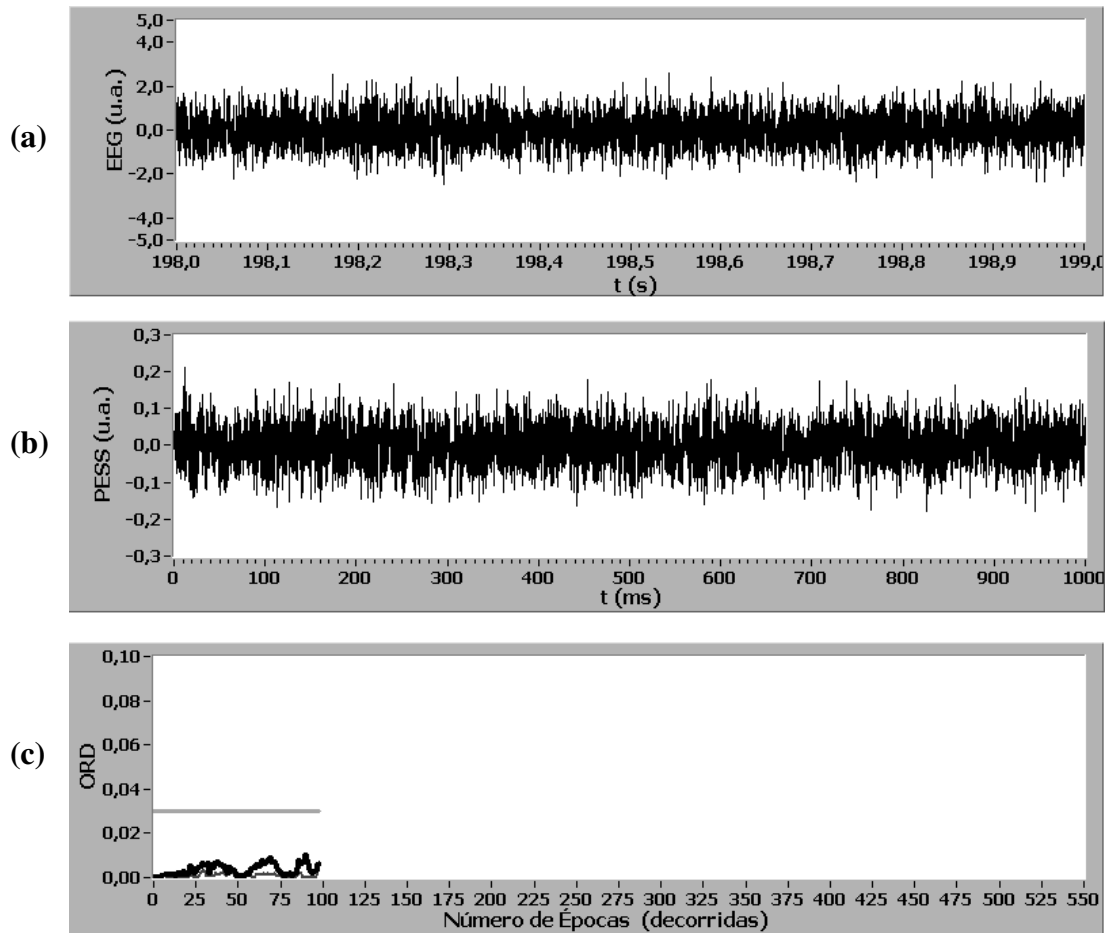


Figura 5.3: Condição de não estimulação: (a) ruído branco gaussiano de média nula. (b) Média Coerente com 100 janelas (épocas) de 1 s de duração. (c) $\hat{\kappa}^2(f)$ (linha fina) e $\hat{\kappa}_p^2(f)$ (grossa), para $f=10$ Hz e $\alpha=0,05$, com valores abaixo de

$$\hat{\kappa}_{crit}^2 = \hat{\kappa}_{p\,crit}^2 = 0,0298 \text{ (linha horizontal).}$$

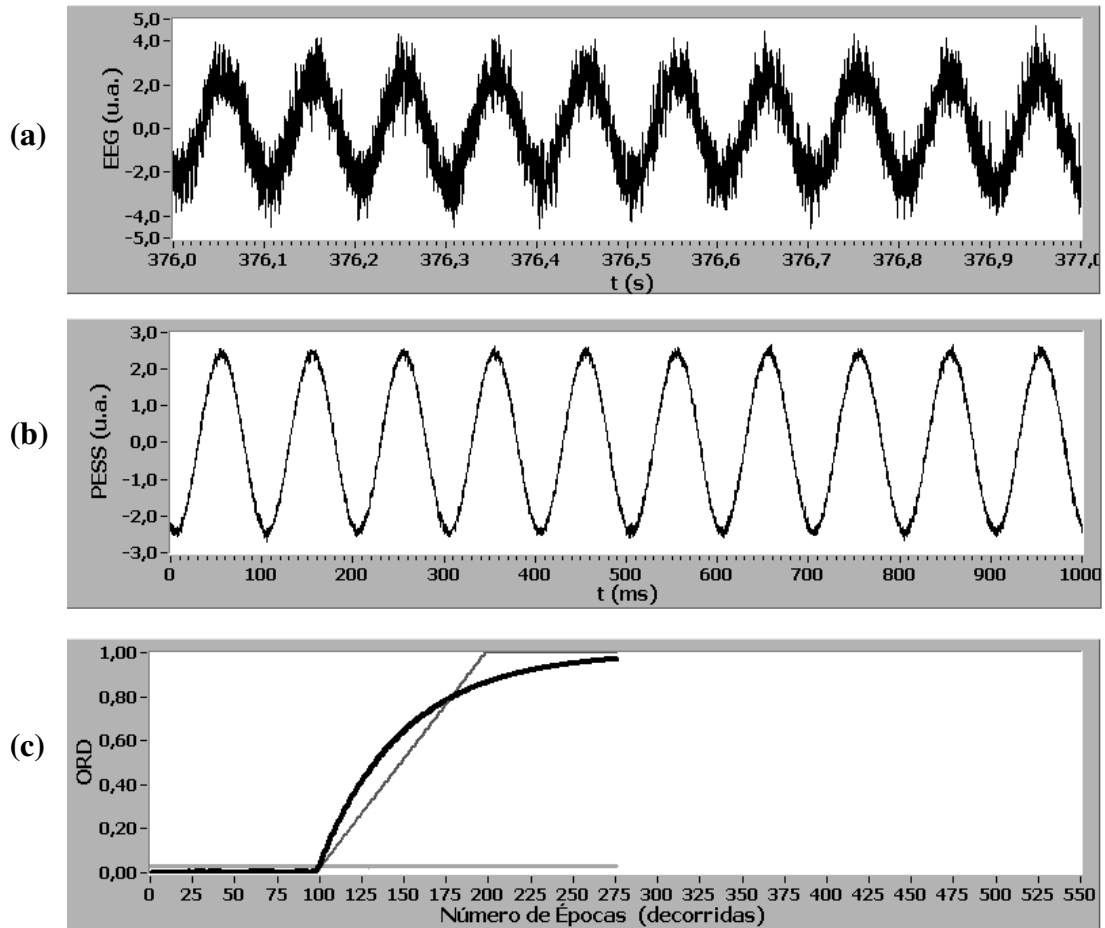


Figura 5.4: Condição de estimulação: (a) senóide de 10 Hz adicionada ao ruído branco gaussiano, ambos de média nula. (b) Média Coerente com 100 janelas (épocas) de 1 s de duração, apresentando a senóide contaminada por ruído. (c) evolução temporal de $\hat{\kappa}^2(f)$ (linha fina) e $\hat{\kappa}_p^2(f)$ (grossa), para $f=10$ Hz e $\alpha=0,05$.

Valores críticos $\hat{\kappa}_{crit}^2 = \hat{\kappa}_{p,crit}^2 = 0,0298$ (linha horizontal).

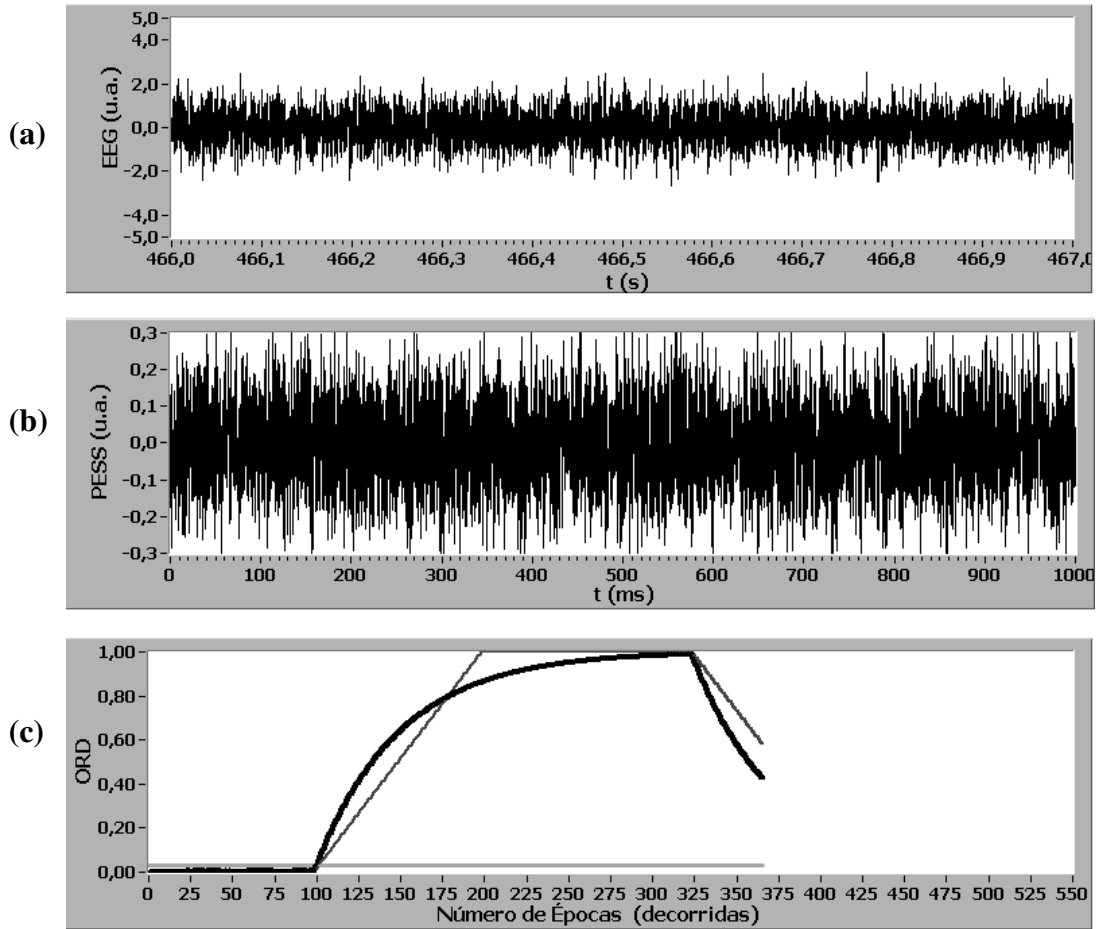


Figura 5.5: Condição de não estimulação: (a) ruído branco gaussiano de média nula. (b) Média Coerente com 100 janelas (épocas) de 1 s de duração. (c) Evolução temporal de $\hat{\kappa}^2(f)$ (linha fina) e $\hat{\kappa}_p^2(f)$ (grossa), para $f=10$ Hz e $\alpha=0,05$, mostrando que quando há interrupção da estimulação ($t=325$ épocas), os valores das estimativas tendem a retornar para níveis abaixo de $\hat{\kappa}_{crit}^2 = \hat{\kappa}_{p,crit}^2 = 0,0298$ (linha horizontal).

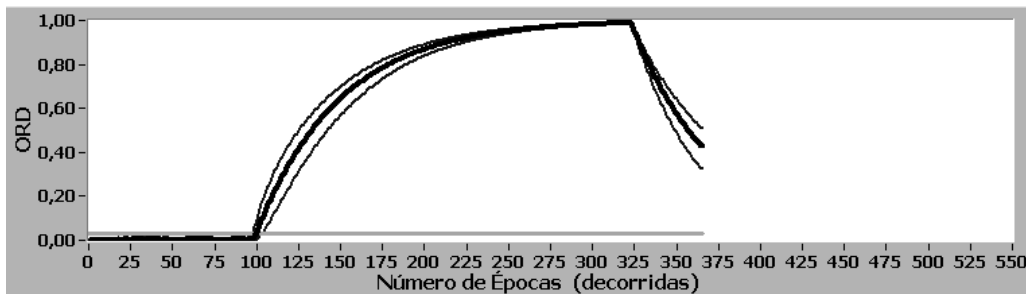


Figura 5.6: Evolução temporal de $\hat{\kappa}_p^2(f)$ (linha grossa) e limites de confiança (linhas finas, significância de 5%), para $f=10$ Hz, $M=M'=100$ e $\alpha=0,05$. Linha horizontal: $\hat{\kappa}_{crit}^2 = \hat{\kappa}_{p,crit}^2 = 0,0298$.

5.2.2 Considerações sobre a escolha do *hardware* e *software*

Há uma variação relevante no desempenho das rotinas de aquisição e processamento conforme versões do sistema operacional e do *driver* utilizado para estabelecer comunicação entre a placa de aquisição e o Windows® (versão do NIDAQ®). Testes realizados com diferentes versões do Windows®, NIDAQ® e *hardware* podem resultar em diferenças de desempenho inesperadas. Por exemplo, com um Pentium 100 MHz com Windows® 95 OSR2 pôde-se adquirir maior quantidade de canais a taxas mais elevadas do que ao se usar um AMD K6 II 300 MHz com Windows® 98 *Second Edition*. Possivelmente, tal fato se explica pela diferença nos *drivers* do sistema operacional (ex: *driver* para porta paralela). Assim, o Windows® 95 OSR2 (*Microsoft*) foi utilizado por ser o sistema operacional para o qual o Instrumento apresentou melhor desempenho - comparado com o Windows® 95 (1ª edição), Windows® 98SE e Windows® 2000, com NIDAQ® v. 6.9.3. A utilização deste sistema operacional, entretanto, poderia ser apontada como uma limitação do sistema, tendo em vista que o Windows® 95 é obsoleto. Além desta, outra limitação é a necessidade de se possuir um computador com barramento ISA, necessário para utilização da placa condicionadora de sinais EEG (*Opti-Amp* V. 8000D), pois este padrão está sendo descontinuado.

No Instrumento Virtual, alguns gráficos podem, eventualmente, apresentar cintilações (“*flickers*”) em decorrência de atualização lenta de tela, em particular para módulos que consomem muito recurso computacional (processamento e memória) por apresentarem vários gráficos, tais como os Módulos Banda de Máxima Resposta e Monitorização.

Embora existam limitações na versão atual do sistema, estas não se constituem em obstáculo a sua utilização como ferramenta de pesquisa e monitorização de PE. Além disso, nova versão pode ser desenvolvida tendo como base a versão atual do Instrumento Virtual.

CAPÍTULO 6

Avaliação do Instrumento Virtual para Monitorização do PESS

Para avaliar o Instrumento Virtual para monitorização do PESS, sinais EEG antes e durante estimulação do nervo tibial direito foram adquiridos em regiões do escalpo correspondentes ao córtex somato-sensitivo. O desempenho do instrumento desenvolvido foi testado durante o exame, embora os testes apresentados a seguir tenham sido realizados com versões *off-line* dos módulos.

O Módulo Derivações EEG foi utilizado (*on-line*) para determinar a qualidade do EEG. A inspeção visual do traçado das derivações e seus espectros correspondentes permitiu ajustes pré-exame de modo a se obter sinais com a qualidade requerida. Tomando os sinais EEG armazenados, calculou-se os desvios-padrão para cada sinal com vistas à rejeição automática de artefatos, utilizando-se o Módulo Linha de Base. A seguir, a banda de máxima resposta – aquela que melhor caracteriza atividade sincronizada com o estímulo, foi investigada por meio do Módulo Banda de Máxima Resposta. Então, a evolução temporal da MSC e MSC_p foi estudada para frequências dentro da faixa considerada de resposta máxima, utilizando-se para tal o Módulo Monitorização.

6.1 Protocolo Experimental

O protocolo experimental utilizado para a aquisição do PESS baseou-se em TIERRA-CRIOLLO (2001).

6.1.1 Casuística

Sinais EEG de duas regiões do córtex somato-sensitivo foram coletados de 30 voluntários adultos normais (21 homens e 9 mulheres) com idade entre 23 e 45 anos ($28,7 \pm 5,6$ anos) sem sintomas de patologia neurológica e com PESS normal, segundo opinião de especialista (Tabela 6.1). Os sinais foram coletados com os voluntários relaxados, olhos fechados, na posição decúbito dorsal.

6.1.2 Estimulação Somato-sensitiva e Aquisição do EEG

A estimulação foi aplicada utilizando-se o Sistema de Potencial Evocado *MEB 9102* por meio de dois eletrodos de superfície (de ouro), distantes de cerca de 2 cm, posicionados sobre o nervo tibial direito, no tornozelo. Utilizou-se um eletrodo terra colocado na fossa poplíteia. A estimulação consistiu de pulsos retangulares de 0,2 ms de duração e frequência nominal de 5 Hz (4,91 Hz para evitar respostas em 60 Hz e harmônicos).

Os eletrodos de registro foram posicionados em Fpz' - a meio caminho entre Fpz e Fz do Sistema Internacional 10-20, com referência em Cz' - 2 cm posterior a Cz, e C3' - 2 cm posterior a C3, com referência em C4' - 2 cm posterior a C4 (Figura 2.5). Eletrodos de ouro foram utilizados e os valores de impedância obtidos inferiores a 5000 Ω . No bio-amplificador *Opti-Amp V. 8000D*, as derivações EEG foram filtradas de 1 a 1000 Hz (Figura 5.1). Então, tanto as derivações EEG quanto o canal de marcação dos instantes de estimulação (*trigger*) foram amostrados a 3000 amostras/s com o conversor análogo-digital DAQPad1200 (Figura 5.1).

6.1.3 O Exame de Potencial Evocado Somato-sensitivo

Inicialmente, para cada voluntário, foram determinadas as menores intensidades de corrente que produzissem: (i) percepção do estímulo: limiar de sensação (LS); (ii) contração involuntária dos músculos intrínsecos do pé: limiar motor (LM). Os sinais EEG espontâneo e durante estimulação foram então coletados conforme seqüência de estimulação apresentada na Figura 6.1, sendo SE os períodos de não estimulação, IP1 períodos estimulados na intensidade média entre LM e LS (IP2 e IP3 referem-se a replicações para esta corrente). Por adotar tal procedimento, as intensidades de corrente aplicadas variaram entre os voluntários (Tabela 6.1). A duração dos períodos de estimulação foi de 1000 a 1500 estímulos válidos (épocas não rejeitadas pelo algoritmo de rejeição automática de artefatos), por outro lado os períodos de não-estimulação foram fixados em cerca de 3,5 minutos (tempo aproximado de 1000 estímulos à taxa de 5 estímulos/s).

Tabela 6.1: Voluntários, suas idades, sexos e intensidades utilizadas. Média e desvio padrão abaixo dos títulos das colunas.

