

Universidade Federal de Minas Gerais



Escola de Engenharia



Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica



**Estudo do potencial evocado visual em regime permanente baseado em LED
para interface cérebro máquina**

Marcos Antonio da Silva Pinto

Orientador: Prof. Dr. Carlos Julio Tierra Criollo

Co-Orientador: Prof. Dr. Jerome Baron

Tese de Doutorado, apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Engenharia Elétrica.

**Belo Horizonte
2011**

Marcos Antonio da Silva Pinto

**Estudo do potencial evocado visual em regime permanente baseado em LED
para interface cérebro máquina**

Tese de Doutorado, apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da
Universidade Federal de Minas Gerais.

Prof. Dr. Carlos Julio Tierra Criollo - UFMG

Prof. Dr. Jerome Baron - UFMG

Prof. Dr. Koichi Sameshima - USP

Prof. Dr. Eduardo Mazoni Andrade Marçal Mendes - UFMG

Prof. Dr. Carlos Andrey Maia - UFMG

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos-Filho - UFES

Agradecimentos

Agradeço a todos que de uma forma ou de outra me ajudaram para o êxito nesta empreitada.

Aos amigos do CEFET John e Denny pela força, companheirismo e apoio, antes e durante o doutorado, e ao Sady, dentre outras coisas por indicar a porta de entrada.

A todos os amigos do NEPEB pela ajuda nas coletas de dados e também pela amizade.

A todos os colegas do laboratório de neurodinâmica do ICB, em especial o Pedro e João Vicente pela colaboração técnica.

Ao meu orientador prof. Carlos Julio e co-orientador prof. Jerome pelas orientações, ajuda e pela confiança depositada.

A minha irmã Joana pelo incentivo e apoio.

A Prof.^a Maria Carmem pelo incentivo e apoio.

A meus pais pelo exemplo de vida, paciência e incentivo.

A minha esposa Ieda pelo carinho, incentivo, paciência e apoio.

As minhas filhas Fernanda e Mariana pela força e compreensão.

A CAPES, CNPq e FAPEMIG pelo apoio financeiro, e ao CEFET-MG pela liberação em tempo integral para o doutoramento.

RESUMO

O Potencial Evocado Visual de Regime Permanente (PEVRP) é a resposta do sistema nervoso central à estimulação visual intermitente. Este tem aplicações na clínica médica e em estudos de neurofisiologia da visão e mais recentemente em Interface Cérebro Máquina (ICM). O grande desafio do uso do PEVRP é a sua baixa Relação Sinal Ruído (RSR) que dificulta sua identificação. Alguns pesquisadores têm demonstrado que, além das técnicas de processamento de sinais, melhorias nas técnicas de estimulação também podem aumentar a RSR do PEVRP. Este trabalho propõe estudar técnicas de estimulação por LED (Diodo Emissor de Luz) junto a técnicas de detecção objetiva no domínio da frequência para maior rapidez e alta probabilidade de detecção do PEVRP. Desenvolveu-se um estimulador visual digital, portátil, baseado em LED, capaz de gerar estímulos estáveis e precisos para PEVRP em aplicações de ICM. Os parâmetros da estimulação frequência, intensidade, cor e dimensão foram avaliados. Os resultados mostraram maior RSR do PEVRP para frequências de estimulação de 5 a 9 Hz e 25 a 30 Hz, intensidades em torno de 15 cd/m², cor branca e dimensão de 2,86° de ângulo visual. Quatro técnicas de detecção objetiva do PEVRP (Teste Espectral F - SFT, Medida de Sincronismo de Fase - PSM, Magnitude Quadrática da Coerência - MSC e Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla - MMSC) foram avaliadas. Os resultados indicaram que o detector MMSC é o mais adequado para aplicações em ICM por apresentar as maiores taxas (em torno de 90%) e os menores tempos de detecção (em torno de 2 s) para a maioria dos voluntários. Os achados poderão contribuir para tornar as ICMs mais rápidas e factíveis para uso cotidiano.

Palavras-chave: Interface cérebro máquina, estimulador visual, potencial evocado visual, eletroencefalograma, teste espectral F, medida de sincronismo de fase, magnitude quadrática da coerência, coerência múltipla.

ABSTRACT

The Steady State Visual Evoked Potential (SSVEP) is the brain's electrical response to intermittent visual stimulation. This has applications in medical clinic and in studies of the neurophysiology of vision and more recently in Brain Machine Interface (BMI). The challenge of the use of the SSVEP is its Low Signal to Noise ratio (SNR) which difficult its identification. Some researchers have shown that in addition to signal processing techniques, improved stimulation techniques can also increase the SNR SSVEP. This work proposes to study techniques of stimulation by LED (Light Emitting Diode) with objective response detection techniques in the frequency domain for fast and high probability detection of SSVEP. A visual stimulator, digital portable LED-based, able to generate stable and accurate stimuli to SSVEP for BMI applications was developed. Some following stimulation parameters were evaluated: frequency, intensity, color and size. The results showed the highest RSR SSVEP for frequencies of stimulation from 5 to 9 and 25 to 30 Hz, intensities around 15 cd/m², white color and size of 2.86 ° of visual angle. Four objective detection techniques of SSVEP (Spectral F Test - SFT, Phase Synchrony Measure - PSM, Magnitude Squared of Coherence - MSC and Multiple Magnitude Squared of Coherence - MMSC) were evaluated. The results indicated that the detector MMSC is the best for applications in BMI for having the highest rates (around 90%) and lowest detection times (about 2 s) for most subjects. These findings may help to make faster and feasible BMIs for everyday use.

Keyword: Brain machine interface, visual stimulator, visual evoked potential, electroencephalogram, spectral F test , phase synchrony measure, magnitude squared of coherence, multiple magnitude squared of coherence.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Divisão do córtex cerebral humano por Brodmann 1909. _____	29
Figura 2 - A- lobos cerebrais e B - áreas funcionais do cérebro. _____	30
Figura 3 - Sistema 10-20. A - vista lateral e B - vista superior. _____	30
Figura 4 - Espectro eletromagnético da luz. _____	35
Figura 5 – O olho humano e detalhes da retina na região da fóvea. _____	36
Figura 6 - O campo visual, sua representação na retina e projeções. _____	38
Figura 7 - Projeções das vias visuais para o encéfalo. _____	39
Figura 8 - Representação do campo visual no córtex. _____	40
Figura 9 - Curva de eficiência luminosa do olho humano. _____	42
Figura 10 - Potencial de membrana dos fotorreceptores. _____	42
Figura 11 - Curvas de absorção da luz pelos diversos tipos de cones. _____	44
Figura 12 - Fluxo de corrente no fotorreceptor. _____	45
Figura 13 - Células da retina e suas conexões. _____	46
Figura 14 - Resposta da célula ganglionar. _____	48
Figura 15 - Função de risco da luz azul (FRLA). _____	50
Figura 16 - Projeto básico de uma ICM. _____	57
Figura 17 - Resposta em frequência x frequência de estimulação. _____	61
Figura 18 - Mapa topográfico a 10Hz de estimulação. _____	62
Figura 19 - Amplitude da FFT sobre a média de Oz, O1 e O2. _____	62
Figura 20 - Mapa topográfico da frequência fundamental nas diversas estimulações. _____	63
Figura 21 - Amplitude do PEVRP estimado com a média coerente e PRSA de um sujeito. _____	64
Figura 22 - Detecção univariável (linha contínua) e multivariável (linha pontilhada). _____	67
Figura 23 - Forma de onda (A) e espectro (B) dos três estimuladores em 10,8 Hz. _____	68
Figura 24 - Média coerente do PEVRP e seu respectivo espectro dos três estimuladores. _____	69
Figura 25 – Diagrama de blocos do estimulador visual. _____	75
Figura 26 – Circuito da fonte de alimentação, teclado e driver dos LEDs. _____	77
Figura 27 – Circuito do microcontrolador e módulo display. _____	78