Número	Idade (28,7±5,6)	Sexo	LS (mA) (1,8±1,2)	IP (mA) (6,7±1,7)	LM (mA) (11,4±2,9)
#1	29	M	1,4	5,8	10
#2	27	M	4,0	10,4	16,6
#3	33	M	2,4	6,6	10,6
#4	30	M	2,6	4,0	5,4
#5	25	M	2	4,6	7,2
#6	25	M	5,6	10,4	15
#7	26	F	1,2	8,6	16
#8	23	M	1,2	5,2	9
#9	26	F	0,8	4,0	7
#10	25	M	1,4	8,8	16
#11	24	F	2,4	7,8	13
#12	27	M	3,2	5,8	8,2
#13	25	M	1,0	5,4	9,6
#14	23	F	0,4	5,8	11
#15	33	F	3,4	8,2	13
#16	38	M	0,4	6,2	12
#17	29	M	1,2	4,6	8,0
#18	25	M	0,4	7,4	14,4
#19	23	F	2	8,8	15,6
#20	34	M	1,2	6,6	12
#21	31	M	1,4	6,8	12
#22	24	M	0,6	4,8	9,0
#23	30	M	0,6	6,4	12
#24	44	F	2,6	7,4	12
#25	27	F	2,8	7,4	12
#26	29	M	2,4	7,2	12
#27	26	M	0,8	4,0	7,0
#28	28	F	0,8	6,4	12,2
#29	26	M	3,2	8,2	13,0
#30	45	M	1,2	6,2	11

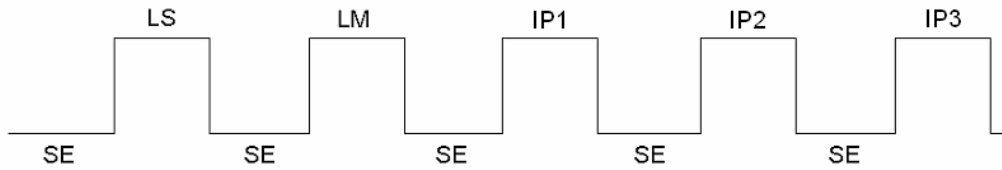


Figura 6.1: Protocolo de exame: seqüência de intensidades de estimulação.

6.2 Pré-processamento

O período inter-estímulo tem duração de cerca de 200 ms enquanto que os componentes mais significativos do PESS ocorrem nos primeiros 100 ms. O artefato de estímulo, resposta de banda larga e sincronizada com a estimulação, é observado nos primeiros 10 ms pós-estímulo e produz resultados indesejáveis em técnicas no domínio da frequência (tais como MSC e MSC_p). Assim, com vistas à estimação do PESS e aplicação das demais técnicas de processamento, os sinais EEG foram segmentados em trechos de $W=190$ ms de duração (resolução espectral $=1/W=5.26$ Hz), após remoção dos primeiros 10 ms pós-estímulo. Desta forma, obteve-se resolução espectral mais próxima da frequência de estimulação, bem como se eliminou o artefato de estímulo. Um exemplo de PESS com presença de artefato de estímulo é mostrado na Figura 6.2a, sendo que o efeito da aplicação da MSC e MSC_p nesta situação resulta em detecção em ampla banda de frequências, conforme ilustrado na Figura 6.2b.

6.2.1 Rejeição Automática de Artefatos

Utilizando-se o Módulo Linha de Base, calculou-se o desvio padrão (dp) de 20 segundos de EEG espontâneo livre de ruído. Para se obter trechos de EEG livres de ruídos de elevada intensidade, são rejeitadas épocas em que mais de 5% de amostras contínuas ou mais de 10% de amostras excederem ± 3 vezes o desvio padrão (limiar que contém aproximadamente 99,5% de amostras assumindo distribuição normal para a amplitude do EEG de fundo).

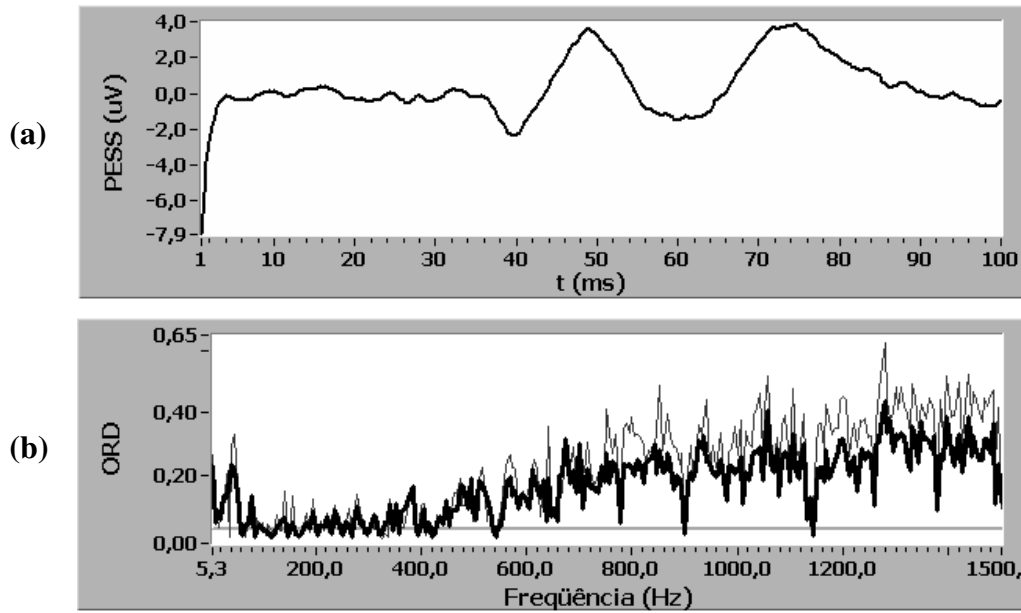


Figura 6.2: (a) PESS (197 épocas) com presença de artefato de estímulo (b) Efeito da aplicação da MSC (linha fina) e MSC_p (grossa) à janela que inclui o artefato de estímulo (voluntário #6). Linha horizontal refere-se a $\hat{\kappa}^2_{crit} = \hat{\kappa}^2_{p_{crit}} = 0,0298$, sendo

$$M=M'=100 \text{ e } \alpha=0,05.$$

6.3 PESS

O Potencial Evocado Somato-sensitivo, para as diversas intensidades, foi analisado por meio do Módulo Monitorização, embora também pudesse ser visualizado com o Módulo Banda de Máxima Resposta (conforme descrito nas secções A.3 e A.4). O PESS em LS não apresentou morfologia característica, sendo similar à promediação de EEG (ruído branco gaussiano) para 28 dos 30 voluntários, conforme exemplificado na Figura 6.3.

Na Figura 6.4, pode-se observar uma exceção (voluntário #34) para a qual se obteve formação de PESS com estimulação em LS. O aumento das latências e redução de amplitudes com a diminuição da intensidade de estimulação também é evidenciado na mesma figura onde o PESS é representado para LS (linha fina), IP1 (linha média) e LM (linha grossa). Nota-se a formação de vale em torno de 37 ms correspondente ao $\overline{P37}$ e de pico em torno de 45 ms correspondente ao $\overline{N45}$. As tabelas 6.2 e 6.3 apresentam as latências médias para $\overline{P37}$ e $\overline{N45}$ nas derivações Fpz'-Cz' e C3'-C4', respectivamente. Para Fpz'-Cz' foram obtidos valores em torno de 38,5 ms e 47,3 ms e para C3'-C4' em torno de 37,7 e 47,6, valores próximos aos apontados na literatura para

o limiar motor (CHIAPPA, 1997). Para a intensidade IP, as latências encontradas são maiores (em torno de 42 e 52 ms para Fpz'-Cz' e 40 e 50 ms para C3'-C4'), sendo que não foi possível identificar $\overline{P37}$ e $\overline{N45}$ para todos os voluntários (número de voluntários para os quais foi possível identificar cada componente em fonte subscrita nas tabelas). O aumento das latências para intensidades abaixo do limiar motor também se encontra em conformidade com a literatura (CHIAPPA, 1997).

Para pelo menos um dos IPs, 22 voluntários apresentaram PESS em Fpz'-Cz' e 19 em C3'-C4'. A replicação de IPs foi observada em todos os que apresentaram PESS em Fpz'-Cz' e em 16 dos 19 que o apresentaram em C3'-C4', sendo exemplificada para o voluntário #11 (C3'-C4') na Figura 6.5. Falta de replicação consistente para IPs pode ser visualizada na Figura 6.6 para derivação C3'-C4' do voluntário #16.

Para LM, observou-se formação de PESS para os 30 voluntários na derivação Fpz'-Cz' e para 29 na derivação C3'-C4'. A Figura 6.7a apresenta o PESS com 1448 épocas do voluntário #6 na derivação Fpz'-Cz' para intensidade LM quando a rejeição automática de artefatos não é utilizada. Pode-se notar uma morfologia mais ruidosa do que a que se observa quando o algoritmo é utilizado para rejeitar épocas com elevada variância, como exemplificado na Figura 6.7b, na qual se pode visualizar o PESS com 1370 épocas tendo ocorrido rejeição de 78, ou seja, aproximadamente 5% das épocas colhidas durante estimulação.

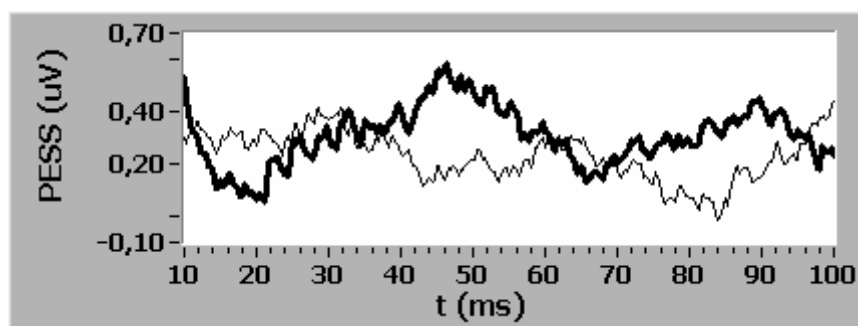


Figura 6.3: PESS para intensidades LS (linha grossa) com 1315 épocas e promediação do EEG de fundo (fina) com 836 épocas da derivação Fpz'-Cz' (voluntário #30).

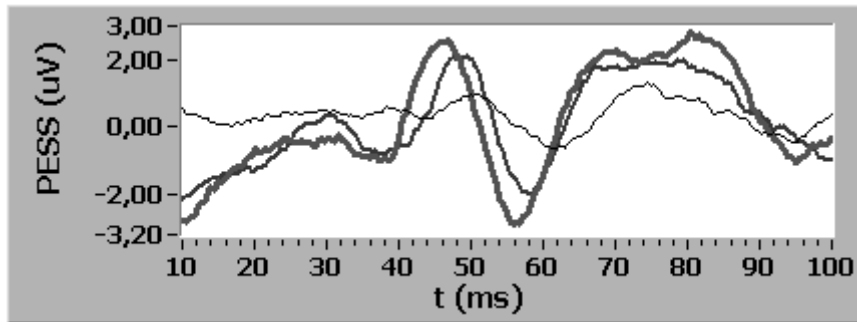


Figura 6.4: PESS da derivação Fpz'-Cz' para intensidades LS (linha fina), IP1(média) e LM (grossa) (voluntário #25) com 1684, 1430 e 1295 épocas.

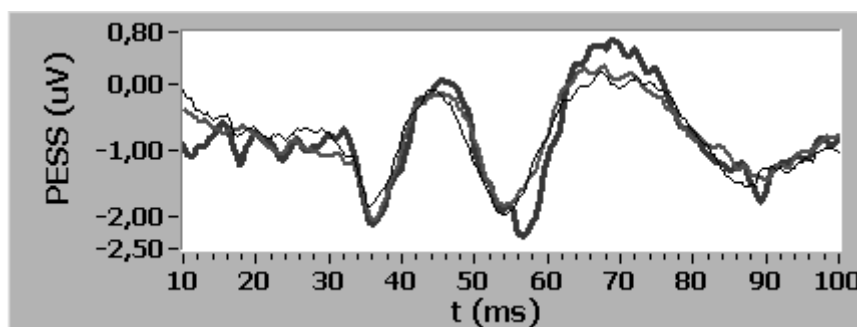


Figura 6.5: Replicação do PESS para intensidades IP (voluntário #11), derivação C3'-C4': IP1 (linha fina), IP2 (média) e IP3 (grossa) com 1358, 1393 e 1374 épocas.

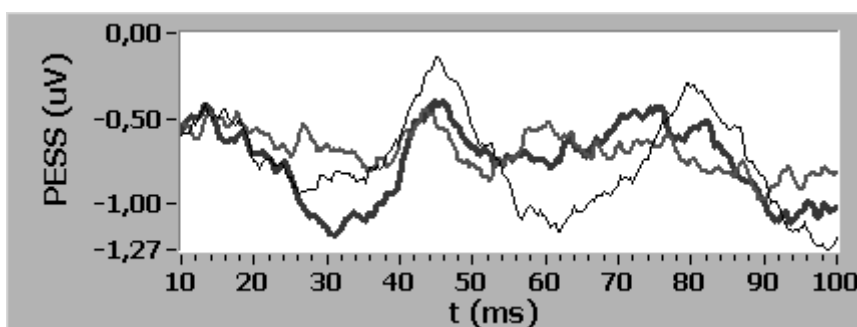


Figura 6.6: Replicação do PESS para intensidades IP (voluntário #16), derivação C3'-C4': IP1 (linha fina), IP2 (média) e IP3 (grossa) com 1406, 1384 e 1401 épocas.

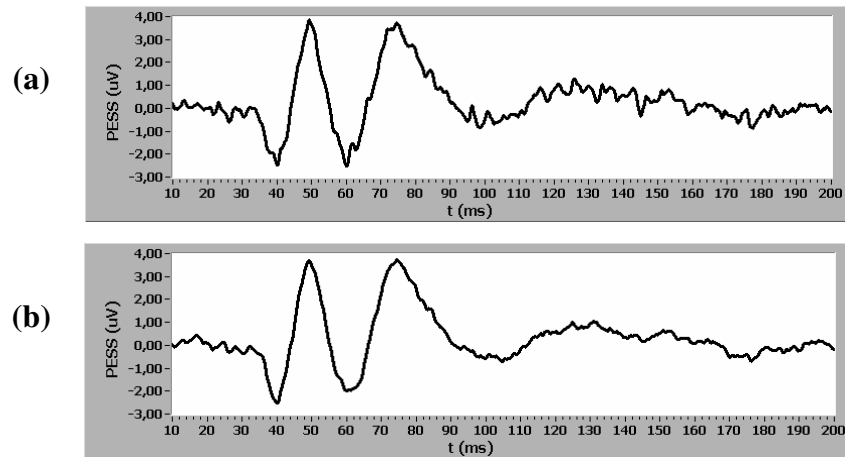


Figura 6.7: PESS (a) sem (1448 épocas) e (b) com (1370 épocas, com 78 épocas rejeitadas) rejeição automática de artefatos (voluntário #6).

Tabela 6.2 – Componentes de curta latência do PESS na derivação Fpz'-Cz'

	<i>Média</i>	<i>Desvio Padrão</i>	<i>Valor Máximo</i>	<i>Valor Mínimo</i>
Idade (anos) ₃₀	28,7	5,6	45	23
Intensidade de estimulação LM:				
Corrente (mA) ₃₀	11,4	2,9	16,6	5,4
LM:				
P (ms) ₃₀	38,5	2,1	44	35
N (ms) ₃₀	47,3	2,4	52	43
Intensidade de estimulação IP:				
Corrente (mA) ₃₀	6,7	1,7	10,4	4
IP 1 (primeira estimulação com IP):				
P (ms) ₁₈	42,4	5,4	53	33
N (ms) ₂₂	51,8	5,7	65	41
IP 2 (repetição de IP):				
P (ms) ₁₅	40,7	4,5	53	35
N (ms) ₂₁	51	5,1	64	43
IP 3 (repetição de IP):				
P (ms) ₁₇	42,6	5,4	54	35
N (ms) ₂₂	52,0	4,7	62	44

Nomenclatura: variável (unidades) quantidade de pacientes; P - vale correspondente a $\overline{P37}$; N – pico correspondente a $\overline{N45}$.

Tabela 6.3 – Componentes de curta latência do PESS na derivação C3'-C4'

	<i>Média</i>	<i>Desvio Padrão</i>	<i>Valor Máximo</i>	<i>Valor Mínimo</i>
Intensidade de estimulação LM:				
Corrente (mA) ₃₀	11,4	2,9	16,6	5,4
LM:				
P (ms) ₂₉	37,7	2,2	43	34
N (ms) ₂₉	47,6	2,6	54	43
Intensidade de estimulação IP:				
Corrente (mA) ₃₀	6,7	1,7	10,4	4
IP 1 (primeira estimulação com IP):				
P (ms) ₁₄	40,6	3,5	49	36
N (ms) ₁₆	49,7	4,0	58	43
IP 2 (repetição de IP):				
P (ms) ₁₅	40,2	3,8	50	36
N (ms) ₁₆	50,2	4,0	59	41
IP 3 (repetição de IP):				
P (ms) ₁₃	39,6	3,6	50	35
N (ms) ₁₆	50,6	3,9	59	44

Nomenclatura: variável (unidades) quantidade de pacientes; P - vale correspondente a $\overline{P37}$; N – pico correspondente a $\overline{N45}$.

6.4 Técnicas ORD

6.4.1 Banda de Máxima Resposta

Com vistas a se obter uma melhor seleção de frequências para monitorização do PESS, a banda de máxima resposta, ou seja, as frequências que melhor caracterizam este potencial foram investigadas, utilizando-se o Módulo Banda de Máxima Resposta. Para a intensidade LS não foi possível identificar resposta à estimulação ($\hat{\kappa}^2(f) < \hat{\kappa}_{crit}^2 = 0,0298$ e $\hat{\kappa}_p^2(f) < \hat{\kappa}_{p,crit}^2 = 0,0298$, com $M=M'=100$ e $\alpha = 0,05$) para nenhuma das derivações, em nenhum dos voluntários.

As Figura 6.8 e 6.9 apresentam detecção para as duas derivações dos voluntários #3 e #13 para intensidade LM. A aplicação da MSC e MSC_p ao EEG de fundo (Figuras 6.8a e 6.8c, 6.9a e 6.9c) indica a não rejeição da hipótese de ausência de resposta ($\hat{\kappa}^2(f) < \hat{\kappa}_{crit}^2 = 0,0298$ e $\hat{\kappa}_p^2(f) < \hat{\kappa}_{p,crit}^2 = 0,0298$, com $M=M'=100$ e $\alpha = 0,05$). Por

outro lado, sua aplicação ao EEG durante estimulação aponta detecção ($\hat{\kappa}^2(f) > \hat{\kappa}_{crit}^2 = 0,0298$ e $\hat{\kappa}_p^2(f) > \hat{\kappa}_{p,crit}^2 = 0,0298$, com $M=M'=100$ e $\alpha = 0,05$) entre 36,8 e 47,4 Hz para ambas derivações do voluntário #3 (Figuras 6.8b e 6.8d) e entre 36,8 e 52,6 Hz para Fpz'-Cz' e entre 36,8 e 105,3 Hz para C3'-C4' do voluntário #13 (Figuras 6.9b e 6.9d).