Figura 28 – Exemplos de módulo de LED. _____	79
Figura 29 – Estrutura do sistema. _____	80
Figura 30 – O núcleo e a aplicação. _____	81
Figura 31 - Estrutura hierarquizada de menu. _____	82
Figura 32 - Vista do protótipo do estimulador visual. _____	84
Figura 33 - Vista da placa de circuito impresso contendo o hardware. _____	85
Figura 34 - Formas de onda nas saídas do estimulador visual. _____	88
Figura 35 – Espectro de potência com cinco épocas de 10 s do voluntário #1 com LED tampado. _____	89
Figura 36 - A <i>grand average</i> do espectro de potência de cinco voluntários com o LED tampado. _____	90
Figura 37 – Espectro de potência com cinco épocas do voluntário #1 com LED destampado. _____	91
Figura 38 - <i>Grand average</i> do espectro de potência de cinco voluntários com LED destampado. _____	91
Figura 39 - Época contendo os sinais de acionamento dos LEDs (estimulação e alvo) e de sincronismo. _____	98
Figura 40 - Taxa média de detecção e tempo médio de detecção em função da janela de tempo. _____	102
Figura 41 - Curvas ROC (10 vol.) com o detector SFT (9Hz) na derivação Oz com diferentes M. _____	103
Figura 42 - Monitoração temporal da SFT(9Hz) (Oz ,vol. #12) durante 12 épocas do experimento de frequência. _____	103
Figura 43 - Média da taxa de vp e fp e do tempo de detecção (td) com desvio padrão (10 vol.) na derivação Oz. _____	104
Figura 44 - Média da taxa de vp e fp e do tempo de detecção (td) com desvio padrão (10 vol.) na derivação O2. _____	105
Figura 45 - Média da taxa de vp e fp e do tempo de detecção (td) com desvio padrão (10 vol.) na derivação O1. _____	106
Figura 46 - Média da taxa de vp e fp e do tempo de detecção (td) com desvio padrão (10 vol.) na derivação Oz. _____	107
Figura 47 - Modelo linear aditivo do potencial evocado visual coletado no couro cabeludo ($y[k]$). _____	114
Figura 48 - Modelo linear multivariado do PEV coletado no couro cabeludo com y_N derivações. _____	116

- Figura 49 - Taxa vp e tempo de detecção (td) em função do número de canais (N) na estimativa da MMSC. _____ 119
- Figura 50 - Taxa de acertos com as técnicas SFT , PSM , MSC e MMSC obtidos em função da janela de tempo. _____ 120
- Figura 51 - Tempo de detecção com as técnicas SFT, PSM, MSC e MMSC obtidos em função da janela de tempo. _____ 121
- Figura 52 - Exemplo de monitoração temporal (vol. #12) de um trecho do sinal de EEG com estimulação visual de 5, 9 e 25 Hz com os detectores ORD(9Hz). _____ 122
- Figura 53 - Taxa de vp com o desvio padrão, nas frequências de estimulação de 7, 8, 9 e 27 Hz. _____ 122
- Figura 54 - Tempo de detecção em segundos para as frequências de estimulação: 7, 8, 9 e 27 Hz. _____ 123
- Figura 55 - Curvas ROC (10 vol.) com os detectores ORD para as frequências de estimulação de 7, 8, 9 e 27 Hz. _____ 124

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características de cones e bastonetes_____	41
Tabela 2 - Radiância retinal ponderada e tempo máximo de exposição de fontes de luz comuns. _____	51
Tabela 3 – TABELA DE ESTADOS do canal . _____	83
Tabela 4 – Características gerais do estimulador visual . _____	83
Tabela 5 – TABELA DE ESTADOS do experimento. _____	86
Tabela 6 - Os quatro experimentos e seus parâmetros de estimulação. O x indica parâmetro variável. _____	99
Tabela 7 - Derivações utilizadas na avaliação da MMSC para a escolha dos N canais. ____	119
Tabela 8 - Taxa média de detecção (<i>txvp</i>), desvio padrão (<i>dp</i>) e tempo de detecção (<i>td</i>) entre as quatro frequências de estimulação avaliadas para cada voluntário. _	124

LISTA DE SIGLAS

Ag/AgCl	Prata/Cloreto de prata
ANOVA	Análise de variância
C	Contador de estados
Cd/m ²	Candelas por metro quadrado
CIE	Comissão internacional de iluminação
cGMP	<i>guanosine monophosphate ciclic</i>
CIE	Comissão Internacional de Iluminação
CPU	Unidade central de processamento
CT	Ciclo de trabalho
DEP	Densidade espectral de potência
DFT	Transformada discreta de Fourier
ECoG	Eletrocorticograma
EEG	Eletroencefalograma
EKG	Eletrocardiograma
EOG	Eletrooculograma
ERD	Evento relacionado a dessincronização
ERG	Eletrorretinograma
ERS	Evento relacionado à sincronização
f_{rff}	Frequência de refresh
F	Estado final
f_c	Frequência de corte
FET	Transistor de Efeito de Campo
FFT	Transformada rápida de Fourier
fMRI	Imagem de ressonância magnética funcional
fp	Falsos positivos
fPEVRP	Potencial evocado visual em regime permanente em frequência
FPGA	Field-Programmable Gate Array
FRLA	Função de risco da luz azul
FSM	Máquina de estados finitos
HSD	Decisão pela soma de harmônicos
I	Estado inicial
I/O	Entrada e saída

ICM	Interface cérebro máquina
IR	Infravermelho
K ⁺	Íon potássio
LCD	Display de cristal líquido
LDA	Análise discriminante linear
LED	Diodo emissor de luz
LFP	Potencial de campo local
MCU	Microcontrolador
MEG	Magnetoencefalograma
MSC	Magnitude quadrática da coerência
MMSC	Magnitude quadrática da coerência múltipla
Na ⁺	Íon sódio
ORD	Detecção objetiva da resposta
PCL	Potencial cortical lento
PE	Potencial evocado
PET	Tomografia por emissão de pósitron
PEV	Potencial evocado visual
PEVRP	Potencial evocado visual em regime permanente
PEVRT	Potencial evocado visual em regime transitório
PPM	Partes por milhão
PRE	Potencial relacionado a evento
PRSA	Sinal médio de fase retificada
PSM	Medida de sincronismo de fase
PWM	Modulação por largura de pulso
RAM	Memória de leitura e escrita
RISC	Computador com o conjunto de instruções reduzido
ROC	<i>Receiver Operating Characteristic</i>
RSR	Relação sinal ruído
SVM	Máquina suporte vetorial
SFT	Teste espectral F
td	Tempo de detecção
TF	Tempo do estado final
TI	Tempo do estado inicial
tPEVRP	Potencial evocado visual em regime permanente temporal

TRC	Tubo de raios catódicos
TTI	Taxa de transferência de informação
tx_{fp}	Taxa de falsos positivos
tx_{vp}	Taxa de verdadeiros positivos
UV	Ultravioleta
vp	Verdadeiros positivos

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	25
1.1. Objetivos	27
1.2. Estrutura do Trabalho	28
2. BASES ELETROFISIOLÓGICAS	29
2.1. Introdução	29
2.2. A eletroencefalografia	29
2.2.1. O potencial evocado visual	33
2.3. Introdução ao sistema visual humano – organização funcional	35
2.3.1. O olho humano e suas partes constituintes	35
2.3.2. A representação do campo visual na retina e suas projeções para o encéfalo	37
2.3.3. A retina e o seu processamento visual	40
2.3.3.1. A retina	40
2.3.3.2. Os fotorreceptores da retina	40
2.3.3.3. A foto transdução	44
2.3.3.4. A adaptação à luz e ao escuro	45
2.3.3.5. O processamento visual pela retina	46
2.4. Risco do uso de LED de luz incoerente para o olho humano	48
3. INTERFACE CÉREBRO MÁQUINA	53
3.1. Introdução	53
3.2. Classificação das ICMs	54
3.3. Codificação e decodificação do PEV	56
3.4. Estrutura das ICMs	57
3.4.1. A aquisição dos sinais e digitalização	57
3.4.2. Unidade de tradução - Processamento de sinais	59
3.4.3. Unidade de saída – comando de dispositivo	60
3.5. Em direção a melhorias de desempenho	60

3.6. Técnicas de detecção de sinais _____	69
3.7. Medida de desempenho _____	69
4. DISPOSITIVO DE BAIXO CUSTO, PORTÁTIL, MICROCONTROLADO E MULTI CANAL PARA ESTIMULAÇÃO VISUAL A BASE DE LED _____	71
4.1. Introdução _____	71
4.2. Materiais e métodos _____	74
4.2.1. O projeto do estimulador visual _____	74
4.2.1.1. Visão geral _____	74
4.2.2. Hardware _____	74
4.2.2.1. Fonte de alimentação _____	74
4.2.2.2. Interface com o usuário teclado e display _____	75
4.2.2.3. Driver dos LEDs _____	75
4.2.2.4. Microcontrolador _____	76
4.2.2.5. Módulo dos LEDs _____	78
4.2.3. O software _____	79
4.2.3.1. A camada núcleo _____	80
4.2.3.2. A camada interface _____	81
4.2.3.3. A camada de aplicação _____	83
4.2.4. Montagem e encapsulamento _____	84
4.2.5. Aquisição dos sinais de EEG para PEVRP _____	85
4.2.6. O processamento dos sinais _____	87
4.3. Resultados _____	87
4.4. Discussão _____	92
4.5. Conclusão _____	94
5. APRIMORAMENTO DOS PARÂMETROS DE ESTIMULAÇÃO POR DIODO EMISSOR DE LUZ PARA ELICIAR POTENCIAL EVOCADO VISUAL DE REGIME PERMANENTE _____	95
5.1. Introdução _____	95
5.2. Materiais e métodos _____	97

5.2.1. Aquisição dos sinais _____	97
5.2.2. Protocolo experimental _____	98
5.2.2.1. O experimento de frequências _____	99
5.2.2.2. O experimento de intensidades _____	99
5.2.2.3. O experimento de cor _____	99
5.2.2.4. O experimento de dimensão _____	99
5.2.3. O processamento dos sinais de EEG _____	100
5.3. Resultados _____	101
5.3.1. Experimento de frequência _____	104
5.3.2. Experimento de intensidade _____	104
5.3.3. Experimento de cor _____	105
5.3.4. Experimento de dimensão _____	106
5.4. Discussão _____	107
5.4.1. Experimento de frequência _____	107
5.4.2. Experimento de intensidade _____	108
5.4.3. Experimento de cor _____	108
5.4.4. Experimento de dimensão _____	109
5.5. Conclusão _____	110

6. DETECÇÃO OBJETIVA NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA DO POTENCIAL EVOCADO VISUAL DE REGIME PERMANENTE PARA APLICAÇÕES EM INTERFACE CÉREBRO MÁQUINA _____ 111

6.1. Introdução _____	111
6.2. Materiais e métodos _____	112
6.2.1. Técnicas para a detecção objetiva do PEVRP _____	113
6.2.1.1. Teste espectral F _____	113
6.2.1.2. Medida de sincronismo de fase _____	113
6.2.1.3. Magnitude Quadrática da Coerência _____	114
6.2.1.4. Magnitude Quadrática da Coerência múltipla _____	115
6.2.2. Tempo e taxa de detecção das técnicas ORD _____	117
6.3. Resultados _____	119

6.4. Discussão	125
6.5. Conclusão	127
7. CONCLUSÃO E DESENVOLVIMENTO FUTURO	129
7.1. Desenvolvimento futuro	130
8. BIBLIOGRAFIA	133

1. INTRODUÇÃO

No início da década de 1960 o Departamento de Defesa dos Estados Unidos da América iniciou pesquisas com o objetivo de criar uma ligação direta entre o cérebro humano e uma máquina, sem a necessidade dos nervos periféricos e músculos. O objetivo era ajudar o piloto a interagir com sua aeronave, e assim aperfeiçoar a operação dos seus equipamentos (Forslund 2003). Como a tecnologia da época não foi suficiente para produzir ganhos satisfatórios, a iniciativa foi abandonada. Porém, o sucesso inicial dessa pesquisa gerou interesse em outros grupos de pesquisadores.

Atualmente muitos grupos de pesquisas têm se dedicado ao estudo deste novo canal de comunicação denominado interface cérebro máquina (ICM) (Wolpaw, Bierbaumer e Heetderks, et al. 2000). A principal aplicação das ICMs está na área médica, que oferece uma oportunidade às pessoas acometidas de severas incapacidades motoras - como esclerose lateral amiotrófica, lesão da coluna espinhal, acidente vascular cerebral e outros - a interagirem com o mundo exterior (Lebedev e Nicolelis 2006).

As ICMs se baseiam no monitoramento da atividade cerebral que podem ser obtidos por vários métodos: eletroencefalografia (EEG); eletrocorticografia (ECoG); magnetoencefalografia (MEG); tomografia por emissão de pósitron (PET); imagem de ressonância magnética funcional (fMRI) e imageamento óptico. Relativamente ao EEG, os métodos de MEG, PET, fMRI e imageamento óptico dão bons resultados e têm boa resolução espacial (Krepki 2004, Wolpaw, Bierbaumer e Heetderks, et al. 2000). Porém, estes métodos são muito dispendiosos, pesados (não portáteis), desconfortáveis para o usuário e exigem técnicos especializados para a operação dos equipamentos. Além disso, PET, fMRI e imageamento óptico, que dependem do fluxo sanguíneo, têm longas constantes de tempo, e por isto são inadequados a uma comunicação rápida (Wolpaw, Bierbaumer e McFarland, et al. 2002). O método de EEG é o mais usado em aplicações de ICM por ser o menos oneroso, exigir uma baixa demanda técnica, é não invasivo e apresenta alta resolução temporal, ou seja, os dados são disponibilizados rapidamente (Vialatte, Maurice, et al. 2010). Entretanto, este método apresenta desvantagens, como baixa RSR e baixa resolução espacial.

As ICMs baseadas em EEG podem ser divididas em dois grandes grupos: ICMs com estimulação externa e ICMs sem estimulação externa (Dornhege 2006). As primeiras usam uma forma de estímulo externo (estimulação sensorial) que pode eliciar o Potencial Evocado

(PE) e nas segundas o sujeito deve aprender a controlar estados mentais, por exemplo, a imaginação de movimentos (tarefa cognitiva).