A MSC e MSC_p para o voluntário #1 são apresentadas nas Figuras 6.10a e b para IP1, respectivamente nas derivações Fpz'-Cz' e C3'-C4'. Nesta derivação, não se observa detecção ($\hat{\kappa}^2(f) < \hat{\kappa}_{crit}^2 = 0,0298$ e $\hat{\kappa}_p^2(f) < \hat{\kappa}_{p,crit}^2 = 0,0298$, com $M=M'=100$ e $\alpha = 0,05$), enquanto naquela, há detecção de 26,3 a 52,6 Hz para ambas as técnicas ($\hat{\kappa}^2(f) > \hat{\kappa}_{crit}^2 = 0,0298$ e $\hat{\kappa}_p^2(f) > \hat{\kappa}_{p,crit}^2 = 0,0298$). Para o voluntário #11, em IP2, a hipótese nula pode ser rejeitada em Fpz'-Cz' nas frequências 31,6, 36,8, 52,6, 63,2, 68,4 Hz para MSC_p e 31,6, 42,1, 52,6 e 57,9 Hz para MSC (Figura 6.11a). Para C3'-C4', a detecção é obtida para ambas as técnicas nas frequências 36,8, 47,4 e 52,6 Hz (Figura 6.11b).

O percentual de voluntários para os quais foi possível detectar resposta ($M=M'=100$ e $\alpha = 0,05$) com cada uma das técnicas em cada uma das frequências entre 26,3 e 63,2 Hz para a intensidade LM é apresentado na Figura 6.12. Nesta, nota-se que a banda 31,6-52,6 Hz apresenta maior número de detecções para ambas as derivações. Além disso, nota-se também que o número de detecções é maior na derivação Fpz'-Cz' do que em C3'-C4'.

Considerando IP1 (Figura 6.13), a faixa de 36,8 a 52,6 Hz é também a banda com maior número de detecções para MSC_p na derivação C3'-C4', enquanto Fpz'-Cz' parece apresentar uma banda maior para ambas as técnicas (26,3-52,6 Hz). Em C3'-C4', as raias 36,8 e 52,6 Hz são aquelas em que ocorre maior número de detecções para MSC . O fato de o número de detecções ser maior para Fpz'-Cz' do que para C3'-C4' também é notado para esta intensidade. Pela Figura 6.13, observa-se que o percentual para IP1 é muito baixo para cada frequência individualmente. A mesma observação pode ser feita para as replicações (IP2 e IP3) para as quais as taxas de detecção foram baixas, mas também indicaram as frequências entre 36,8 e 52,6 Hz como banda de máxima resposta.

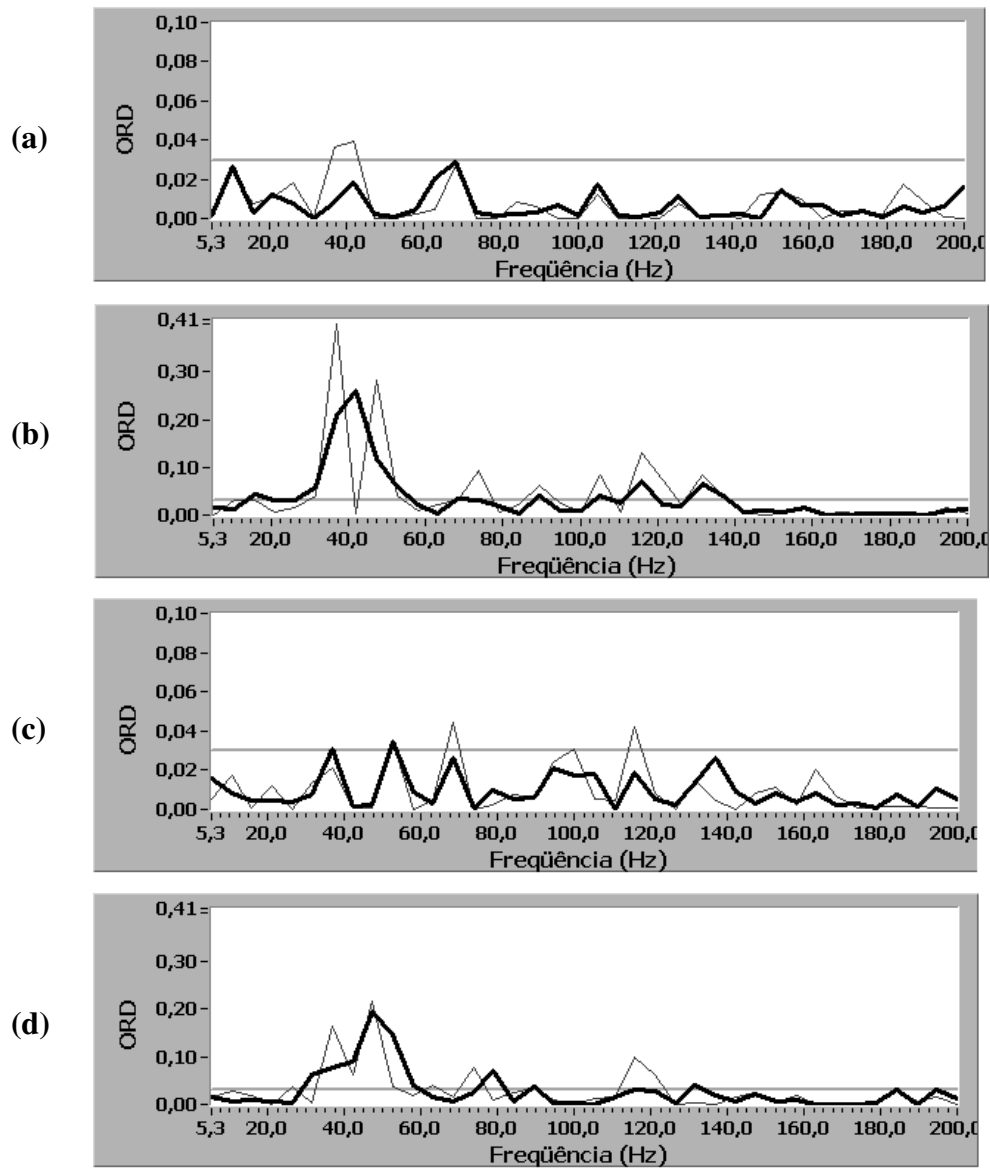


Figura 6.8: Banda de Máxima Resposta para $\hat{\kappa}^2(f)$ (linha fina) e $\hat{\kappa}_p^2(f)$ (grossa) com estimulação em LM (voluntário #3) com $M=M'=100$ e $\alpha = 0,05$: (a) EEG de fundo (b) e durante estimulação na derivação Fpz'-Cz' e (c) EEG de fundo e (d) durante estimulação na derivação C3'-C4'.

Linha horizontal: $\hat{\kappa}_{crit}^2 = \hat{\kappa}_{p,crit}^2 = 0,0298$.

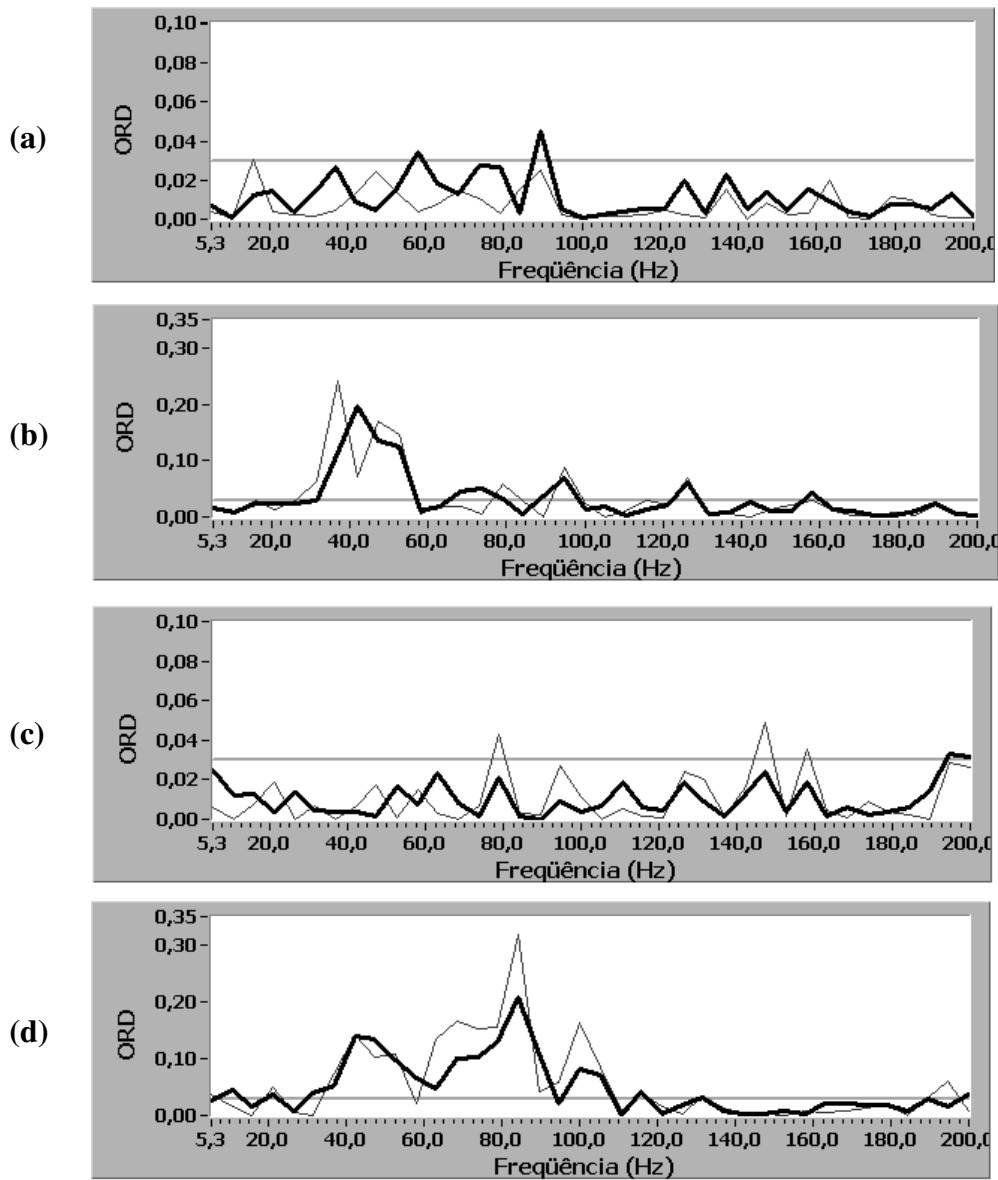


Figura 6.9: Idem 6.8 para voluntário #13.

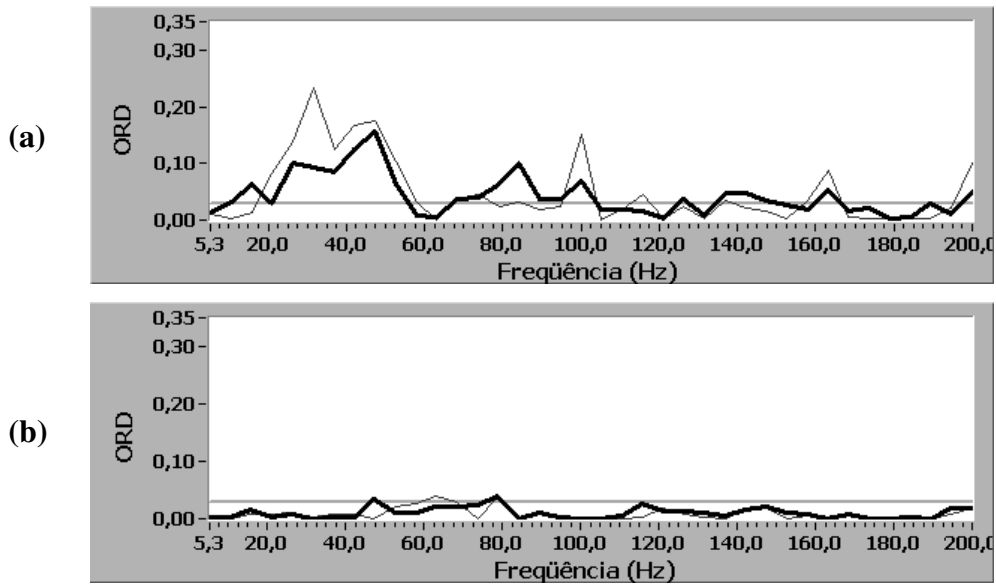


Figura 6.10: Banda de Máxima Resposta para $\hat{\kappa}^2(f)$ (linha fina) e $\hat{\kappa}_p^2(f)$ (grossa) em IP1 (voluntário #1) com $M=M'=100$ e $\alpha = 0,05$: EEG durante estimulação nas derivações (a) Fpz'-Cz' e (b) C3'-C4'. Linha horizontal: $\hat{\kappa}_{crit}^2 = \hat{\kappa}_{p,crit}^2 = 0,0298$.

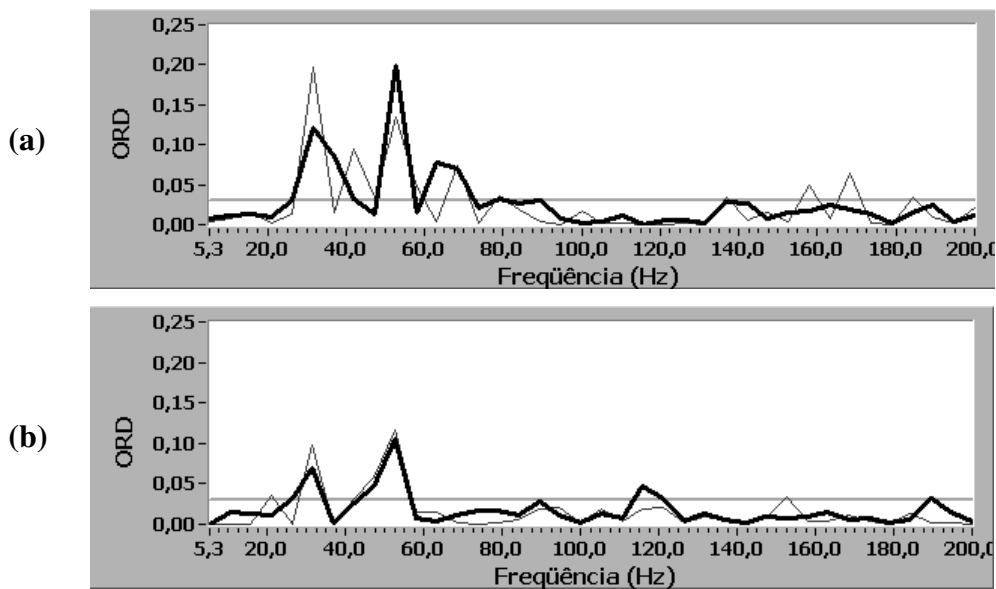


Figura 6.11: Idem 6.10 para IP2 do voluntário #11.

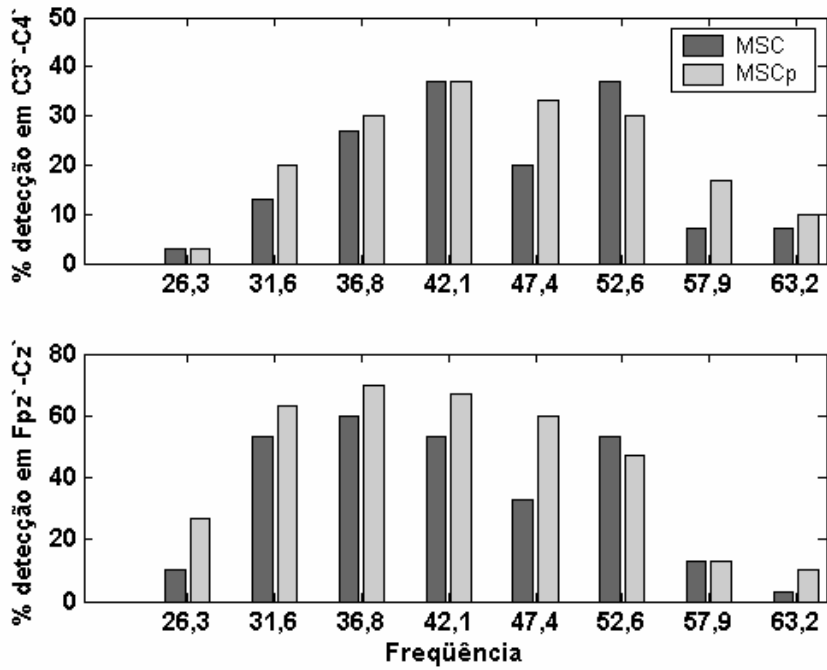


Figura 6.12: Percentual de voluntários para os quais foi possível detectar resposta para intensidade LM.

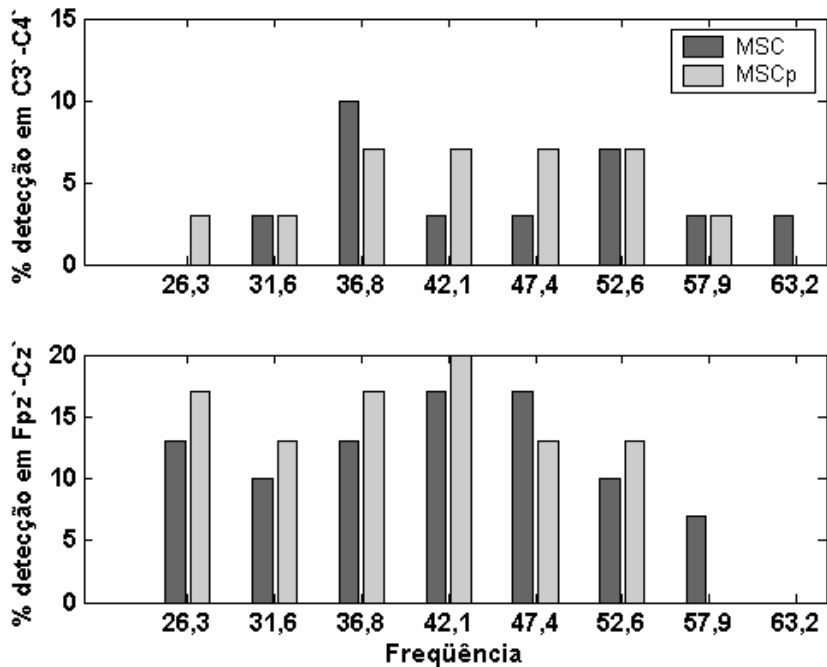


Figura 6.13: Percentual de voluntários para os quais foi possível detectar resposta para intensidade IP1.

Quando LM é usado, na faixa de frequência de 30 a 55 Hz, utilizando a *MSC* foi possível detectar resposta para 50% (C3'-C4') e 87% dos voluntários (Fpz'-Cz'), enquanto que com a *MSC_p* houve detecção para 43% (C3'-C4') e 83% (Fpz'-Cz'). Quando ambas as derivações são consideradas (detecção em pelo menos uma das derivações), 93% dos voluntários tanto com *MSC* quanto com *MSC_p* tiveram resposta detectada.

Para intensidade intermediária, a casuística dividiu-se basicamente em três grupos: um para o qual se observou detecção consistente para IP1 e replicações (G1), outro para o qual não se observou detecção para nenhum dos três períodos estimulados (G2) e ainda outro para o qual a detecção foi obtida em quaisquer dos três períodos estimulados, porém não houve consistência nas replicações (G3). G1 e G3 apresentaram 5 voluntários cada, enquanto para a maioria dos voluntários (67%) não houve detecção em IP (G2). Mesmo quando as duas derivações são consideradas em conjunto, a taxa de detecção para IP1 é baixa na banda de máxima resposta (30 a 55 Hz), sendo de 36% e 23% quando *MSC* e *MSC_p* são utilizadas, respectivamente. Taxas similares são obtidas para IP2 (*MSC*: 40% e *MSC_p*: 23%) e IP3 (*MSC*: 33% e *MSC_p*: 26%)

6.4.2 Evolução temporal de Técnicas ORD

A evolução temporal das técnicas ORD implementadas foi avaliada para frequências dentro da banda considerada de resposta máxima, utilizando-se o Módulo Monitorização. A Figura 6.14a ilustra a evolução temporal de $\hat{\kappa}^2(f)$ (frequência 36,8 Hz) para o voluntário #6 (G1) na derivação Fpz'-Cz'. Pode-se observar claramente as transições dos períodos não estimulados para estimulados e vice-versa ($M=100$ e $\alpha = 0,05$). Este voluntário também apresentou resposta consistente na derivação C3'-C4' para esta frequência de monitorização (Figura 6.14c), embora este grupo apresente voluntários para os quais somente se observa resposta em uma delas. A evolução temporal de $\hat{\kappa}_p^2(f)$ é mostrada nas Figuras 6.14b e 6.14d para Fpz'-Cz' e C3'-C4', respectivamente. Esta técnica também se mostrou capaz de acompanhar as transições, embora se tenha obtido valores baixos para estimativa da *MSC_p* para LM na derivação C3'-C4' (Figura 6.14d). Cabe salientar que a 1ª estimativa da *MSC* e *MSC_p* utiliza M épocas de EEG, sendo os valores de $\hat{\kappa}^2(f)$ e $\hat{\kappa}_p^2(f)$ calculados a cada nova época coletada.

Exemplo da evolução temporal da *MSC* para voluntário #13 (G3) é mostrado na Figura 6.15a para derivação Fpz'-Cz' na frequência de monitorização 47,3 Hz. Nota-se detecção em LM, IP1 e IP2 ($\hat{\kappa}^2(f) > \hat{\kappa}_{crit}^2 = 0,0298$, para $M=100$ e $\alpha = 0,05$). Para C3'-C4', somente em LM houve detecção (Figura 6.15c). Para a *MSC_p*, a detecção se configura somente para LM em ambas as derivações (Figura 6.15b e d). Para IP1 e IP2 na derivação Fpz'-Cz', $\hat{\kappa}_p^2(f)$ apresenta valores muito baixos oscilando próximos do valor crítico ($\hat{\kappa}_{p,crit}^2 = 0,0298$, para $M'=100$ e $\alpha = 0,05$) não sendo possível definir claramente detecção.

Para o voluntário #7 (G1), observou-se detecção em LM, IP1 e replicações por meio de $\hat{\kappa}^2(f)$ e $\hat{\kappa}_p^2(f)$ para a frequência de monitorização 31,6 para Fpz'-Cz' conforme evidenciado nas Figura 6.16a e b, respectivamente. No entanto, para C3'-C4' não se obteve resposta para nenhuma das duas técnicas (Figura 6.16c e d). Por outro lado, para o voluntário #19 (G2) não se verificou presença de resposta para a derivação Fpz'-Cz' (Figura 6.17a e b), enquanto para C3'-C4' somente para LM houve detecção para $\hat{\kappa}^2(f)$ e $\hat{\kappa}_p^2(f)$, conforme ilustrado nas Figura 6.17c e d.

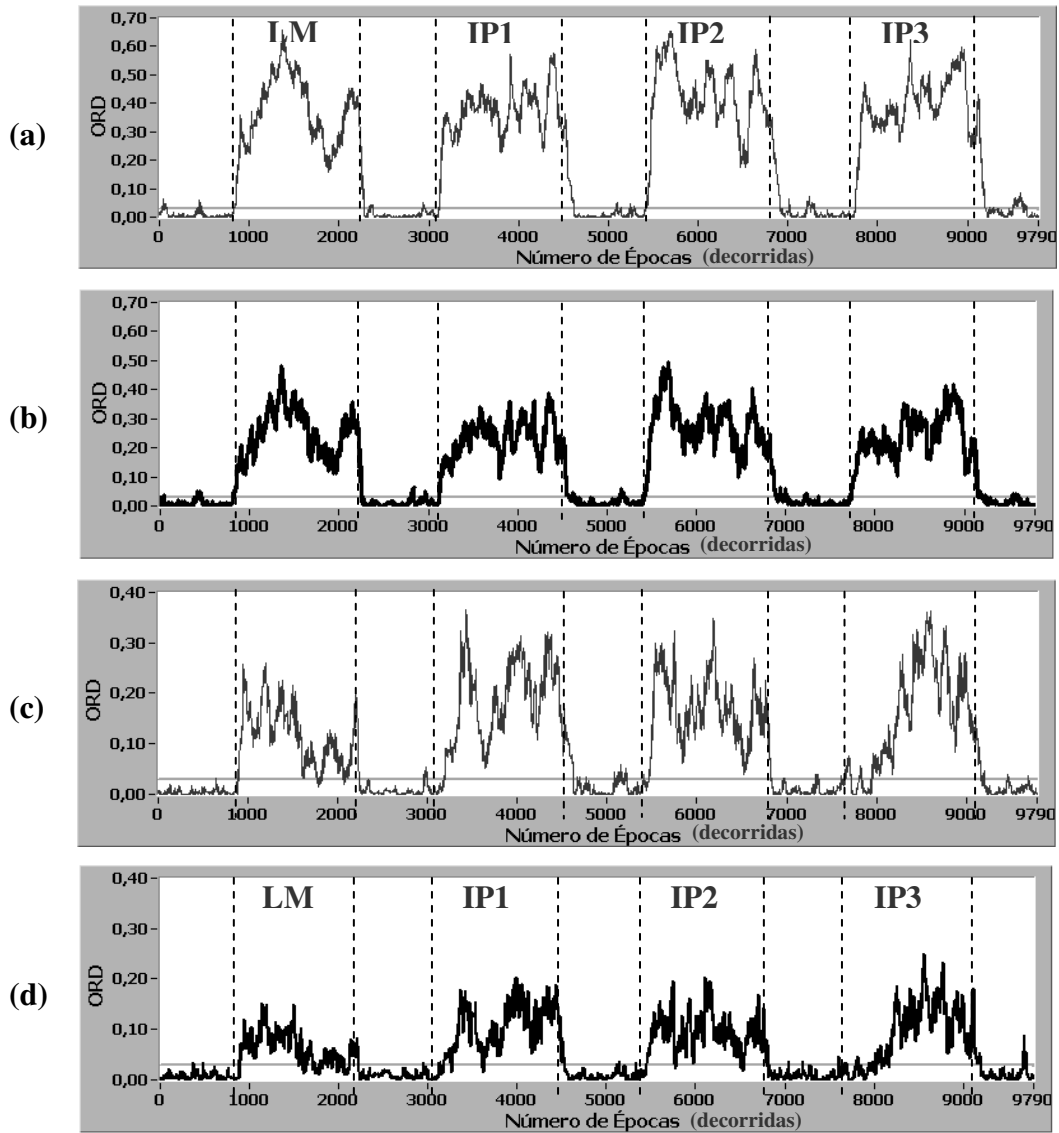


Figura 6.14: $\hat{\kappa}^2(f)$ (linha fina) e $\hat{\kappa}_p^2(f)$ (grossa) na frequência de monitorização 36,8 Hz para o voluntário #6 estimulado nas intensidades LM, IP1, IP2 e IP3. As transições EEG espontâneo-durante estimulação (ou vice-versa) ocorrem nos instantes (linhas verticais tracejadas) $t=780, 2246, 3114, 4541, 5409, 6839, 7731$ e 9154 épocas decorridas. Fpz'-Cz': (a) $\hat{\kappa}^2(f)$ (b) $\hat{\kappa}_p^2(f)$ e C3'-C4': (c) $\hat{\kappa}^2(f)$ (d) $\hat{\kappa}_p^2(f)$ para $M=M'=100$ e $\alpha = 0,05$. Linha horizontal: $\hat{\kappa}_{crit}^2 = \hat{\kappa}_{p,crit}^2 = 0,0298$. A 1ª época decorrida corresponde à M -ésima época (janela de 190 ms de duração).

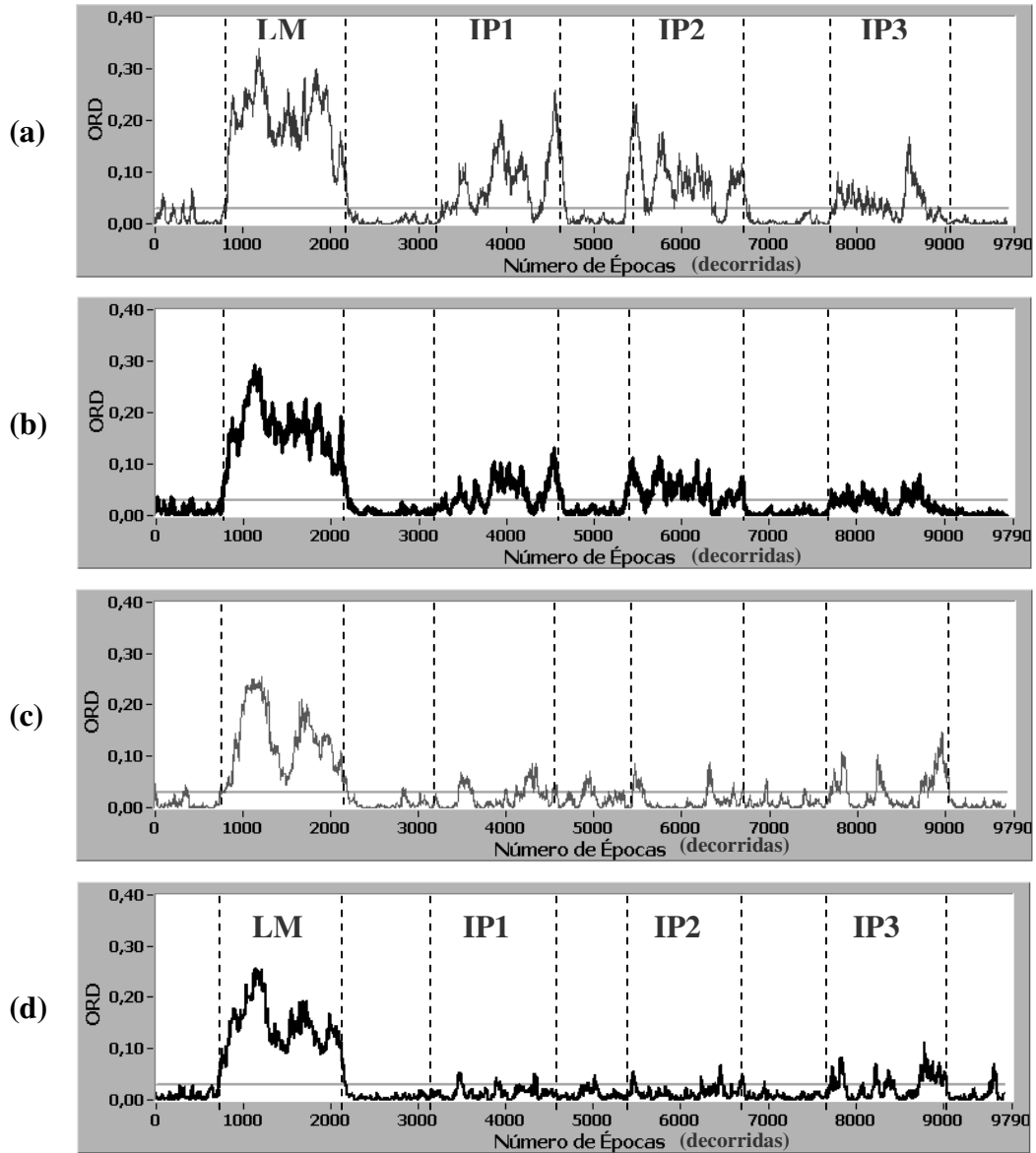


Figura 6.15: Idem Figura 6.14, porém para o voluntário #13 monitorizado na frequência de 47,3 Hz. As transições ocorrem nos instantes (linhas verticais tracejadas) $t=788, 2180, 3252, 4664, 5396, 6787, 7711$ e 9086 épocas decorridas.

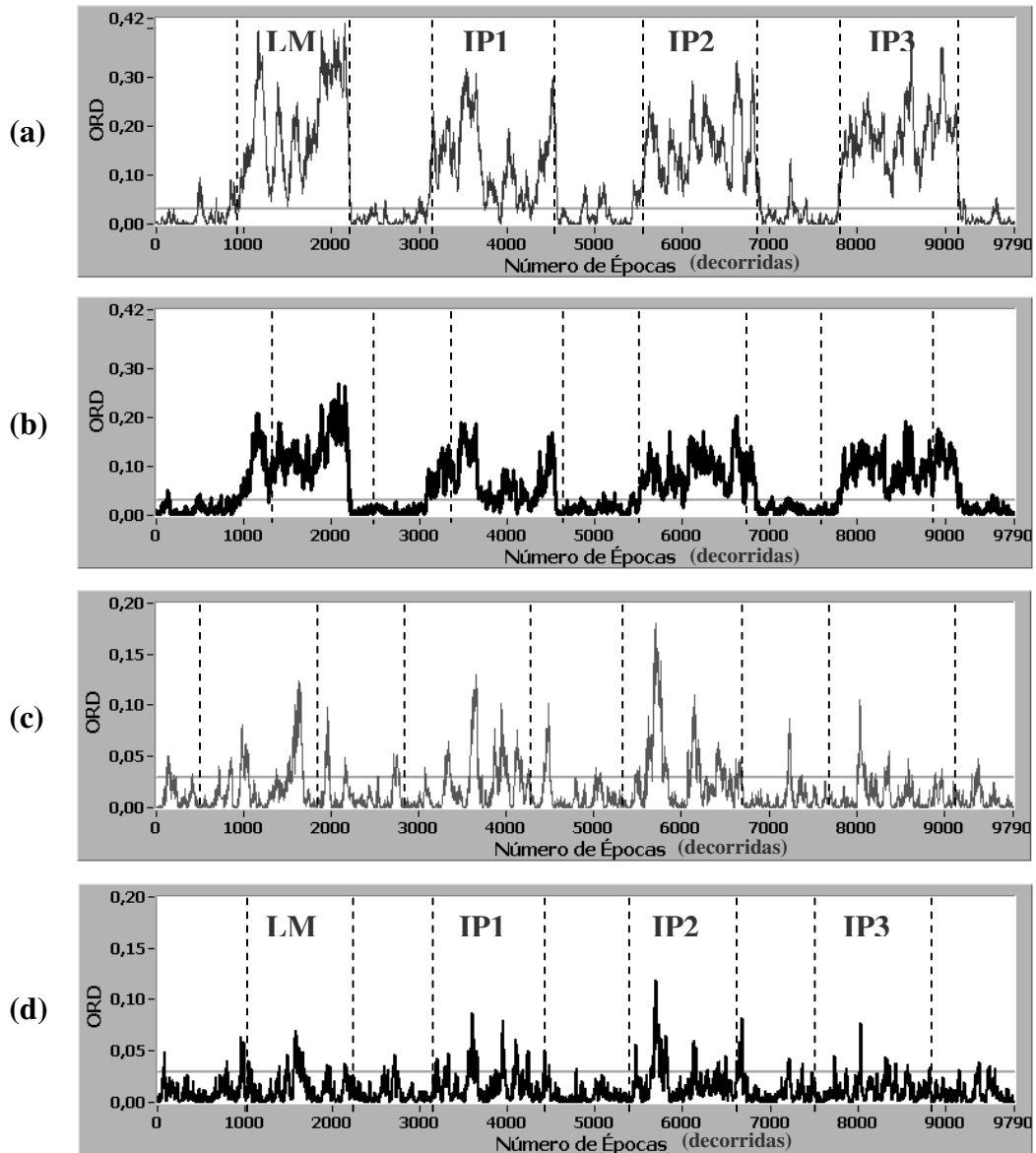


Figura 6.16: Idem Figura 6.14, porém para o voluntário #7 monitorizado na frequência de 31,6 Hz. As transições ocorrem nos instantes (linhas verticais tracejadas) $t=724, 2175, 3055, 4534, 5386, 6843, 7703$ e 9179 épocas decorridas.

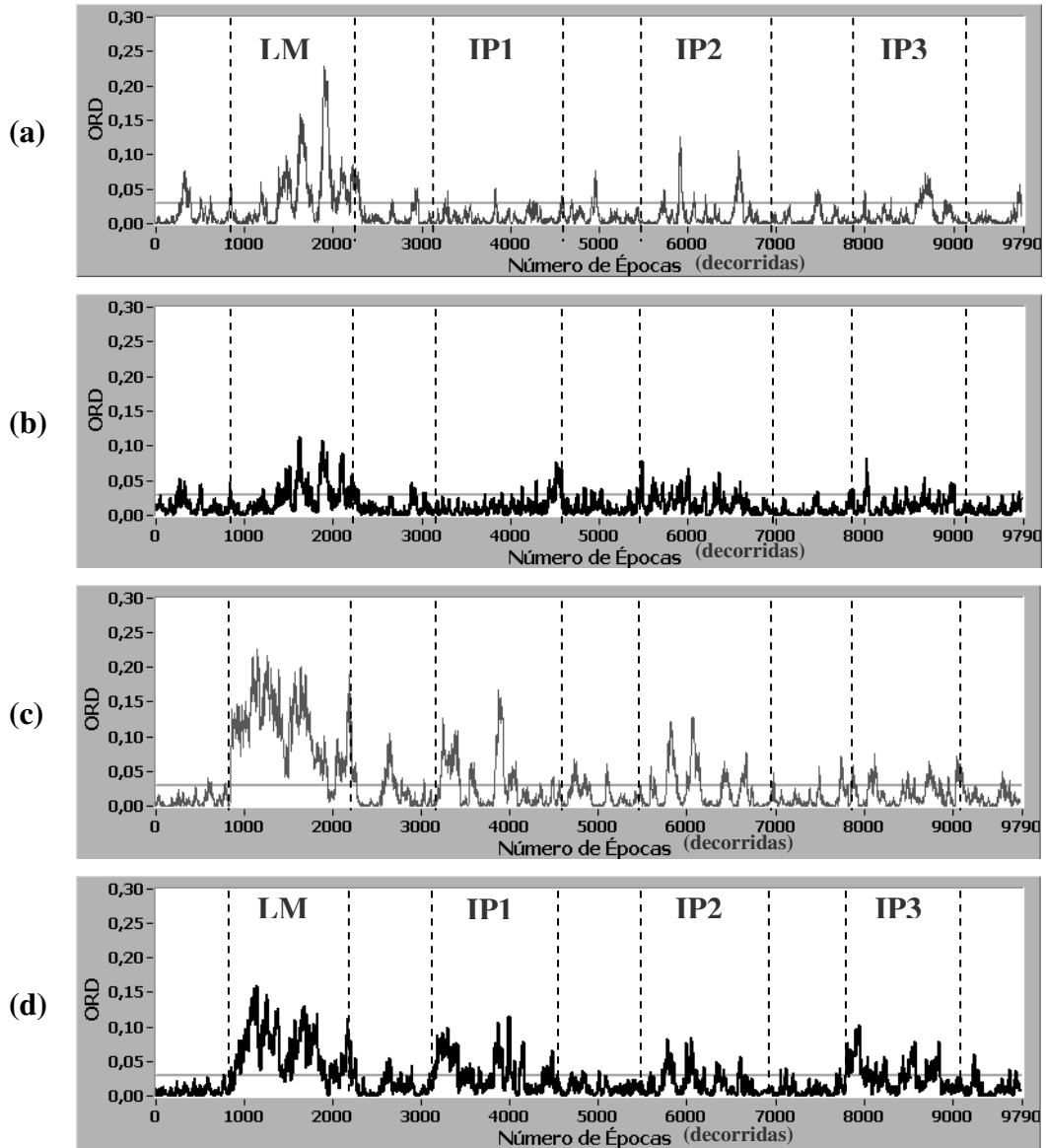


Figura 6.17: Idem Figura 6.14, porém para o voluntário #19 monitorizado na frequência de 42,1 Hz. As transições ocorrem nos instantes (linhas verticais tracejadas) $t=804, 2188, 3096, 4484, 5392, 6784, 7696$ e 9094 épocas decorridas.