As ICMs baseadas em Potencial Evocado Visual em Regime Permanente (PEVRP) têm se destacado por apresentar relativamente alta relação sinal ruído (RSR) e atingir altas Taxas de Transferência de Informação (TTI) (Cheng, et al. 2002). Além disso, outras características do PEVRP têm favorecido a construção de ICMs tais como: ser observado na maioria da população, depender minimamente da atividade cognitiva, facilidade na extração de características e ser mais imune a ruídos (Lalor, et al. 2005).

Quatro tipos de estimuladores visuais têm sido usados para evocar PEV: lâmpada estroboscópica, monitor de vídeo tipo tubo de raios catódicos (TRC), monitor de vídeo tipo display de cristal líquido (LCD) e diodo emissor de luz (LED). Estudos sugerem que os estimuladores visuais baseados em LED podem evocar PEV com maior RSR (Wu, et al. 2008). Além disso, esses estimuladores apresentam um espectro contendo principalmente a frequência de estimulação e alguns de seus harmônicos. Diferentemente, a lâmpada estroboscópica apresenta alta emissão de radiação ultravioleta (Ens, McEwen e Beattie 1986), o TRC apresenta indícios da frequência de *refresh* (f_{rft}) e o LCD apresenta componentes de baixa frequência (Wu, et al. 2008).

Uma ICM transforma um padrão de atividade cerebral em um comando externo e para isto é constituída de quatro blocos básicos: aquisição de sinais, extração de características, classificação e comando de dispositivo (Wolpaw, Bierbaumer e McFarland, et al. 2002).

A grande dificuldade encontrada na construção de ICMs é fazer uma detecção rápida dos padrões cerebrais em meio à atividade de EEG de fundo que é muito mais intensa. Enquanto o PE tem amplitudes da ordem de alguns microvolts, o EEG de fundo pode atingir dezenas de microvolts. Diversas técnicas e ferramentas matemáticas de análise no domínio do tempo e da frequência têm sido usadas para melhorar a RSR, a extração de características e a classificação de sinais de EEG. Dentre elas, podem-se citar: filtros temporais, espaciais, e casados (Wu, et al. 2008, Hinterberger, Kubler, et al. 2003, Wolpaw, Bierbaumer e McFarland, et al. 2002, Davila, Srebro e Ghaleb 1998), média coerente (Garcia 2008, Pastor, et al. 2003, Herrmann 2001), análise de componentes principais (Martinez, Bakardjian e Cichockil 2007, Dornhege 2006, Beverina, et al. 2003), análise de componentes independentes (Zhang, Guan e Wang 2008, Friman, Volosyak e Graser 2007, Hong, et al.

2001), transformada de Fourier (Ding, Sperling e Srinivasan 2005, Tommaso, et al. 2003, Cheng, et al. 2002) e transformada *wavelet* (Hinterberger, Kubler, et al. 2003). Técnicas de detecção objetiva, no domínio da frequência, têm sido usadas em estimulação visual intermitente e se mostram promissoras por exigirem um menor número de épocas de sinal de EEG. Dentre elas, podem-se citar a Magnitude Quadrática da Coerência (MSC) (Miranda de Sá 2006, Miranda de Sá e Infantosi 2005, Miranda de Sá e Felix 2002), o Teste Espectral F (SFT) (Muller, et al. 2010, Infantosi, Lazarev e Campos 2005), a Medida de Sincronismo de Fase (PSM) (Tierra-Criollo 2001, Aoyagi, et al. 1993) e a Magnitude Quadrática da Coerência Múltipla (MMSC) (Felix, Miranda de Sá, et al. 2007, Miranda de Sá e Felix 2002). Mas ainda assim, esta redução de épocas não atingiu níveis razoáveis que torne as ICMs factíveis para uso cotidiano (Wang, Wang e Jung 2011, Wang, et al. 2008).

A combinação de técnicas de processamento de sinais tem sido explorada com vistas à melhora dos resultados. Mas, ainda são necessárias várias épocas de sinais para fazer a detecção e classificação com razoável exatidão, o que leva a uma operação morosa e cansativa da ICM, além de exigir sistemas de hardware com alta capacidade de processamento. Assim, é necessário investigar métodos para incrementar a velocidade na detecção e classificação de PEVRP para ICM. A essência deste trabalho é contribuir com a redução do tempo na detecção do PEVRP, para tal, parâmetros de estimulação visual e técnicas de processamento de sinais serão investigadas.

1.1. Objetivos

O objetivo geral foi:

Avaliar métodos para a redução do tempo e aumento da taxa de detecção do Potencial Evocado Visual de Regime Permanente (PEVRP) para aplicações em Interface Cérebro Máquina (ICM), com a utilização de Diodo Emissor de Luz (LED), para estimulação.

Como objetivos específicos, propôs-se:

(a) desenvolver um protótipo de estimulador visual, com base em LEDs, com as seguintes características: portátil, flexível, preciso, de operação simples, vários canais de acionamento, que permita a troca fácil dos LEDs e permita também a troca fácil de protocolos experimentais. Este objetivo se justifica pelo fato dos estimuladores visuais

comerciais baseados em LEDs não permitem a implementação da maioria dos protocolos de estimulação para ICM, o que dificulta o seu uso nesta pesquisa;

(b) investigar os parâmetros da estimulação visual (frequência, intensidade, cor e dimensão) que produzam maior RSR do PEVRP para melhor desempenho na detecção e classificação em aplicações de ICM;

(c) investigar as técnicas de detecção no domínio da frequência SFT, PSM, MSC e MMSC para identificar o PEVRP;

1.2. Estrutura do Trabalho

No capítulo 2 é apresentada uma revisão simplificada sobre EEG e o sistema visual humano. No capítulo 3 é abordado o estado da arte de ICMs com estimulação visual, seus principais tipos e estruturas, bem como os avanços nas técnicas de processamento de sinais. O hardware e software do estimulador visual com base em LEDs desenvolvido são descritos no capítulo 4. No capítulo 5 são apresentados resultados do aprimoramento dos parâmetros de estimulação para eliciar PEVRP com estímulos tipo flash de luz difusa. No capítulo 6 são apresentados os resultados do desempenho das técnicas de detecção do PEVRP uni e multivariada. Finalmente, no capítulo 7 são apresentadas as conclusões e as propostas para o desenvolvimento futuro.

2. BASES ELETROFISIOLÓGICAS

2.1. Introdução

Este capítulo tem o objetivo de expor uma visão panorâmica sobre EEG e também do sistema visual humano, com vistas a fornecer conhecimentos básicos para o desenvolvimento e o entendimento das ICMs baseadas em PEVRP. Foi dado enfoque nos assuntos relevantes para a aplicação de ICMs. Também foram abordados os riscos do uso de LEDs de luz incoerente para o olho humano.

2.2. A eletroencefalografia

A atividade elétrica cerebral produzida por bilhões de neurônios e trilhões de sinapses é irradiada através do volume condutor (fluido cérebro espinhal, crânio e escalpo) até o couro cabeludo, onde pode ser capturado por meio de eletrodos de superfície. O registro dos sinais elétricos capturados por estes eletrodos na superfície do couro cabeludo é chamado de eletroencefalografia (EEG).