O efeito do cálculo da estimativa da MSC para diferentes valores de M é apresentado na Figura 6.18. Nota-se que menores valores de M resultam em maior variabilidade para $\hat{\kappa}^2(f)$ e, portanto, maior número de oscilações na evolução temporal deste estimador. Por outro lado, este efeito não é observado para a versão ponderada ($\hat{\kappa}_p^2(f)$), conforme se pode verificar pela Figura 6.19. Nesta, a maior rapidez de detecção de MSC_p quando comparada a MSC pode ser visualizada, efeito que tende a se intensificar com o aumento de M .

Monitorizando a frequência 31,6 Hz para o voluntário #6, observa-se detecção para $\hat{\kappa}_p^2(f)$ mas não para $\hat{\kappa}^2(f)$ em LM, IP1, IP2 e IP3 ($M=M'=100$ e $\alpha = 0,05$) para a derivação C3'-C4' (Figura 6.20a). No entanto, comparando-se as Figura 6.20b (detalhe da Figura 6.20a somente para MSC) e 6.20c, que correspondem à evolução temporal da MSC para $M=100$ e $M=800$, respectivamente, verifica-se que o aumento de M resulta em um traçado mais estável e na detecção para LM, IP2 e IP3.

A evolução temporal de $\hat{\kappa}_p^2(f)$ na frequência 31,6 Hz para derivação Fpz'-Cz' do voluntário #11 é apresentada na Figura 6.21 juntamente com os limites de confiança para a Hipótese alternativa (H_1) com $M'=100$ e $\alpha = 0,05$. Desta Figura, interpreta-se que para $\hat{\kappa}_p^2(f)$, há uma probabilidade de 95% de que o valor verdadeiro da MSC_p esteja na faixa delimitada pelos limites de confiança.

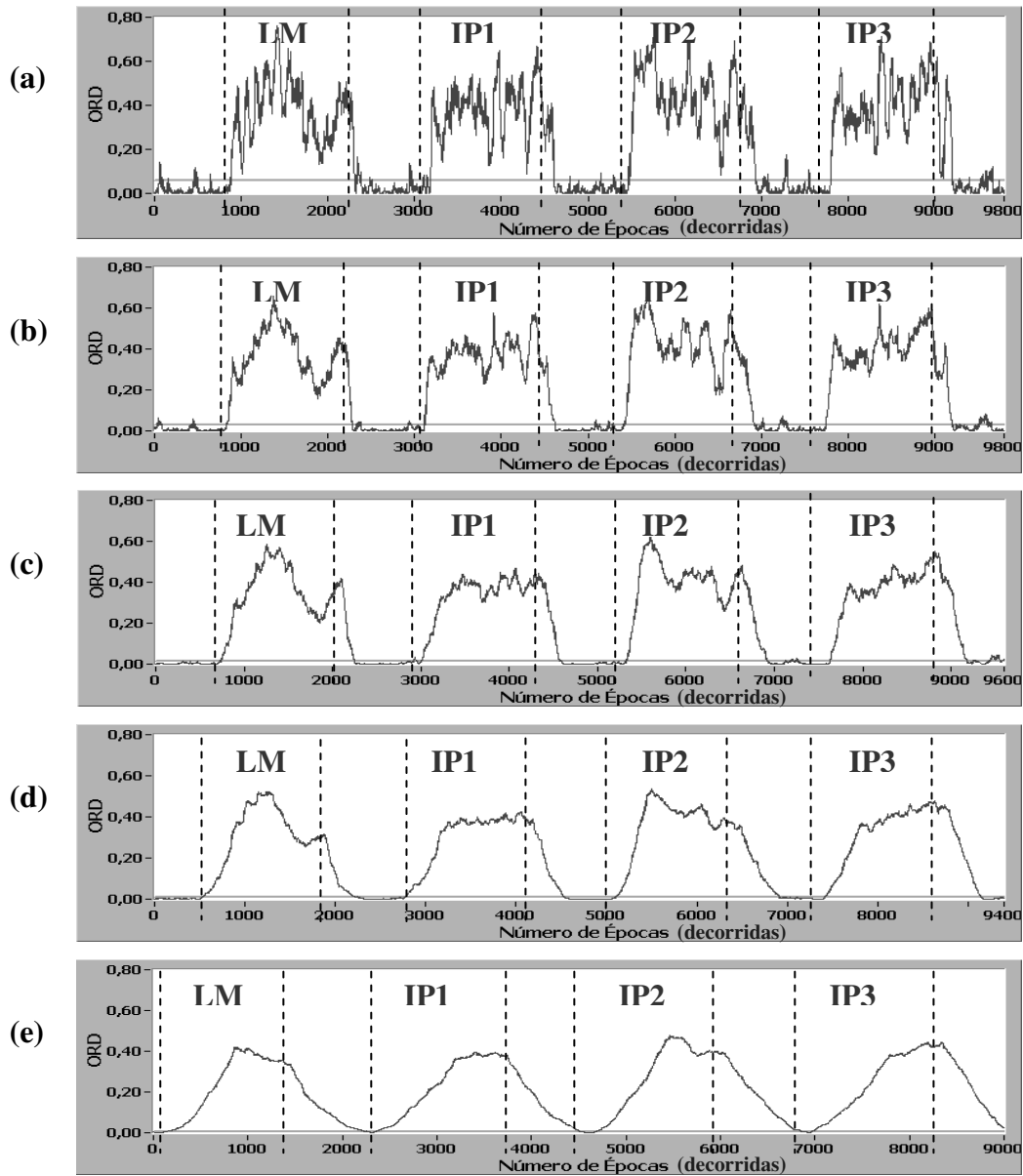


Figura 6.18: $\hat{\kappa}^2(f)$ na frequência de 36,8 Hz ($\alpha=0,05$) para a derivação Fpz'-Cz' do voluntário #6 estimulado nas intensidades LM, IP1, IP2 e IP3. (a) $M=50$ e $\hat{\kappa}^2_{crit} = 0,0593$ (linha horizontal). (b) $M=100$ e $\hat{\kappa}^2_{crit} = 0,0298$. (c) $M=200$ e $\hat{\kappa}^2_{crit} = 0,0149$. (d) $M=400$ e $\hat{\kappa}^2_{crit} = 0,0075$. (e) $M=800$ e $\hat{\kappa}^2_{crit} = 0,0037$. A 1ª época decorrida corresponde a M -ésima época (janela de 190 ms de duração). Transições nos instantes (linhas verticais tracejadas): (a) $t=830, 2296, 3164, 4591, 5459, 6889, 7781$ e 9204 épocas decorridas; (b) $t=50$, ou seja, a transição para LM ocorre após 780 épocas decorridas; (c) $t=150$; (d) $t=350$; (e) $t=750$.

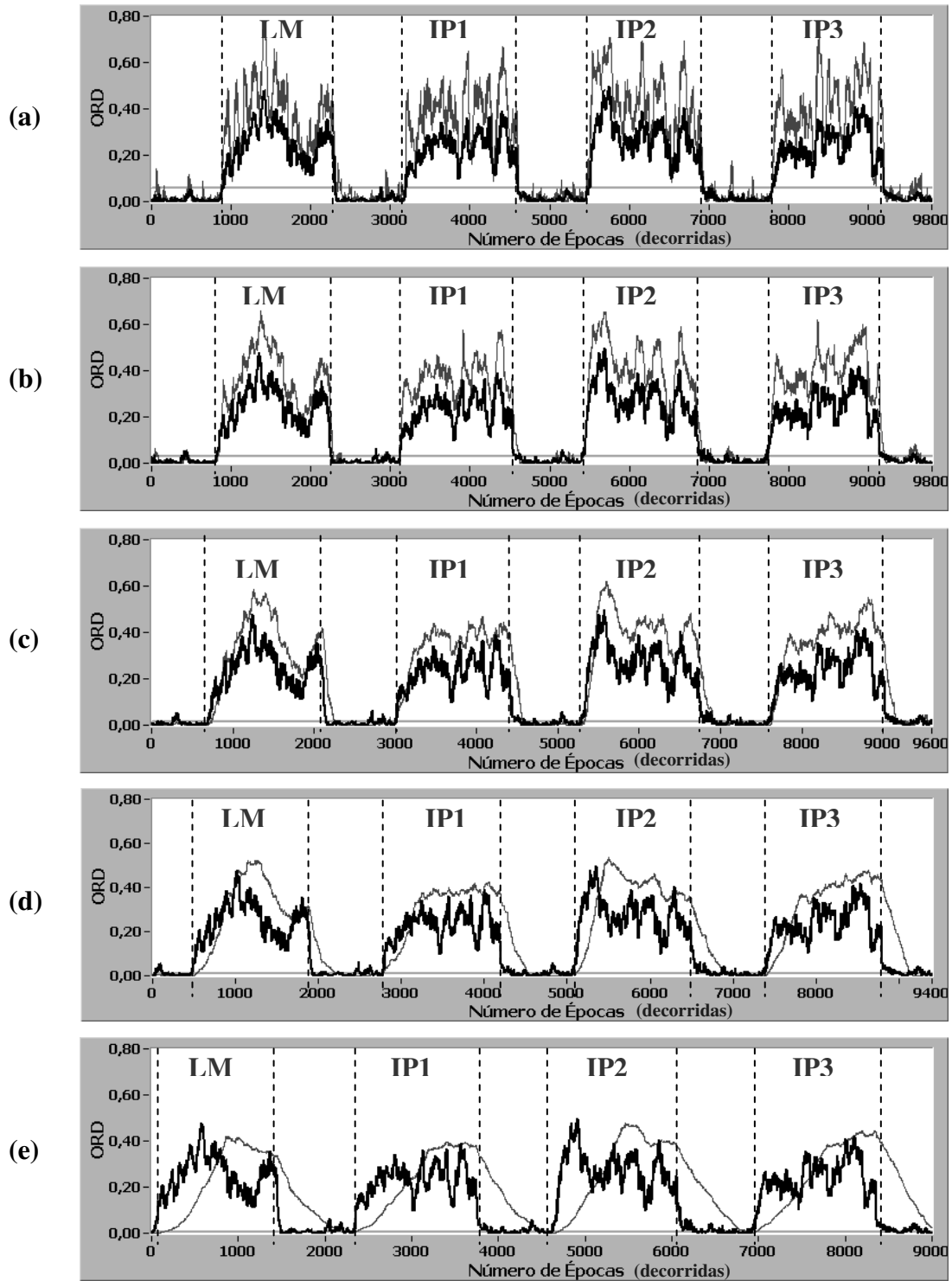


Figura 6.19: Idem Figura 6.18, sendo $\hat{\kappa}_p^2(f)$ (linha grossa) e $\hat{\kappa}^2(f)$ (fina). (a) $M=M'=50$; (b) $M=M'=100$; (c) $M=M'=200$; (d) $M=M'=400$; (e) $M=M'=800$.

Linha horizontal: $\hat{\kappa}_{crit}^2 = \hat{\kappa}_{p\text{crit}}^2$.

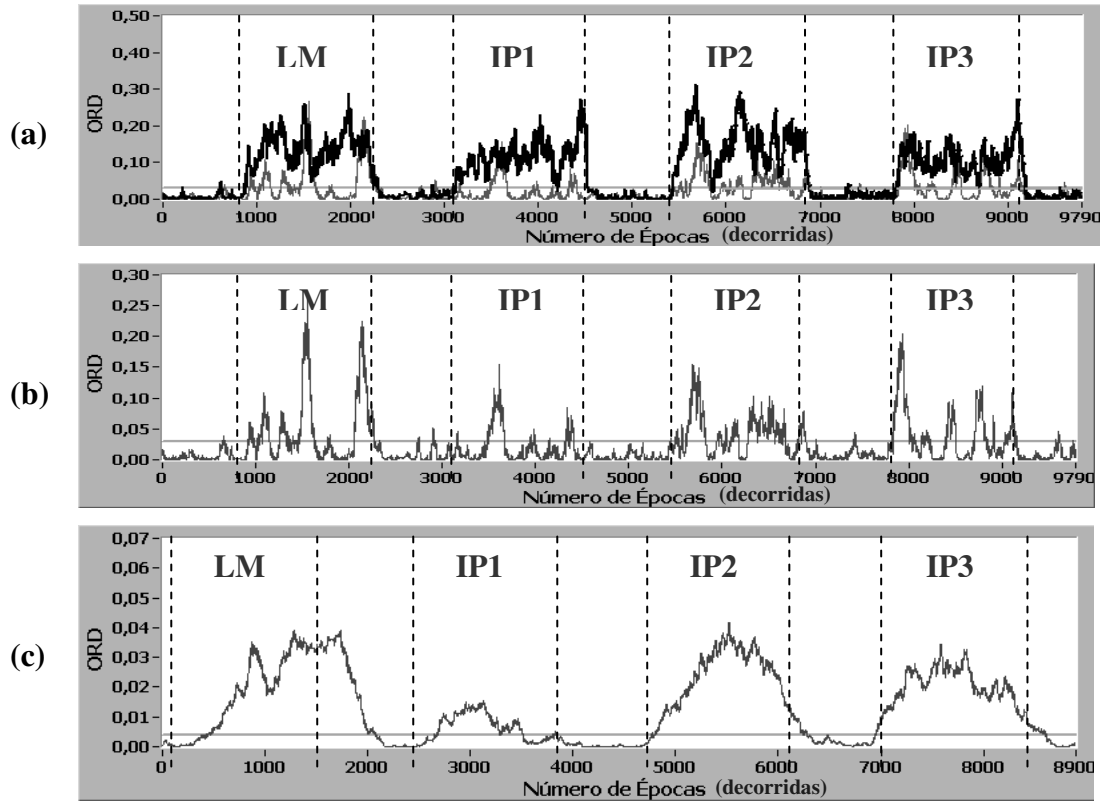


Figura 6.20: Monitorização da frequência de 36,8 Hz para a derivação C3'-C4' do voluntário #6 estimulado nas intensidades LM, IP1, IP2 e IP3, sendo $\alpha=0,05$. (a) $\hat{\kappa}_p^2(f)$ (linha grossa) e $\hat{\kappa}^2(f)$ (fina) com $M=M'=100$, $\hat{\kappa}_{crit}^2 = \hat{\kappa}_{p,crit}^2 = 0,0298$ (linha horizontal). Transições nos instantes $t = 780, 2246, 3114, 4541, 5409, 6839, 7731$ e 9154 épocas decorridas. (b) Detalhe de (a) somente para $\hat{\kappa}^2(f)$. (c) $\hat{\kappa}^2(f)$ com $M=800$, logo $\hat{\kappa}_{crit}^2 = 0,0037$. Transições nos instantes $(t - 700) = 80, 1546, 2414, 3841, 4709, 6139, 7031$ e 8454 épocas decorridas.

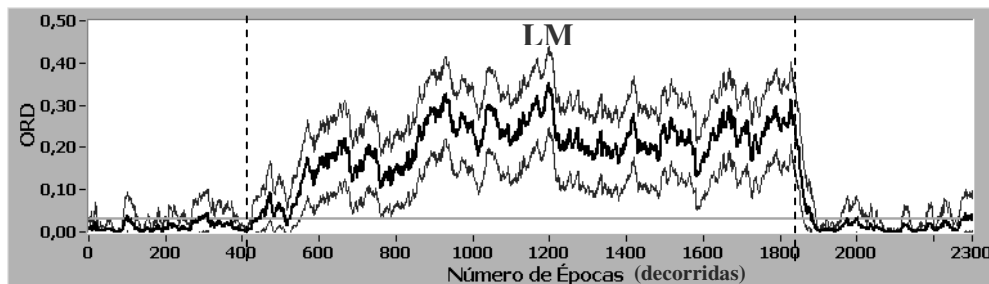


Figura 6.21: $\hat{\kappa}_p^2(f)$ (linha grossa) e limites de confiança (finas) na frequência de monitorização 31,6 Hz para a derivação Fpz'-Cz' do voluntário #11 estimulado na intensidade LM, com $M=M'=100$ e $\alpha = 0,05$. As transições ocorrem nos instantes $t=428$ e 1839 épocas decorridas. Linha horizontal: $\hat{\kappa}_{crit}^2 = \hat{\kappa}_{p,crit}^2 = 0,0298$.

A evolução temporal de $\hat{\kappa}^2(f)$ e $\hat{\kappa}_p^2(f)$ na frequência de 36,8 Hz é apresentada para a derivação Fpz'-Cz' do voluntário #6 com (Figura 6.22a) e sem (Figura 6.22b) rejeição de artefatos para intensidade LM ($\alpha=0,05$ e $M=100$). Pode-se notar queda significativa tanto para valores da $\hat{\kappa}^2(f)$ como de $\hat{\kappa}_p^2(f)$ em torno de $t=1500$ épocas, correspondente a ocorrência de segmentos contaminados por artefato de elevada intensidade (provavelmente movimento espontâneo). O eixo das abscissas apresenta o número de épocas decorridas e, quando segmentos são descartados pelo algoritmo de rejeição, os últimos valores válidos das estimativas (MSC e MSC_p) são repetidos para que não se perca a correspondência de tempo com os outros gráficos do Instrumento Virtual (e.g.: gráficos de derivações EEG). Este exemplo corresponde ao caso do PESS apresentado na Figura 6.7.

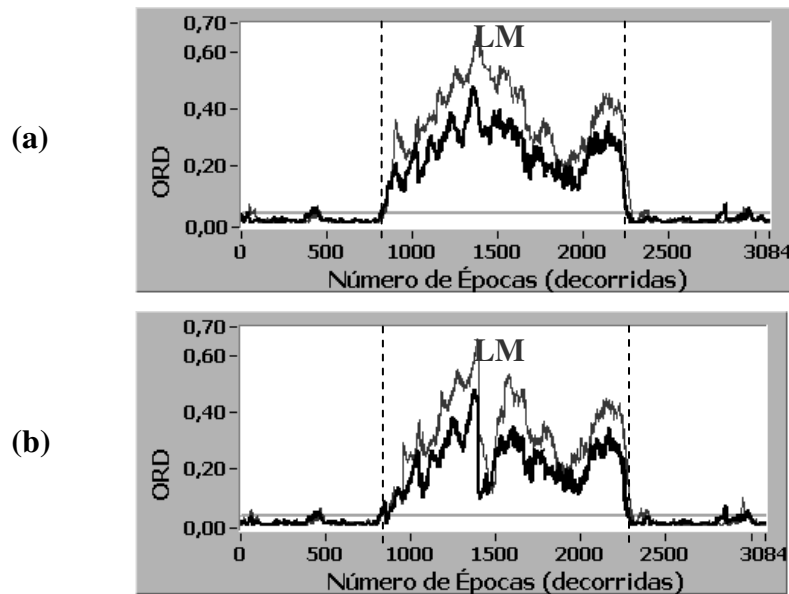


Figura 6.22: Monitorização da frequência de 36,8 Hz para a derivação Fpz'-Cz' do voluntário #6 estimulado na intensidade LM, com $M=M'=100$ e $\alpha = 0,05$. $\hat{\kappa}_p^2(f)$ (linha grossa) e $\hat{\kappa}^2(f)$ (fina) (a) com e (b) sem rejeição de artefatos. As transições ocorrem nos instantes $t=780$ e 2246 épocas decorridas.

$$\text{Linha horizontal: } \hat{\kappa}_{crit}^2 = \hat{\kappa}_{p,crit}^2 = 0,0298.$$

6.5 Discussão

Os resultados da investigação da banda de máxima resposta (Figuras 6-13 e 6-14) mostraram que frequências da banda gama (30-100 Hz) são adequadas para monitorização do PESS para LM como previamente reportado por TIERRA-CRIOLLO & INFANTOSI (2002), sendo a faixa de 30 a 55 Hz indicada para LM. Levando em consideração a baixa relação sinal-ruído em LS, não foi possível detectar resposta à estimulação para nenhum voluntário, o que também está de acordo com a literatura (TIERRA-CRIOLLO & INFANTOSI, 2002).