Em 1909 Korbinian Brodmann dividiu o córtex cerebral humano em 52 áreas com base em estruturas de células nervosas e arranjos de camadas celulares (Figura 1). Este esquema é usado até hoje, pois tem havido descobertas de que diversas áreas definidas por Brodmann se relacionam com funções cerebrais específicas, por exemplo, a área 4 é o córtex motor, as áreas 1, 2 e 3 compreendem o córtex somestésico, a área 17 constitui o córtex visual primário (figuras 1, 2A e 2B) (Kandel, Schwartz e Jessell 2000). Desta forma é necessário conhecer o mapa funcional do córtex cerebral para posicionar adequadamente os eletrodos de EEG sobre o couro cabeludo.

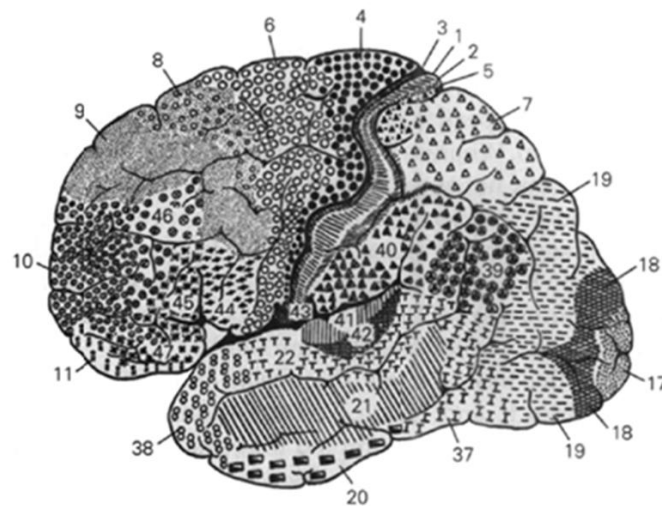


Figura 1 - Divisão do córtex cerebral humano por Brodmann 1909.

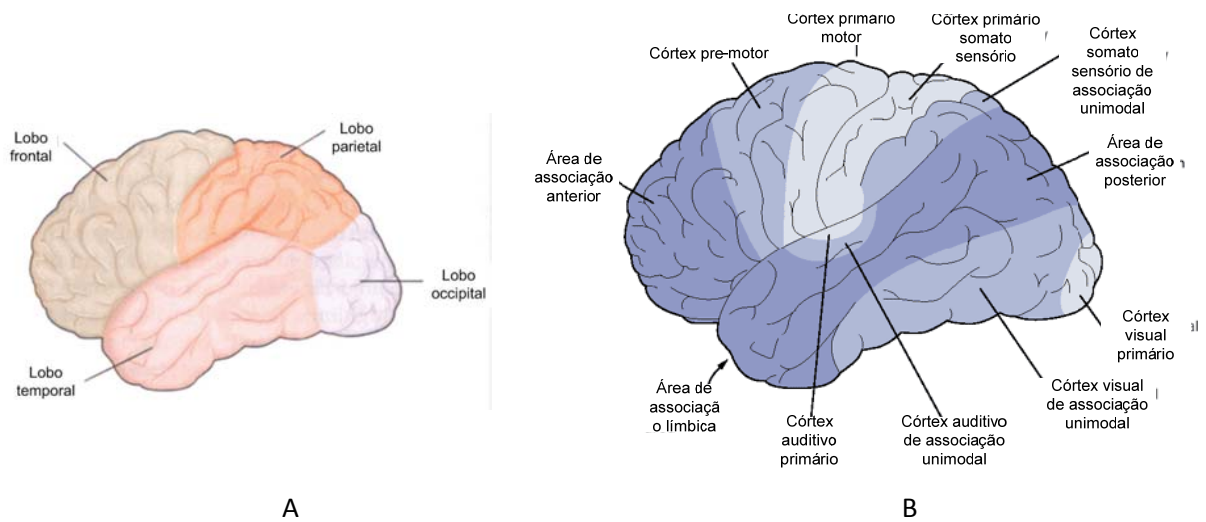


Figura 2 - A- lobos cerebrais e B - áreas funcionais do cérebro.
Modificado de KANDEL (2000).

Para padronizar o posicionamento dos eletrodos de EEG de forma independente do tamanho da cabeça do usuário foram criados vários sistemas de posicionamentos (sistema 10-10, sistema 10-20, sistema quadrado da rainha), sendo o mais usado o sistema 10-20 (Regan 1989). Neste sistema há 21 posições de eletrodos nomeadas conforme segue:

- As letras maiúsculas se referem a diferentes regiões do córtex, C - central, F - frontal, O - occipital, P - parietal e T – temporal (Figura 2A);
- A letra A se refere a auricular e F_p significa frontal polar;
- Números subscritos pares indicam o hemisfério direito e números ímpares indica o hemisfério esquerdo;
- Os eletrodos instalados ao longo da linha média tem subscrito z.

A Figura 3 mostra o posicionamento dos eletrodos segundo o sistema 10-20.

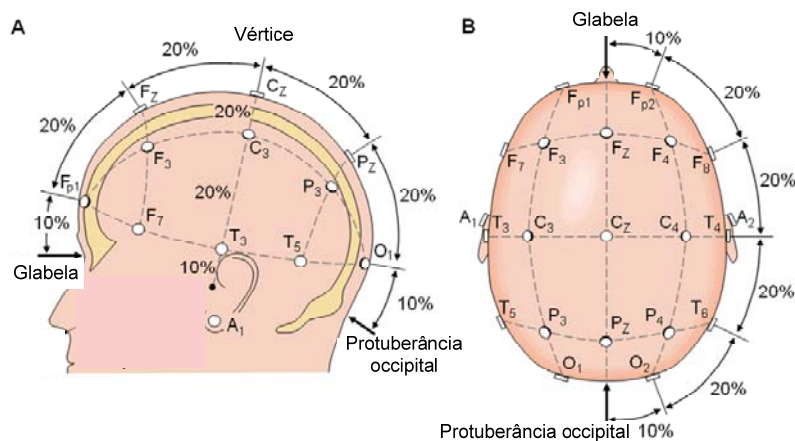


Figura 3 - Sistema 10-20. A - vista lateral e B - vista superior.

Adaptado da Fonte: <http://i62.photobucket.com/albums/h104/DanielFBorges/10-20.gif>

O EEG permite a medida de variações de potencial elétrico entre um eletrodo principal (ch1) e um eletrodo de referência (ch2), na forma de uma operação de diferença ($Ch1 - Ch2$). A este par de eletrodos chamamos de derivação, sendo possível registrar várias derivações simultaneamente. Existem dois tipos de derivação: monopolar e bipolar. Na derivação monopolar todas as derivações são referidas a um único eletrodo. Já na derivação bipolar cada derivação tem sua própria referência. A derivação monopolar também conhecida por referência monopolar ou montagem monopolar é adequada para ver potenciais espalhados (análogo a observar uma floresta como um todo) e a derivação bipolar é adequada para ver potenciais específicos de uma região do cérebro (análogo a observar uma árvore na floresta). Isto ocorre devido à disposição física dos eletrodos. Na derivação monopolar, os eletrodos principais são posicionados onde há atividade elétrica de interesse e o eletrodo de referência onde há pouca atividade elétrica, normalmente longe dos eletrodos principais. Por esta razão, os potenciais espalhados não atingem o eletrodo de referência, mas podem ser observados nos eletrodos principais. Já na derivação bipolar os dois eletrodos (principal e referência) ficam próximos um do outro e desta forma os potenciais espalhados atingem os dois eletrodos. Como o sinal da derivação é a diferença dos dois sinais, o potencial espalhado é eliminado da derivação, funcionando como um filtro espacial (Fisch 2004). Nas derivações monopolares, o eletrodo de referência pode ser colocado em várias posições: em Cz, nas orelhas ou mastoides interligadas, orelha ipsilateral, orelha contra lateral, em C7 e na ponta do nariz, etc. Eletrodos de referência interligados (orelha ou mastoide) reduz a probabilidade de aumento artificial da atividade em um hemisfério. Porém se a impedância dos eletrodos for diferente, podem ocorrer flutuações do sinal. A referência em Cz é interessante quando está no meio dos eletrodos principais, contudo oferece baixa resolução se os eletrodos estiverem próximos (Teplan 2002). Existem outros tipos de referência como referência média, referência média ponderada e referência Laplaciana (Friman, Volosyak e Graser 2007, Brunner, Scherer, et al. 2006, Wolpaw, Bierbaumer e McFarland, et al. 2002).

O EEG pode ser registrado com ou sem a utilização de estímulo. O EEG registrado sem a utilização de um estímulo é chamado de EEG espontâneo e pode ser caracterizado por faixas de frequência e estados mentais em regiões específicas do escalpo (Buzsaki 2006, Forslund 2003):

- Ritmo delta: faixa de frequência de 0,5 - 4 Hz, com amplitude de até 100 μ V e está associado ao sono profundo;
- Ritmo teta: faixa de frequência de 4 - 8 Hz, com amplitudes um pouco menores que as ondas delta, nos lobos temporais. É observado em estado de sono leve, estresse emocional e frustração;
- Ritmo alfa: faixa de frequência de 8 - 13 Hz, com amplitude em torno de 50 μ V na região occipital de uma pessoa acordada, relaxada com olhos fechados;
- Ritmo beta (β): faixa de frequência de 13 - 30 Hz, com amplitude máxima de 20 μ V, nas regiões parietal e frontal. Este ritmo aparece em estado de ativação mental;
- Ritmo mu (μ): tem a mesma faixa de frequência das ondas alfa (8 - 13 Hz), porém ocorre nas áreas motoras. Este ritmo aparece em estado de sonolência com olhos abertos e apresenta redução da atividade com o movimento ou imaginação de movimento;
- Ritmo gama: faixa de frequência de 30 - 100 Hz, com baixas amplitudes.

O EEG também pode ser registrado com a utilização de estímulo, já que este pode provocar alterações na atividade elétrica do córtex em resposta. O estímulo pode ser externo ou interno. O estímulo externo pode ser do tipo visual, auditivo ou somestésico, que por sua vez pode provocar dois tipos de alterações no EEG: alterações sincronizadas no tempo e na fase e alterações sincronizadas no tempo e não na fase. As primeiras são denominadas Potenciais Relacionados a Evento (PRE), também conhecidos como Potencial Evocado (PE) e são usados para estudo das vias aferentes. As últimas são denominadas eventos relacionados à sincronização e dessincronização (*Event Related Synchronization and Event Related Desynchronization* - ERS/ERD) (Krause, et al. 2008, Levine, et al. 2000, Pfurtsheller e Lopes da Silva 1999). No EEG coletado com estímulo interno, o sujeito realiza alguma tarefa mental como imaginação de movimentos ou operações mentais que podem produzir várias alterações no EEG. Dentre elas se destaca o Potencial Cortical Lento (PCL), que é um sinal de baixa frequência, isto é, com variações lentas (0,5 - 10s) gerado no córtex cerebral (Wolpaw, Bierbaumer e McFarland, et al. 2002). PCLs negativos normalmente estão associados à ativação cortical, por exemplo, pela realização de um movimento ou uma tarefa mental, enquanto que PCLs positivos se associam à redução da atividade cortical (Wolpaw, Bierbaumer e McFarland, et al. 2002) apud (Bierbaumer, 1997).

Estudos neurofisiológicos mostram que o PE é gerado em conjunto pela atividade síncrona em células piramidais e pela atividade da área cortical. Como exemplos de PE, podem-se citar o potencial P300 e o Potencial Evocado Visual (PEV). Já as respostas

sincronizadas somente no tempo, ou seja, ERS/ERD são usados para estudar a resposta elétrica cerebral a um determinado estímulo em diferentes bandas de frequência (ex. ritmo μ ou β). ERD é definido como uma diminuição gradual e sincronizada da amplitude em certa banda de frequência, e o ERS um aumento da amplitude, ambos ocorrendo em relação a um estímulo. ERD e ERS podem ser encontrados em diferentes localizações corticais ao mesmo tempo ou na mesma localização em momentos diferentes, um seguido do outro (Pfurtscheller 1997).

O P300, também conhecido como P3 é uma onda positiva cujo pico aparece aproximadamente 300 ms após a apresentação de um estímulo não esperado. Esta onda é mais intensa sobre o córtex parietal e o estímulo que o evoca pode ser visual, auditivo ou somestésico. Vários tipos de paradigmas podem ser usados para evocar o sinal P300, sendo que a amplitude deste potencial é influenciada fortemente pela frequência da ocorrência do estímulo e a sua relevância. Quanto menos frequente for o estímulo, mais inesperado este será e conseqüentemente maior a amplitude da onda P300 (Zhang, Guan e Wang 2008, Hinterberger, Wilhelm, et al. 2005, Wolpaw, Bierbaumer e McFarland, et al. 2002).

Porém, para realizar estudos dos sinais de EEG utilizando métodos de análise em frequência, uma condição fundamental deve ser satisfeita: sua estacionariedade (as características estatísticas do sinal de EEG não devem mudar ao longo do tempo). Como em sinais biológicos uma classificação clara de estacionariedade é rara, então se discute sobre o grau de estacionariedade suficiente para a análise em frequência. Contudo, estudos (Cohen e Sances 1977) sugerem que o sinal de EEG pode ser considerado estacionário para épocas de até 12 segundos com rejeição de H_0 menores que 1% com qualquer nível de significância.

2.2.1. O potencial evocado visual

A estimulação visual evoca potencial elétrico no córtex visual, que pode ser registrado por eletrodos posicionados no escalpo (EEG), chamado de Potencial Evocado Visual (PEV). O PEV é um sinal elétrico muito pequeno (alguns microvolts), sendo mais intenso na região occipital do escalpo, onde preferencialmente deve ser coletado. Sua principal aplicação clínica relaciona-se à avaliação de doenças degenerativas do nervo óptico e vias posteriores (Davila e Srebro 2000, Misulis 1994) e mais recentemente tem sido usado como base para a construção de ICMs (Garcia 2008, Friman, Volosyak e Graser 2007). O PEV

tem despertado grande interesse dos pesquisadores de ICMs devido às suas características favoráveis (Lalor, et al. 2005):

- Relativamente alta RSR;
- É observado na maioria da população;
- Depende minimamente de um esforço cognitivo;
- A tarefa de extração de características é reduzida à extração de alguns componentes de frequência (frequência da estimulação e harmônicos);
- Imunidade a artefatos, devido à sua faixa de frequência estar fora da faixa de frequência da estimulação e pelo fato dos artefatos de piscada ser mais fraco do outro lado do crânio.