A banda gama também foi indicada para IP, embora somente 33% dos voluntários tenham apresentado resposta à estimulação para esta intensidade - em pelo menos uma das derivações na faixa de frequência de 26,3 a 63,2 Hz, sendo que somente 16% exibiram resposta consistente nas replicações. Estes resultados diferem dos encontrados por TIERRA-CRIOLLO & INFANTOSI (2002) que reportaram bom desempenho da MSC e MSC_p para IP, porém com $M=800$. Esta diferença se deve, provavelmente, ao uso de $M=100$, o que implica em maior variabilidade dos estimadores e, portanto, evolução temporal mais instável, sendo comumente encontrados, neste trabalho, traçados oscilando em torno do valor crítico. Tal comportamento, com característica distinta de falsos-positivos verificados durante os períodos não estimulados, não constituiu, por outro lado, em detecção clara de resposta à estimulação. Entretanto, é importante ressaltar que o aumento de M , apesar de resultar em menor variabilidade das estimativas, podendo levar à detecção conforme evidenciado (Figura 6-21), aumenta o tempo necessário à obtenção de resposta, diminuindo a agilidade no rastreamento de mudanças no PESS e consistindo, portanto, em uma solução de compromisso. Cabe ainda salientar que para a MSC_p o efeito de M não é tão relevante quanto em MSC , pois a exponencial decrescente enfatiza as estimativas espectrais mais atuais. Logo, dentro de determinados limites, não é de se esperar melhoria na detecção com o aumento de M .

Além disso, a determinação dos limiares de sensação – que depende da confirmação verbal do voluntário, e motor – que depende da avaliação do observador, introduz um componente subjetivo no estabelecimento das intensidades a serem utilizadas. Assim, uma melhoria do desempenho das técnicas poderia ser obtida tanto pelo uso de maiores valores de M como pela utilização de um método objetivo de determinação dos limiares que possibilitasse uma escolha mais adequada para

intensidades intermediárias, uma vez que IP é calculado a partir de LS e LM. Ademais da intensidade média entre LS e LM, outras intensidades intermediárias poderiam ser investigadas por representarem particular interesse para monitorização durante o período pós-operatório, quando LM é inconveniente (desconfortável) visto que o paciente está consciente.

Tanto para IP quanto para LM, o percentual de detecção foi menor em C3'-C4' do que em Fpz'-Cz'. Este fato talvez possa ser explicado pela presença de artefato miogênico (tensão da musculatura do pescoço e deglutição) que comumente afeta a primeira derivação e produz estimativas menos adequadas (valores baixos) de MSC e MSC_p . Com efeito, a rejeição de artefatos baseada em amplitude permite que muitas épocas ruidosas sejam consideradas no cálculo das técnicas ORD, o que pode refletir no seu desempenho. Assim, um algoritmo de rejeição de artefato que leve em consideração informação de potência (amplitude) e frequência deve ser considerado. Não obstante, o algoritmo de rejeição automática implementado mostrou-se adequado para a aplicação proposta como evidenciado por meio de exemplos (Figuras 6-8 e 6-20).

Além disso, outras derivações com menor influência miogênica devem ser analisadas com vistas à otimização na detecção. A seleção da derivação é uma questão relevante e tem recebido especial atenção, tendo MCDONALD *et al.* (2004) reportado que derivações usualmente avaliadas no PESS são comumente subótimas para análise morfológica, o que também poderia ocorrer quando da análise em frequência. De fato, a escolha adequada de derivações a serem utilizadas está sujeita a uma grande variabilidade inter-individual, conforme evidenciado pelos variados resultados na análise da evolução temporal de MSC e MSC_p (Figuras 6-15 a 6-18).

Somente para dois voluntários, embora apresentassem PESS com LM, não foi possível detectar resposta em nenhuma das derivações para MSC ou MSC_p . LINDEN *et al.* (1997), ao usarem somente a análise morfológica, apontaram existir pacientes que nem mesmo apresentam PESS pré-operatório, não sendo, portanto, o uso do PESS aconselhável para todo e qualquer sujeito.

Embora tanto MSC quanto MSC_p venham apresentando resultados promissores na detecção objetiva de resposta à estimulação, a taxa de detecção em cada frequência pode ser melhorada. A Coerência Múltipla, que foi considerada capaz de enfatizar atividade sincronizada com estímulo e aperfeiçoar a taxa de detecção, é apontada como uma técnica com tal potencialidade (MIRANDA DE SÁ *et al.*, 2004).

CAPÍTULO 7

Conclusão

A Magnitude Quadrática da Coerência, inclusive a que incorpora esquecimento exponencial, mostrou-se capaz de identificar resposta à estimulação somato-sensitiva, em particular no nível de estimulação do limiar motor (LM). Com base nesta técnica identificou-se a faixa de 30 a 55 Hz (banda gama) como a de máxima resposta, tendo resultado em detecção para 93% dos voluntários, ao se utilizar frequências desta banda e duas derivações EEG na região do córtex somato-sentitivo, bem como $M=100$ épocas. Para intensidades de estimulação intermediárias (IP), obteve-se taxa de detecção variando de 23 a 40% dos voluntários em estudo. Isto talvez decorra da subjetividade envolvida na determinação dos limiares de sensação e motor e também por se ter utilizado somente $M=100$ épocas, implicando em grande variabilidade nas estimativas.

Esta técnica, além de ser independente da experiência do observador e apresentar taxa máxima de falsos-positivos estabelecida *a priori* (significância α), permitiu acompanhar a evolução temporal da resposta à estimulação somato-sensitiva (inclusive as transições de estado, isto é, EEG espontâneo-durante estimulação e vice-versa) e, portanto, poderia ser empregada na monitorização de pacientes durante procedimentos cirúrgicos.

O Instrumento Virtual, concebido como modular, permitiu processamento *on-line* suficientemente rápido de duas derivações EEG, exibidas simultaneamente com a estimação do PESS, bem como a evolução temporal da MSC e MSC_p . Além disso, o valor crítico para a Hipótese de Ausência de Resposta (H_0) e, opcionalmente, os limites de confiança para a Hipótese Alternativa (H_1), também são exibidos. Todos estes gráficos podem ser apresentados enquanto duas derivações e mais um canal de marcação dos instantes de estimulação (*trigger*) são armazenados em disco. Taxas de amostragem de até 8000 amostras/s, por canal, foram alcançadas, embora se recomende taxas em torno de 5000 amostras/s visando evitar consumo de recursos (memória e espaço em disco) que levem à degradação no desempenho do sistema operacional. Esta taxa de amostragem é suficiente até mesmo para coleta das atividades de mais alta frequência encontradas no PESS - *High Frequency Oscillations* (em torno de 600 Hz), e do BAEP, potencial que apresenta energia até 2000 Hz. Logo, devido a tais

características, entre as quais o *hardware* utilizado, o Instrumento Virtual desenvolvido pode ser também aplicado a outros potenciais evocados, em particular aos auditivos.

Como continuidade, sugere-se a incorporação ao Instrumento Virtual desenvolvido de outras técnicas de detecção objetiva, tais como *Phase Coherence*, *MSC - weighted averaging* e Coerência Múltipla. Ademais de sua aplicação à investigação destas técnicas, o emprego e avaliação do Instrumento propiciarão a condução de estudos para elaboração e validação de protocolos clínicos e de monitorização baseados no PESS, bem como de doenças e agravos de alta prevalência. A versatilidade deste Instrumento Virtual decorre de sua concepção modular, que permite a inclusão e/ou adaptação de novos módulos de processamento de sinais.

Além disso, poder-se utilizar o Instrumento Virtual mesmo para aplicações distintas, tais como na triagem auditiva de recém-nascidos usando-se o MLAEP e na detecção de ambliopia com base no PEV, temas estes, em desenvolvimento no Laboratório de Processamento de Imagens e Sinais (LAPIS).

CAPÍTULO 8

Referências Bibliográficas

- AL-FUTAISI, A., BANWELL, B., OCHI, A., HEW, J., CHU, B., OISHI, M., OTSUBO, H., 2005, “Hidden focal EEG seizures during prolonged suppressions and high-amplitude bursts in early infantile epileptic encephalopathy”, *Clinical Neurophysiology*, v.116, n.5 (Mai), pp. 1113-1117.
- AL-NASHASH, H., AL-ASSAF, Y., PAUL, J., THAKOR, 2004, “EEG signal modeling using Adaptive Markov Process Amplitude”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v.51, n.5 (Mai), pp. 744-751.
- ANDALUZ, M., GUTIÉRREZ, J., MEDINA, V., 2004, “Análisis no-lineal del electroencefalograma para evaluar la profundidad anestésica”, In: *IFMBE Proceedings*, v. 5, pp. 1051-1054, João Pessoa (PB), Sep, CD-ROM.
- ANGEL, A., LINKENS, D.A., TING, C.H., 1999, “Estimation of latency changes and relative amplitudes in somatosensory evoked potentials using wavelets and regression”, *Computers and Biomedical Research*, v. 32, n.3 (Jun), pp. 209-251.
- BAI, °, NAKAMURA, M., NAGAMINE, T., SHIBASAKI, H., 2001, “Parametric modeling of somatosensory evoked potentials using Discrete Cosine Transform”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 48, n. 11 (Nov), pp. 1347-1351.
- BEAR, M.F., CONNORS, B.W., PARADISO, M.A., 2002, *Neurociências: Desvendando o Sistema Nervoso*. 2 ed. Porto Alegre, Artmed.
- BENDAT, J.S., PIERSOL, A.G., 2000, *Random data analysis and measurement procedures*. 3 ed. New York, Wiley-Interscience.
- BOSE, B., SESTOKAS, A.K., SCHWARTZ, D.M., 2004, “Neurophysiological monitoring of spinal cord function during instrumented anterior cervical fusion”, *The Spine Journal*, v.4, n.2 (Mar/Apr), pp.202-207.
- BOUDREAU, B.H., ENGLEHART, K.B., CHAN, A.D.C., PARKER, P.A., 2004, “Reduction of stimulus artifact in somatosensory evoked potentials: segmented versus subthreshold training”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v.51, n. 7 (Nov), pp. 1187-1195.
- BRADLEY, A.P., EILSON, W.J., 2004, “On wavelet analysis of auditory evoked potentials”, *Clinical Neurophysiology*, v.115, n.5 (Mai), pp.1114-1128.

- CAGY, M., 2003, *Monitorização do plano anestésico usando o potencial evocado auditivo de média latência: técnicas no domínio do tempo e coerência espectral*. Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- CAGY, M., INFANTOSI, A. F. C., 2001, “Parâmetros de Deformação de Onda do MLAEP na monitorização do plano anestésico”. In: *Anais do II Congresso Latinoamericano de Ingenieria Biomédica*, Havana – Cuba, CD-ROM.
- CAGY, M., INFANTOSI, A.F.C., 2002, “Unconsciousness indication using time-domain parameters extracted from mid-latency auditory evoked potentials”, *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, v. 17, n.6, pp. 362-366.
- CAGY, M., INFANTOSI, A. F. C., GEMAL, A. E., 2000, “Monitoração do Plano Anestésico por Técnicas Estatísticas no Domínio da Freqüência”, *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 16, n. 2 (Mai/Ago), pp. 95-107.
- CHATRIAN, G.E., BERGAMINI, L., DONKEY, M., KLASS, D.W., LENNOX-BUCHTHAL, M., PETERSÉN, I., 1974, “A glossary of terms commonly used by clinical electroencephalographers”, *Electroencephlaography and Clinical Neurophysiology*, v. 37, n. 5 (Nov), pp. 538-548.
- CHIAPPA, K.H., 1997a, *Evoked Potentials in Clinical Medicine*. 2 ed. New York, Raven Press.
- CHIAPPA, K.H., 1997b, “Short-latency somatosensory evoked potentials: Methodology”. In: CHIAPPA, K.H. (ed), *Evoked Potentials in Clinical Medicine*, 2 ed., chapter 8, New York, USA, Raven Press.
- COSELLI, J.S., CRAWFORD, E.S., BEALL, A.C., MIZRAHI, E.M., HESS, K.R., PATEL, V.M., 1988, “Determination of brain temperatures for safe circulatory arrest during cardiovascular operation”, *Annals of Thoracic Surgery*, v. 45, n. 3 (Mar), pp. 638-642.
- DOBIE, R. A., WILSON, M. J., 1988, “Auditory responses to the envelopes of pseudorandom noise stimuli in humans”, *Hearing Research*, v. 36, n.1 (Out), pp. 9-20.
- DOBIE, R. A., WILSON, M. J., 1989. “Analysis of Auditory Evoked Potentials by Magnitude-Squared Coherence”, *Ear and Hearing*, v. 10, n. 1, pp. 2-13.
- DOBIE, R.A. e WILSON, M.J, 1990, “Optimal (‘Wiener’) digital filtering of auditory evoked potentials: use of coherence estimates”, *Electroencephalography and*

- Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, v. 77, n.3 (May/Jun), pp. 205-213.
- DOBIE, R.A., WILSON, M.J., 1993, "Objective response detection in the frequency domain", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/ Evoked Potentials Section*, v. 88, n. 6 (Nov/Dec), pp 516-524.
- DOBIE, R.A., WILSON, M.J., 1994, "Objective detection of 40 Hz auditory evoked potentials: phase coherence vs. magnitude-squared coherence", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/ Evoked Potentials Section*, v. 92, n. 5 (Sep), pp. 405-413.
- DOBIE, R. A., WILSON, M. J., 1995, "Objective versus Human Observer Detection of 40 Hz Auditory-evoked Potentials", *Journal of Acoustic Society of America*, v. 97, n. 5 (May), pp. 3042-3050.
- DONG, C.C., MACDONALD, D.B., JANUSZ, M.T., 2002, "Intraoperative Spinal Cord Monitoring During Descending Thoracic and Thoracoabdominal Aneurysm Surgery", *Annals of Thoracic Surgery*, n74, S1873-S1876.
- ERWIN, C. W., ROZEAR, M. P., RADTKE, R. A. and ERWIN, A. C., 1993, "Somatosensory Evoked Potentials and Surgical Monitoring". In: Niedermeyer, E., Lopes da Silva, F.H. (eds), *Electroencephalography - Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, 3 ed., chapter 53, Baltimore, USA, Williams &Wilkins.
- FABEROWSKI, L.W., BLACK, S., TRANKINA, M.F., POLLAND, R.J., CLARCK, R.K., MAHLA, M.E., 1999, "Somatosensory-Evoked Potentials during aortic coarctatojn repair", *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*, v. 13, n.5 (Oct), pp. 538-543.
- FLORENCE, G., GUÉRIT, J-M., GUEGUEN, B., 2004, "Electroencephalography and somatosensory evoked potentials to prevent cerebral ischaemia in the operating room", *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, v. 34, n.1 (Feb), pp 17-32.
- GALLA, J.D., ERGIN, M.A., LANSMAN, S.L. et al, 1999, "Use of somatosensory evoked potentials for thoracic and thoracoabdominal aortic resections", *The Annals of Thoracic Surgery*, v. 67, n.6 (Jun), pp. 1947-1952.

- GEMAL, A. E., 1999, Changes in the Auditory Middle Latency Response to Propofol Infusions. Ph.D. Thesis, University of Bristol, Bristol, England.
- GHARIANII, S., LIARD, L., SPACY, J., NOIRHOMME, P.H., KHOURY, G. A. E., TOURTCHANINOFF, M., DION, R.A., GUERIT, J-M., 1999, "Retrospective study if somatosensory evoked potential monitoring in deep hypothermic circulatory arrest", *The Annals of Thoracic Surgery*, v. 67, n.6 (Jun), pp. 1915-1918.
- GHARIANII, S., MATTA, A., DION, R., GUÉRIT, J-M, 2000, "Intra- and postoperative factors determining neurological complications after surgery under deep hypothermic circulatory arrest: a retrospective somatosensory evoked potential study", *Clinical Neurophysiology*, v. 111, n. 6 (Jun), pp.1082-1094.
- GHARIANII, S., SPAEY, J, LIARD, L, VERHELST, R., EL KHOURY, G., NOIRHOMME, P., D'UDEKEM, Y., MATTA, A., DION, R., GUÉRIT, J-M., 1998, Sensibilité, spécificité et impact sur la stratégie chirurgicale du neuromonitorage peropératoire par potentiels évoqués somesthésiques en chirurgie vasculaire pratiquée avec arrêt circulatoire sous hypothermie profonde", *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, n. 28, n.4 (Sep), pp. 335-342.
- GIUGNO, K. M., MAIA, T.R., KUNRATH, C.L. et al, 2003, "Tratamento da hipertensão intracraniana", *Jornal de Pediatria*, v.79, n.4 (Jul/Aug), pp. 287-296.
- GRILL Jr., W. M., MORTIMER, J. T., 1996, "The effect of stimulus pulse duration on selectivity of neural stimulation", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 43, n.2 (Feb), pp.161-166.
- GUÉRIT, J-M., 1999, "Medical technology assessment EEG and evoked potentials in the intensive care unit", *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, v. 29, n. 4 (Sep), pp. 301-317.
- GUÉRIT, J-M., DION, R.A., 2002, "State-of-the art of Neuromonitoring for Prevention of Immediate and Delayed Paraplegia in Thoracic and Thoracoabdominal Aorta Surgery", *Annals of Thoracic Surgery*, v. 74, n.5 (Nov), pp. S1867-S1869.
- GUÉRIT, J-M., WITDOECKT, C., DE TOURTCHANINOFF, M., GHARIANII, S., MATTA, A., DION, R., VERHELST, R., 1997, "Somatosensory evoked potential monitoring in carotid surgery. I. Relationship between qualitative SEP alterations and intraoperative events", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, n. 104, n. 6 (Nov), pp. 459-469.

- GUNDANNA, M., ESKENAZI, M., BENDO, J. et al, 2003, “Somatosensory evoked potential monitoring of lumbar pedicle screw placement for in situ posterior spinal fusion”, *The Spine Journal*, v. 3, n.5 (Sep/Oct), pp. 370-376.
- HANSSON, M., GANSLER, T., SALOMONSSON, G., 1998, “A system for tracking changes in the mid-latency evoked potential during anesthesia”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v.45, n.3 (Mar), pp. 323-334.
- HOTELLING, H., 1931, “The generalization of Student's ratio”. *Annals of Mathematics and Statistics*, v.2, pp.360-378.
- HUANG, J. W., LU, Y. Y., NAYAK, A. et al., 1999, “Depth of Anesthesia Estimation and Control”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 46, n. 1 (Jan), pp. 71-81.
- INFANTOSI, A. F. C., CAGY, M., ZAEYEN, E. J. B., 2004, “Aplicação da Magnitude Quadrática da Coerência ao MLAEP com estimulação a baixos níveis de pressão sonora”, In: *IFMBE Proceedings*, v.5, pp. 1111-1114, João Pessoa (PB), Sep, CD-ROM.
- INTELLIGENT HEARING SYSTEMS CORPORATION, 2001, “Opti-Amp 8000D Manual”.
- JONES, S.C., FERNAU, R., WOELTJEN, B. L., 2004, “Use of somatosensory evoked potentials to detect peripheral ischemia and potential injury resulting from positioning of the surgical patient: case reports and discussion”, *The Spine Journal*, v. 4, n. 4 (May/Jun), pp.360-362.
- JOU, I-M., HSU, C-C., CHERN, T-C. et al, 2003, “Spinal somatosensory evoked potential evaluation of acute nerve-root injury associated with pedicle-screw placement procedures: an experimental study”, *Journal of Orthopaedic Research*, v. 21, n.2, pp.365-372.
- KALITA, J., MISHRA, V.N., MISRA, U. K., et al, 2002, “Clinicoradiological observation in three patients with suicidal hanging”, *Journal of the Neurological Sciences*, v. 198, n.1-2 (Jun) pp. 21-24.
- KLAS, D.W., DALY, D.D., 1980, *Current Practice of Clinical Electroencephalography*, 3 ed. New York, Raven Press.