O PEV pode ser classificado, segundo a natureza de suas oscilações, como PEV de regime transitório (PEVRT) e PEV de regime permanente (PEVRP). A natureza do PEV depende da frequência da estimulação. Se a frequência da estimulação for superior a 4 Hz o PEV produzido é considerado de regime permanente, pois a resposta continuamente oscila, e desta forma não é possível relacionar um ciclo da resposta a um ciclo de estímulo. Já para frequências de estimulação inferiores a 2 Hz tem-se PEV em regime transitório, onde cada ciclo da estimulação tem um correspondente ciclo de resposta (Gao, et al. 2003, Misulis 1994). Para frequências de estimulação entre 2 e 4 Hz temos uma faixa de transição onde o PEV tem características dos dois regimes.

Ainda não se conhece o mecanismo neuronal responsável pela modulação do PEVRP pela frequência de estimulação, mas supõe-se que este evoca atividade simultânea de três subsistemas funcionais (Regan 1989): um subsistema de baixas frequências com atividade entre 5 e 15 Hz e com o pico próximo de 10 Hz, um segundo subsistema chamado de médias frequências, com atividade entre 15 e 30 Hz e pico em 17 Hz e, finalmente, um subsistema de altas frequências com atividade entre 30 e 60 Hz e pico em 45 Hz.

Os estímulos visuais para gerar PEV podem ser classificados em dois tipos: estampa e luz difusa. As estampas mais usadas são: estampa de tabuleiro de xadrez em padrão reverso, estampa de barras e meio campo. O PEV a estímulos de estampa sofre influência da densidade de luz e do contraste das bordas. Já o PEV de luz difusa é devido somente a mudanças de luminância e cromaticidade. O estímulo de estampa pode ser apresentado alternando os elementos claros e escuros ou pelo aparecimento ou desaparecimento da estampa. Na forma de apresentação de aparecimento ou desaparecimento, a estampa é

alternada com luz difusa ou fundo escuro. Já o estímulo de luz difusa é apresentado na forma de *flashes* de luz.

2.3. Introdução ao sistema visual humano – organização funcional

2.3.1. O olho humano e suas partes constituintes

O olho é o órgão humano responsável pela captação de sinais advindos do meio, relativos a uma pequena porção do espectro eletromagnético chamada de espectro visível. Esta pequena porção do espectro eletromagnético se situa entre os comprimentos de onda de 380 nm e 780 nm, cobrindo todas as cores de luz, desde o violeta (380 nm) até o vermelho (780 nm), passando pelo azul, verde, amarelo e laranja e todas as suas transições. A faixa de frequências mostrada na Figura 4 (comprimento de onda entre 100 nm e 1 mm) é denominada de radiação óptica cujas bandas são denominadas: de 100 nm a 380 nm - ultra violeta (UV), de 380 nm a 780 nm – luz visível e de 780nm a 1 mm - infravermelho (IR), as quais foram definidas pela Comissão Internacional de Iluminação (CIE) .

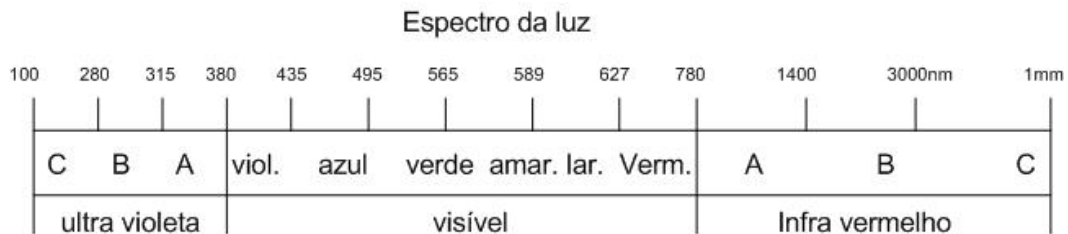


Figura 4 - Espectro eletromagnético da luz.

De forma simplificada, o olho humano é constituído de: conjunto de lentes (córnea e cristalino), pupila, Iris, retina, epitélio pigmentar, esclera, fóvea, disco óptico e nervo óptico (Figura 5).

O cristalino e a córnea formam o conjunto de lentes do olho. Este conjunto de lentes projeta e foca a imagem invertida do campo visual sobre a retina que se localiza no fundo do olho. A distância focal do cristalino é controlada pelo músculo ciliar que ajusta a curvatura do mesmo e mantém a imagem focada sobre a retina.

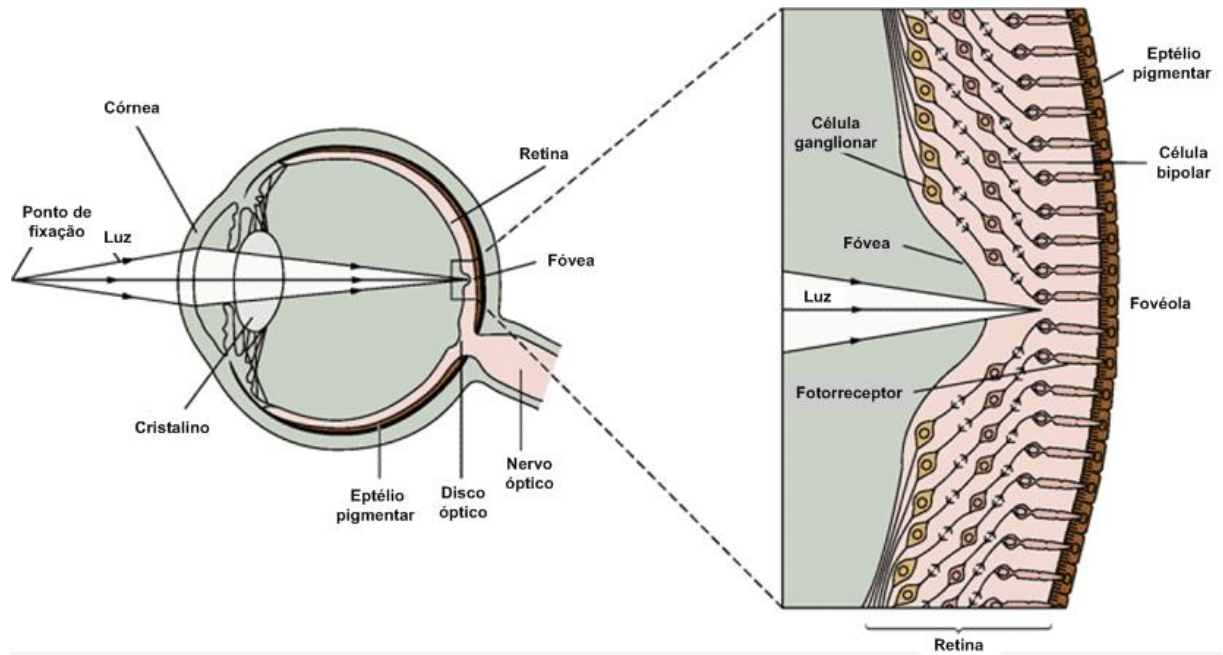


Figura 5 – O olho humano e detalhes da retina na região da fóvea.
Modificado de KANDEL (2000).

A pupila é uma abertura circular existente no centro da íris, por onde a luz entra (parte escura do olho). O diâmetro da pupila é controlado pela íris, que pode aumentar ou diminuir conforme a intensidade da luz incidente, e desta forma, controla a quantidade de luz que atinge a retina. Como o diâmetro da pupila pode variar entre 3 e 9 mm (Schnitzler, Baumeister e Kohnen 2000) o Sistema Internacional de unidades definiu a unidade troland como unidade de iluminância retinal. Um troland é igual a $1\text{cd}/\text{m}^2/\text{mm}^2$, ou seja, $1\text{cd}/\text{m}^2$ através de uma pupila de 1mm^2 de área (Regan 1989).