- KONG, X., THAKOR, N. V., 1996, "Adaptive Estimation of Latency Changes in Evoked Potentials", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 43, n. 2 (Feb), pp. 189-197.
- KULHAVÝ, R., KRAUS, F. J., 1996, "On Duality of Regularized Exponential and Linear Forgetting", *Automatica*, v. 32, n. 10 (Oct), pp. 1403-1415.
- LIAVAS, A. P., MOUSTAKIDES, G. V., HENNING, G. et al, 1998, "A Periodogram-based Method for the Detection of Steady-state Visually Evoked Potentials", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 45, n. 2 (Feb), pp. 242-248.
- LINDEN, R.D., ZAPPULLA, R., SHIELDS, C.B., 1997, "Intraoperative evoked potential monitoring". In: CHIAPPA, K.H., *Evoked Potentials in Clinical Medicine*, 2 ed., chapter 18, New York, USA, Raven Press.
- LOGI, F., FISHER, C., MURRI, L., et al, 2003, "The prognostic value of evoked responses from primary somatosensory and auditory in comatose patients", *Clinical Neurophysiology*, v. 114, n.9 (Sep), pp. 1615-1627.
- LOPES DA SILVA, F., 1999, "Event-Related Potentials: Methodology and Quantification". In: Niedermeyer, E., Lopes da Silva, F.H. (eds), *Electroencephalography - Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, 4 ed., chapter 52, Baltimore, USA, Williams &Wilkins.
- MAGEE, C.A., CLARKE, A.R., BARRY, R.J., MCCARTHY, R., SELIKOWITZ, M., 2005, "Examining the diagnostic utility of EEG power measures in children with attention deficit/hyperactivity disorder", *Clinical Neurophysiology*, n.116, n.5 (May), pp. 1033-1040.
- MANTZARIDIS, H., KENNY, G. N., 1997, "Auditory Evoked Potential Index: A Quantitative Measure of Changes in Auditory Evoked Potentials During General Anaesthesia", *Anaesthesia*, v. 52, n. 11 (Nov), pp. 1030-1036.
- MARTIN, C.J., SINSON, G., PATTERSON, T., ZAGER, E.L., STECKER, M.M., 2002, "Sensitivity of scalp EEG, cortical EEG, and somatosensory evoked responses during surgery for intracranial aneurysms", *Surgical Neurology*, v. 58, n.5 (Nov), pp.317-321.
- MARTIN, G.N., 1998, "Human electroencephalographic (EEG) response to olfactory stimulation: two experiments using aroma of food", *International Journal of Psychophysiology*, v. 30, n. 3 (Nov), pp 287-302.

- MCDONALD, D.B., STIGSBY, B., ZAYED, Z.A., 2004, “A comparison between derivation optimization and Cz’-FPz for posterior tibial P37 somatosensory evoked potential intraoperative monitoring”, *Clinical Neurophysiology*, v.115, n.8 (Aug), pp.1925-1930.
- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., 2000, *Desenvolvimento de técnicas para o estudo da coerência no EEG durante foto-estimulação intermitente*. Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- MIRANDA DE SÁ, A.M.F.L., FELIX, L.B., INFANTOSI, A.F.C., 2004, “A matrix-based algorithm for estimating multiple coherence of periodic signal and its application to the multichannel EEG during sensory stimulation”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 51, n. 7 (Jul), pp. 1140-1146.
- MIRANDA DE SÁ, A.M.F.L., INFANTOSI, A.F.C., 2002, “A coherence-based technique for evaluating the degree of synchronism in the EEG during sensory stimulation”, *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 18, n.1 (Jan/Apr), pp39-49.
- MIRANDA DE SÁ, A. M. F. L., INFANTOSI, A. F. C., SIMPSON, D. M., 2002, “Coherence Between One Random and One Periodic Signal for Measuring the Strength of Responses in the EEG During Sensory Stimulation”, *Medical and Biology Engineering and Computing*, v. 40, n. 1, pp. 99-104.
- MISULIS, K. E., 1994a, “General Description of Evoked Potentials”, .In: *Spehlmann's Evoked Potential Primer: Visual, Auditory and Somatosensory Evoked Potentials in Clinical Diagnosis*, 2 ed., chapter 1, Boston, USA, Butterworth-Heinemann.
- MISULIS, K. E., 1994b, “General Methods of Stimulation and Recording”, .In: *Spehlmann's Evoked Potential Primer: Visual, Auditory and Somatosensory Evoked Potentials in Clinical Diagnosis*, 2 ed., chapter 2, Boston, USA, Butterworth-Heinemann.
- MISULIS, K. E., 1994c, “SEP types, principles, and general methods of stimulating and recording”, .In: *Spehlmann's Evoked Potential Primer: Visual, Auditory and Somatosensory Evoked Potentials in Clinical Diagnosis*, 2 ed., chapter 15, Boston, SA, Butterworth-Heinemann.
- MISULIS, K. E., 1994d, “Normal SEPs to arm stimulation”, .In: *Spehlmann's Evoked Potential Primer: Visual, Auditory and Somatosensory Evoked Potentials in Clinical Diagnosis*, 2 ed, chapter 16, Boston, USA, Butterworth-Heinemann.

- MISULIS, K. E., 1994e, "Normal SEPs to leg stimulation", .In: *Spehlmann's Evoked Potential Primer: Visual, Auditory and Somatosensory Evoked Potentials in Clinical Diagnosis*, 2 ed., chapter 18, Boston, USA, Butterworth-Heinemann.
- MIZRAHI, E.M., PATEL, V.M., CRAWFORD, E.S., COSELLI, J.S., HESS, K.R., 1989, "Hypothermic-induced electrocerebral silence, prolonged circulatory arrest, and cerebral protection during cardiovascular surgery", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 72, n.1 (Jan), pp.81-85.
- MUTHUSWAMY, J., SHERMAN, D. L., THAKOR, N.V., 1999, "Higher-Order Spectral Analysis of Burst Patterns in EEG", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* , v. 46, n. 1 (Jan), pp. 92-99.
- NAYAK, A. and ROY, R., 1998, "Anesthesia Control Using Midlatency Auditory Evoked Potentials", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 45, n. 4 (Apr), pp. 409-421.
- NIEDERMEYER, E., 1999, "The normal EEG of the waking adult". In: Niedermeyer, E., Lopes da Silva, F.H. (eds), *Electroencephalography - Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, 4 ed., chapter 9, Baltimore, USA, Williams &Wilkins.
- NUWER, M.R., AMINOFF, M., DESMEDT, J., EISEN, A.A., GOODIM, D., MAUGUIÉRE, F., SHIBASAKI, H., SUTHERLING, W., VIBERT, J-F., 1994, "IFCN recommended standards for short latency somatosensory evoked potentials. Report of na IFCN committee", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 13, n.4 (Aug), pp. 6-11.
- NUWER, M. R., DAWSON, E. G., CARLSON, L. G., KANIM, L. E. A., SHERMAN, J.E., 1995, "Somatosensory evoked potential spinal cord monitoring reduces neurologic deficits after scoliosis surgery: results of a largemulticenter survey", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 96, n.1 (Jan), pp. 6-11.
- PACHECO, E. A., 2003, *Determinação da banda de máxima resposta do potencial evocado auditivo de curta latência por meio da magnitude quadrática da coerência*. Tese de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- PECHER, A., HUSAR, P., HENNING, G., RODERER, H., 2003, "Phase Estimation of Visual Evoked Responses", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 50, n.3 (Mar), pp. 324-333.

- PIKE, A.A., MARLOW, N., 2000, "The role of cortical evoked responses in predicting neuromotor outcome in very preterm infants", *Early Human Development*, v. 57, n.2 (Feb), pp. 123-135.
- RAMOS, E. G., 1999, *Detecção Objetiva da Resposta Auditiva no EEG de Crianças*. Tese de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- RAMOS, E. G., ZAEYEN, E. J. B, SIMPSON, D. M., INFANTOSI, A. F. C., 2000, "Detecção da Resposta Auditiva no EEG de Crianças utilizando Técnicas no Domínio da Frequência", *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 16, n. 3 (Set/Dez), pp. 127-137.
- SAUNDERS, M. G., 1979, "Artifacts: Activity of Noncerebral Origin in the EEG ". In: KLAS, D.W., DALY, D.D. (eds), *Current Practice of Clinical Electroencephalography*, 3 ed., chapter 4, New York, USA, Raven Press.
- SHAO, M., BARNER, K.E., GOODMAN, M.H., 2004, "An interference cancellation algorithm for noninvasive extraction of transabdominal fetal electroencephalogram", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 51, n. 3 (Mar), pp. 471-483.
- SIMPSON, D. M., TIERRA-CRIOLLO, C. J., LEITE, R. T., et al., 2000, "Objective Response Detection in an Electroencephalogram During Somatosensory Stimulation", *Annals of Biomedical Engineering*, v. 28, n. 6 (Jun), pp. 691-698.
- SPARACINO, G., NALE, A., SANTARELLI, R., ARSLAN, E., 2004, "Method for the deconvolution of auditory steady-state responses", *Medical and Biological Engineering and Computing*, v. 42, n.4 (Jul), pp. 569-576.
- TAKEUCHI, T, OGILVIE, R.D., MURPHY, T.I., FERRELLI, A.V., 2003, "EEG activities during elicited sleep onset REM and NREM periods reflect different mechanisms of dream generation", *Clinical Neurophysiology*, n.114, n.2 (Feb), pp. 210-220.
- TIERRA-CRIOLLO, C. J., 2001, *Monitorização objetiva da resposta à estimulação somato-sensitiva utilizando parâmetros espectrais*. Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- TIERRA-CRIOLLO, C. J., INFANTOSI, A. F. C., 2002, "Determinação da banda de máxima resposta para estimulação do nervo tibial", In: *Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. 476-479, São José dos Campos (SP), Sep.

- TIERRA-CRIOLLO, C. J., ZAEYEN, E. J. B., SIMPSON, D. M., INFANTOSI, A. F. C., 1998, “Detecção da Resposta à Estimulação Somato-sensitiva no EEG utilizando a Magnitude Quadrada da Coerência Ponderada”, In: *Anais do IV Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde*, pp. 441-442, Curitiba, Oct.
- TÓTH, E., KONDÁKOR, I., TÚRY, F., GÁTI, Á., WEISZ, J., MOLNÁR, M., 2004, “Nonlinear and linear EEG complexity changes caused by gustatory stimuli in anorexia nervosa”, *International Journal of Psychophysiology*, n.51, n.3 (Feb), pp. 253-260.
- VAN DONGEN, E.P., SCHEPENS, M.A., MORSHUIS, W.J., TER BEEK, H.T. et al, 2001, “Thoracic and thoracoabdominal aortic aneurysm repair: Use of evoked potential monitoring in 118 patients”, *Journal of vascular surgery*, v. 34, n. 6 (Dec), pp.1035-1040.
- VAZ, C. A., THAKOR, V., 1989, “Adaptive Fourier Estimation of Time-Varying Evoked Potentials”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 36, n. 4 (Jun), pp. 448-455.
- VICTOR, J. D., MAST, J., 1991, “A New Statistic for Steady-state Evoked Potentials”, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v. 78, n. 5 (May), pp. 378-388.
- YU, X-H., HE, Z-Y., ZHANG, Y-S., 1994a, “Peak Component Latency-Corrected Average Method for Evoked Potential Waveform Estimation”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 41, n. 11 (Nov), pp. 1072-1082.
- YU, X-H., HE, Z-Y., ZHANG, Y-S., 1994b, “Time-varying Adaptive Filters for Evoked Potential Estimation”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 41, n. 11 (Nov), pp. 1062-1071.
- ZAEYEN, E.J.B., 2005, *Aplicação da Coerência ao eletroencefalograma para investigar características do Potencial Evocado Auditivo de Média Latência*. Tese de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

APÊNDICE A

Este capítulo apresenta os Painéis Frontais dos principais módulos do Instrumento Virtual desenvolvido, com explicação detalhada dos controles, indicadores e gráficos.

A.1 Módulo Derivações EEG

Este Módulo permite visualizar as derivações EEG, bem como a FFT das mesmas. Os controles e indicadores deste Painel Frontal são (Figura A.1):

1. **Derivações EEG** – Os gráficos desta coluna apresentam as derivações de EEG.
2. **Espectro de Potência** - Os gráficos desta coluna apresentam o Espectro de Potência das derivações correspondentes à esquerda.

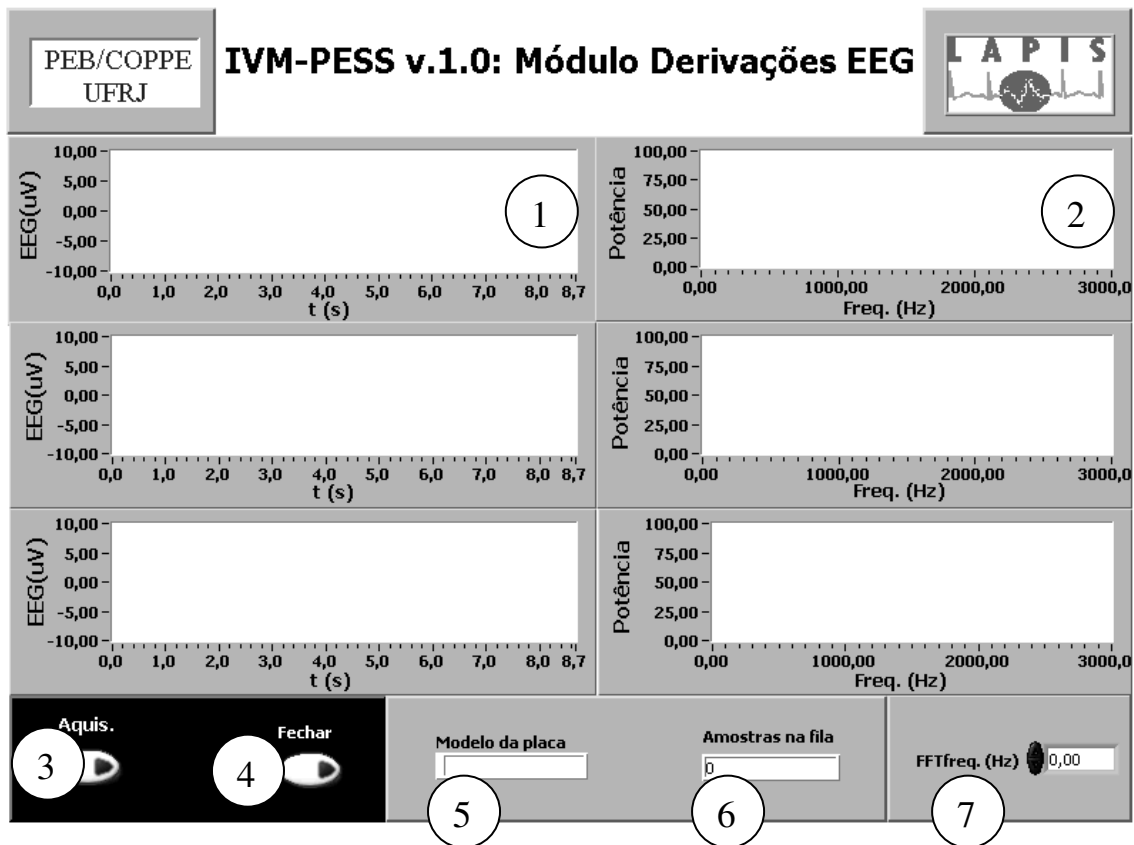


Figura A.1: Painel Frontal do Módulo Derivações EEG.

3. **Aquis.** – botão utilizado para que se tenha acesso ao Menu de Configuração de Parâmetros de Aquisição (Figura A.5).
4. **Fechar** – botão utilizado para encerrar a aquisição de sinais.
5. **Modelo da Placa** – fornece o nome da Placa de Aquisição que está sendo utilizada.
6. **Amostras na fila** – fornece o número de amostras que estão acumuladas no Buffer da Placa.
7. **FFTfreq.** – este controle permite ajustar até que frequência se deseja visualizar nos gráficos de Espectro de Potência.

A.2 Módulo Linha de Base

Este módulo é utilizado para selecionar segmentos de EEG livres de artefatos para cálculo do desvio padrão a ser utilizado pela rotina de rejeição automática de artefatos. Os controles e indicadores deste Painel Frontal são (Figura A.2):

1. Gráficos correspondentes a derivações EEG lidas de arquivo .SCL gravado por meio do Módulo Derivações EEG (ou Monitorização, ou Banda de Máxima Resposta). Estes gráficos apresentam cursores que permitem a seleção dos segmentos considerados livres de artefatos.
2. Gráficos correspondentes aos segmentos selecionados acumulados e que possibilitam identificar se a variância dos segmentos selecionados não destoa demasiadamente (não-estacionaridade).
3. **fs** – indica a Taxa de amostragem com que o sinal foi coletado.
4. **#canais** – indica o número de canais gravados no arquivo.
5. **Buffer de Leitura** – indica quantas amostras serão lidas, por canal, e apresentadas nos gráficos (1).
6. **Liga/Desl.** – este botão é utilizado para encerrar a execução do programa.
7. **Grava desvios em arquivo** – este botão faz com que os desvios padrões sejam salvos em arquivo para serem utilizados pelo algoritmo de rejeição automática de artefatos.
8. **Passa trecho** – este botão é utilizado para percorrer os sinais gravados em arquivo
9. **Salva Trecho** – este botão é utilizado para selecionar o segmento entre os cursores no gráfico (1). Quando o botão for acionado, este segmento será “passado” para os

gráficos (2), sendo concatenado aos segmentos que foram selecionados anteriormente.

10. **Calcula Desvio** – este botão permite visualizar os desvios padrões calculados a partir dos segmentos acumulados.
11. **Desvio padrão** - Estes indicadores apresentam os valores dos desvios padrões calculados.

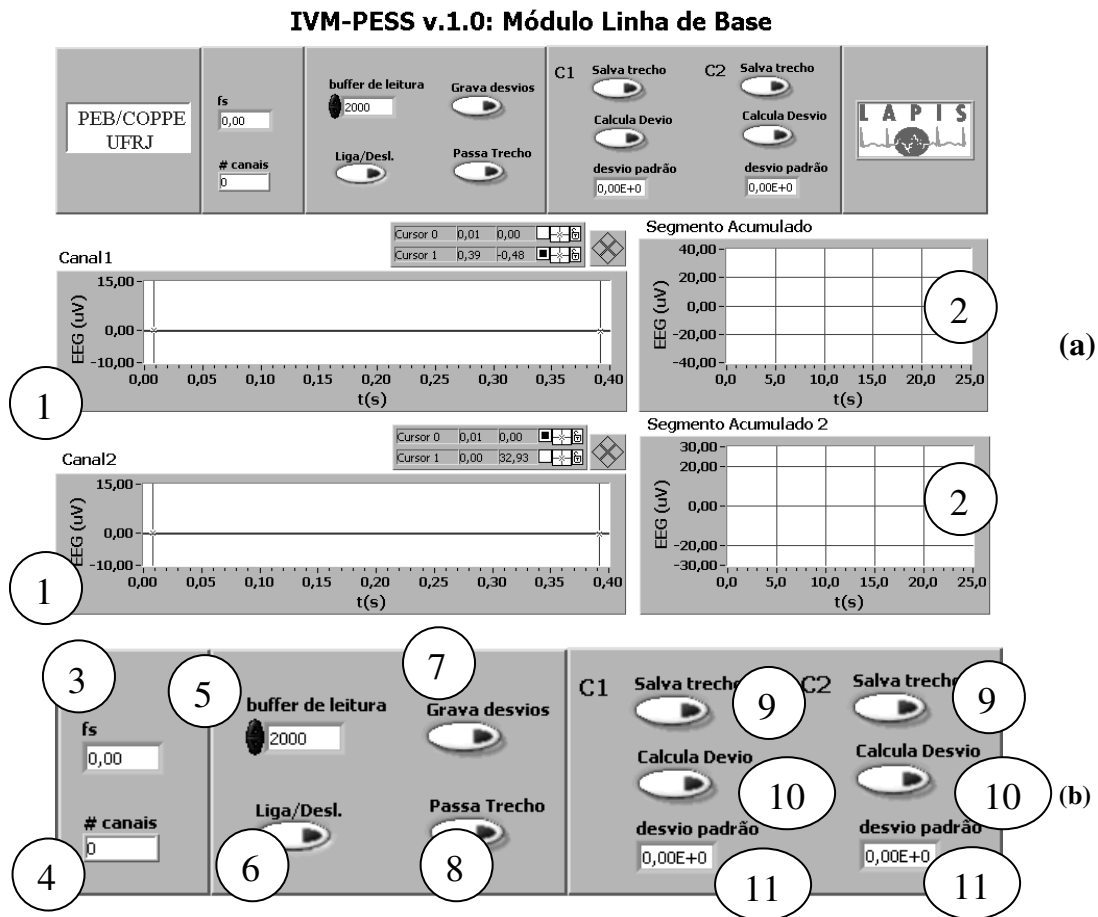


Figura A.2: (a) Módulo Linha de Base (b) Detalhe dos controles e indicadores.

A.3 Módulo Banda de Máxima Resposta

Este Módulo permite avaliar a banda de máxima resposta (para técnicas ORD no domínio da frequência somente) possibilitando seleção adequada de frequências a serem monitorizadas. Os controles e indicadores deste Painel Frontal são (Figura A.3):

1. Gráficos das Derivações EEG adquiridas
2. Gráficos da Média Coerente (PESS) das derivações correspondentes
3. Estes gráficos apresentam a estimativa da MSC_p , por frequência, e o valor crítico para H_0 (Ausência de Resposta), e, opcionalmente a MSC e limites de confiança para MSC_p para H_1 (Presença de Resposta).
4. A caixa de verificação (*check box*) **Rejeita artefato ?** permite ativar a rejeição automática de artefatos. O LED indica quando um determinado trecho é rejeitado e o indicador **#artefatos** conta o número de épocas rejeitadas. A caixa de verificação 3 desvios permite que sejam traçados os limiares de ± 3 desvios padrões no gráfico derivação de EEG (1).
5. A caixa de verificação **Notch Digital** permite ativar a filtragem *notch* na frequência determinada pelo usuário pelo controle **fnotch**.
6. As caixas de verificação **H1**, **MSC** e **MSCp** identificam quais dos gráficos estão ativos. O controle **Freq** indica até que frequência (a frequência máxima é $f_s/2$, onde f_s é a frequência de amostragem) as técnicas ORD são apresentadas.
7. **Modelo da Placa – Idem 5 da seção A.1**
Amostras na fila – Idem 6 da seção A.1
8. **Aquis. – Idem 3 da seção A.1**
Fechar – Idem 4 da seção A.1
9. Este LED permanece aceso enquanto houver estimulação

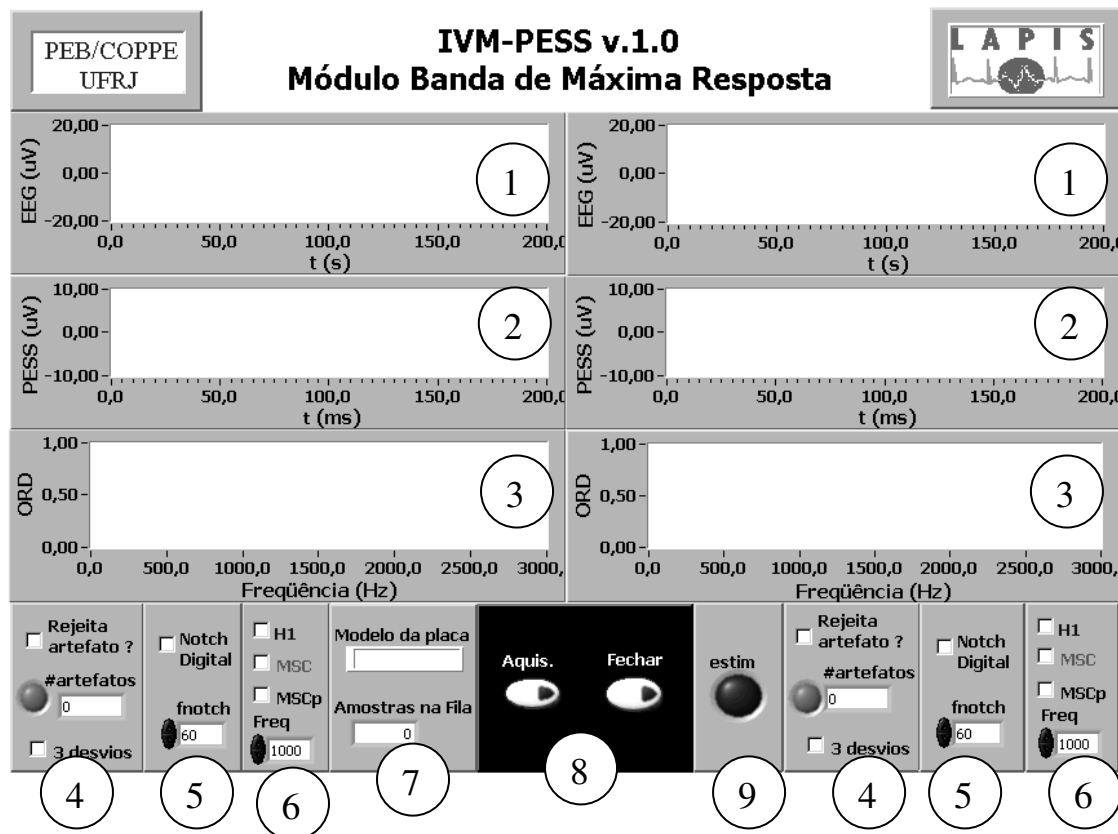


Figura A.3: Módulo Banda de Máxima Resposta.

A.4 Módulo Monitorização

Este Módulo permite a visualização de derivações de EEG, PESS e MSC_p juntamente com o valor crítico para Hipótese de Ausência de Resposta. Além disso, podem ser apresentados os limites de confiança para MSC_p para a Hipótese Alternativa e a evolução temporal da MSC . Todos os controles e indicadores são idênticos aos do Módulo Banda de Máxima Resposta com exceção de (Figura A.4):

1. Estes gráficos apresentam a evolução temporal da MSC_p e, opcionalmente, da MSC e limites de confiança para MSC_p para H1 (Presença de Resposta). O valor crítico para H_0 (Ausência de Resposta) também é traçado.
2. As caixas de verificação **H1**, **MSC** e **MSCp** identificam quais dos gráficos estão ativos. O controle **Freq** permite a seleção da frequência a ser monitorizada.

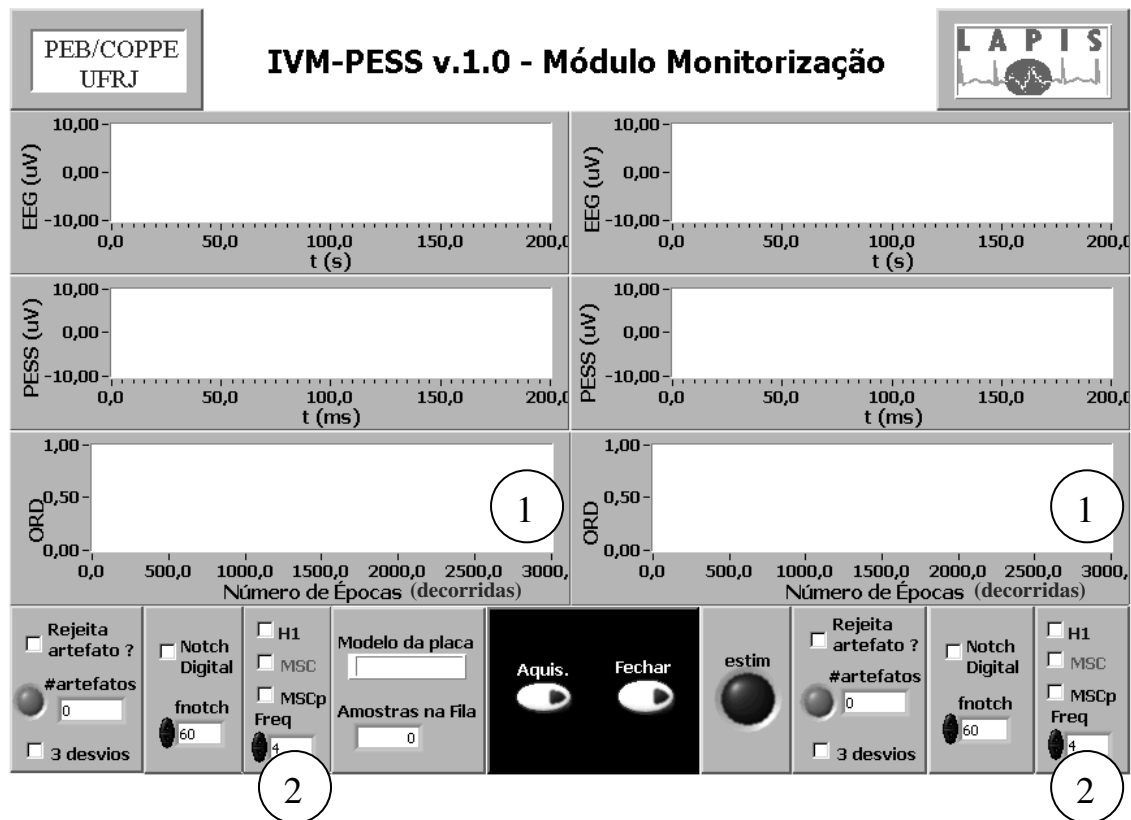


Figura A.4: Módulo Monitorização.

A.5 Configuração de Parâmetros de Aquisição

A configuração da aquisição, apresentação do PESS e MSC_p (e MSC) para os Módulos Banda de Máxima Resposta e Monitorização é realizada por meio deste Menu de Configuração. Os controles e indicadores deste Painel Frontal são (Figura A.5):

1. **Gravar Perfil** – Este botão permite o armazenamento, em arquivo, de configurações comumente utilizadas.
2. **Config. Manual** – Esta caixa de seleção possibilita ao usuário configurar manualmente os Parâmetros de Aquisição (**Config. Manual**), ou carregar de um arquivo um Perfil previamente gravado (**Carregar Perfil**).
3. **Fechar** – Ao acionar este botão, o usuário dá por concluída a configuração.
4. **início (ms)** – Este parâmetro permite ao usuário selecionar a partir de que instante - tomando como referência a ocorrência do estímulo - será realizada a Média Coerente. Esta marca também será utilizada na delimitação de janelas a serem usadas no cálculo da MSC e MSC_p .
5. **janela de observação** – Este controle permite determinar o comprimento da janela a ser utilizada nos cálculos das técnicas ORD, bem como da janela do PESS que

será apresentada nos gráficos destinados para tal. O comprimento é contado a partir de **início**, definido no controle (4).

6. **freq.estim.** – Neste controle, a taxa de estimulação utilizada é fornecida pelo usuário.
7. **M** – Este número é a quantidade de épocas utilizadas para o cálculo da *MSC*. Também corresponde ao M' – que está relacionado a um fator de esquecimento **b** - a ser utilizado no cálculo da MSC_p .
8. **alfa** – É o nível de significância utilizado tanto no cálculo do valor crítico para H_0 (MSC e MSC_p) quanto para o cálculo dos limites de confiança para H_1 (MSC_p).
9. **ID da Placa** – Este número identifica a Placa, conforme configurado no Measurement & Automation ® (software da *National Instruments* que centraliza a configuração de *drivers* e placas instaladas no microcomputador).
10. **Canais (0:15)** – Este controle determina os canais a serem adquiridos (Padrão: 2:0).
11. **Excursão na entrada** – Define os níveis de entrada de sinal (Padrão: -5.00/+5.00). A configuração deste parâmetro é crítica já que implica em representação adequada do fenômeno medido. Quando estes valores são menores do que a excursão do sinal na entrada, este aparecerá saturado. Por outro lado, se estes valores forem muito maiores do que a excursão do sinal na entrada do conversor A/D, os 12 bits ($2^{12}=4096$ níveis de tensão possíveis) não serão bem aproveitados na representação do sinal.
12. **Buffer da placa** – Configura o tamanho do buffer da Placa para o número de amostras fornecido neste controle.
13. **Buffer de gravação** – Estabelece o tamanho do buffer a ser lido do Buffer da Placa, gravado em arquivo e apresentado no gráfico EEG.
14. **Taxa de Amostragem** – Determina o número de pontos por segundo com que os sinais são adquiridos. Notar que este valor é dado por canal. Assim, uma taxa de amostragem de 3000 amostras/s significa uma taxa global de 9000 amostras por segundo quando três canais estiverem sendo adquiridos. Esta observação é muito importante, pois envolve limitações do *hardware* utilizado.

O Menu de Configuração de Parâmetros de Aquisição do Módulo Derivações EEG apresenta somente as seções “Perfis”, “Fechar” e “Aquisição” do Menu apresentado na Figura A.5.

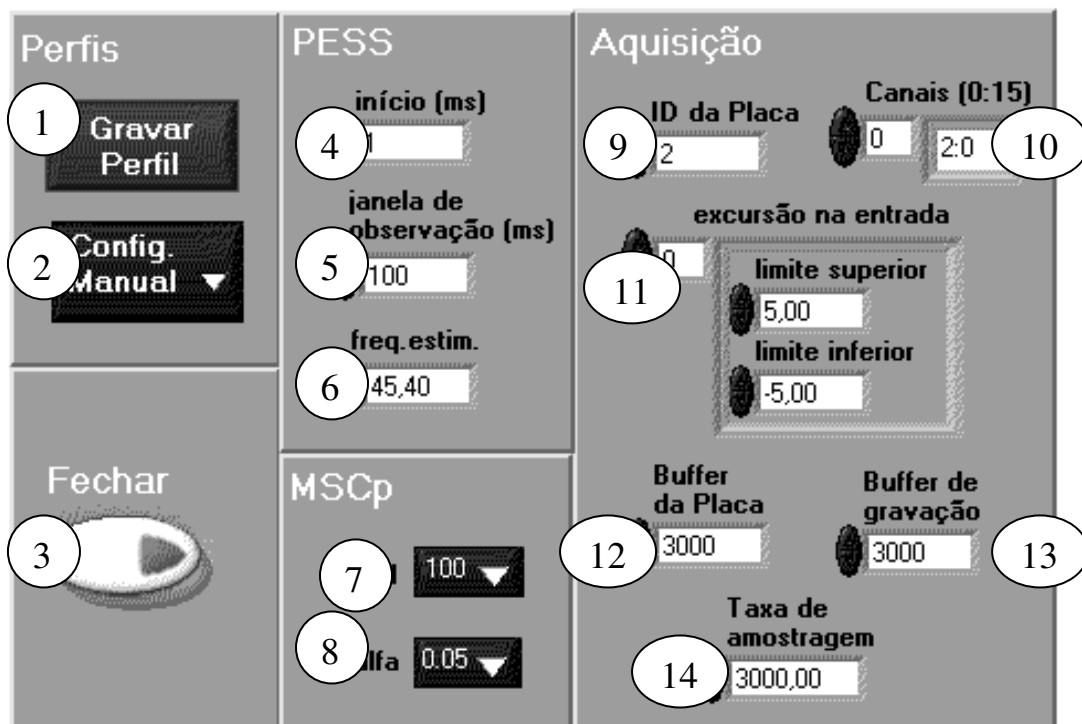


Figura A.5: Menu de Configuração dos Parâmetros de Aquisição.

A.6 Configuração de Amplificadores de EEG

A configuração dos amplificadores EEG é realizada por meio deste Menu de Configuração. Os controles e indicadores deste Painel Frontal são (Figura A.6):

1. **Endereço Base** – define o endereço, em hexadecimal, para o qual a Placa está configurada por meio dos seus *dip switches* (Verificar “Opti-Amp 8000D Manual”, IHS, 2001).
2. **BYTE/WORD (Botão 2 estados)** – Possibilita a escrita de **WORD** (16 bits), se pressionado, ou **BYTE** (8 bits). Sua configuração padrão é **BYTE**.
3. **Gravar Perfil** – Idem 1 da seção A.5.
4. **Config. Manual** – Idem 2 da seção A.5 para Configuração de Amplificadores de EEG.
5. **Fechar** – Idem 3 da seção A.5.

6. **notch** – Esta caixa de verificação (*check box*) permite ativar a filtragem *notch* analógica (60 Hz).
7. **Ganho** – Permite a seleção de ganho (30, 50, 75, 100, 150, 200, 250, 300)x**1000**.
8. **FPA** – Permite a seleção da frequência de corte do filtro passa-altas (1, 10, 30, 50, 100, 150, 300, 500 Hz).
9. **FPB** - Permite a seleção da frequência de corte do filtro passa-baixas (30, 100, 300, 500, 1000, 1500, 3000, 5000 Hz).

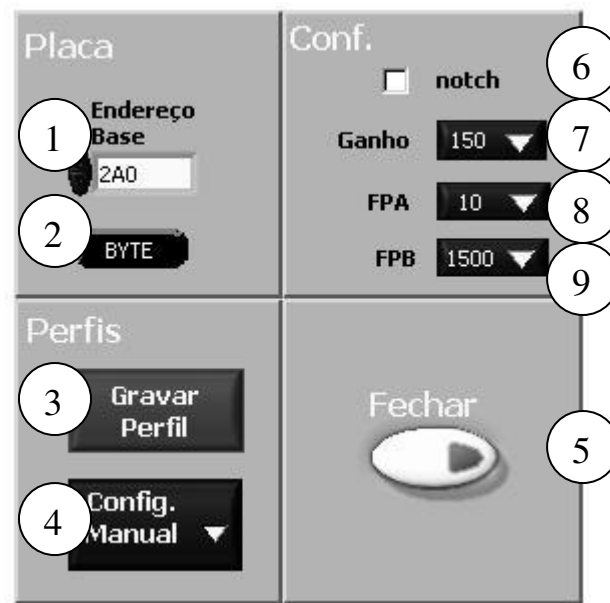


Figura A.6: Menu de Configuração dos Amplificadores de EEG.