A retina é uma fina camada formada por células fotorreceptoras, interneurônios (células bipolares, horizontais e amácrinas) e células ganglionares cujos axônios vão formar o nervo óptico. A retina cobre boa parte da cavidade interna do fundo do olho, sendo responsável pela conversão da luz em sinais elétricos que são enviados através do nervo óptico para o cérebro para o processamento e percepção da imagem.

O epitélio pigmentar é uma camada de células localizadas atrás da retina, que contém um pigmento negro (melanina). Este tem a função de absorver toda a luz que não foi captada pela retina, evitando assim a reflexão da luz pelo fundo do olho que poderia degradar a imagem.

A fóvea é a região da retina mais densa em fotorreceptores e, desta forma, fornece maior acuidade visual que as outras regiões da retina. É circular e tem diâmetro de

aproximadamente 2° de ângulo visual. A movimentação ocular é determinada em grande parte pela necessidade de refratar áreas de interesse do campo visual para esta parte da retina.

O disco óptico é uma região circular da retina por onde os axônios das células ganglionares que formam o nervo óptico deixam a retina. Esta região não possui fotorreceptores e por isto constitui uma região cega da retina. O disco óptico tem diâmetro de aproximadamente 5° e está localizado a 15° da fóvea central (Chalupa e Werner 2003).

O nervo óptico é formado pelos axônios das células ganglionares que deixam a retina. Esses axônios seguem em direção a várias regiões do encéfalo transportando os sinais visuais de um olho para o processamento, o que proporciona a percepção visual e outras funções.

2.3.2. A representação do campo visual na retina e suas projeções para o encéfalo

O campo visual é tudo que se pode ver à frente sem movimento dos olhos ou da cabeça. Sob o ponto de vista da retina, o campo visual pode ser dividido em: hemis campo visual esquerdo e direito, zona binocular, zona monocular esquerda e direita. Já a retina é dividida pela fóvea em duas hemirretinas: nasal e temporal. A representação do campo visual sobre a retina está sistematizada na Figura 6. O ponto de fixação do olhar sempre será projetado sobre a fóvea dos dois olhos. A luz proveniente da zona binocular atinge a retina dos dois olhos, enquanto que a luz proveniente das zonas monoculares atingem somente a hemirretina nasal ipsilateral. O hemis campo visual esquerdo projeta-se sobre a hemirretina nasal do olho esquerdo enquanto que o hemis campo visual direito projeta-se sobre a hemirretina nasal do olho direito. As hemirretinas temporais de cada olho recebem imagens do hemis campo visual contra lateral da zona binocular. Desta forma, cada olho contém uma representação do campo visual compreendendo toda a zona binocular e a zona monocular ipsilateral.

O nervo óptico carrega sinais visuais das hemirretinas nasal e temporal de cada olho. As projeções das vias provenientes das hemirretinas nasais cruzam para o lado oposto do cérebro, o que é chamado de quiasma óptico. Então, o conjunto de fibras que se projeta para um lado do cérebro é chamado de trato óptico. O trato óptico carrega sinais visuais da hemirretina temporal do mesmo lado e da hemirretina nasal do lado oposto. Desta forma,

cada hemisfério do cérebro recebe sinais visuais somente do hemicampo visual contra lateral.

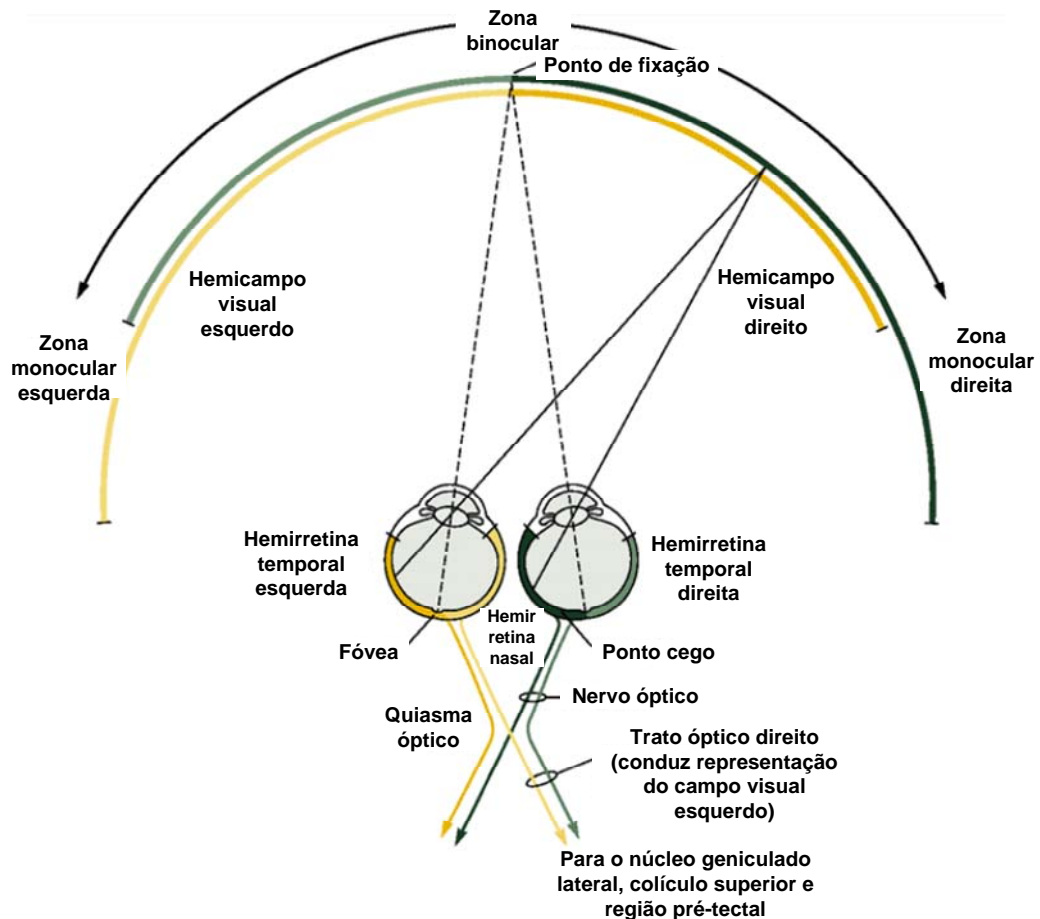


Figura 6 - O campo visual, sua representação na retina e projeções.
Modificado de KANDEL (2000).

O trato óptico projeta-se para três regiões do encéfalo: a região pré-tectal; o colículo superior no mesencéfalo; o núcleo geniculado lateral no tálamo e dali para o córtex visual primário (Figura 7). Os sinais enviados para a região do pré-teto do mesencéfalo são responsáveis, entre outros, pelo reflexo pupilar que controla a quantidade de luz que entra na retina. Os sinais enviados para o colículo superior respondem aos movimentos guiados dos olhos. A maior parte das fibras que partem da retina vai para o núcleo geniculado lateral (aproximadamente 90%) são determinantes para a percepção visual. Do núcleo geniculado lateral as fibras se projetam para o córtex visual primário e dali para outras regiões corticais responsáveis pelo processamento visual (Chalupa e Werner 2003).

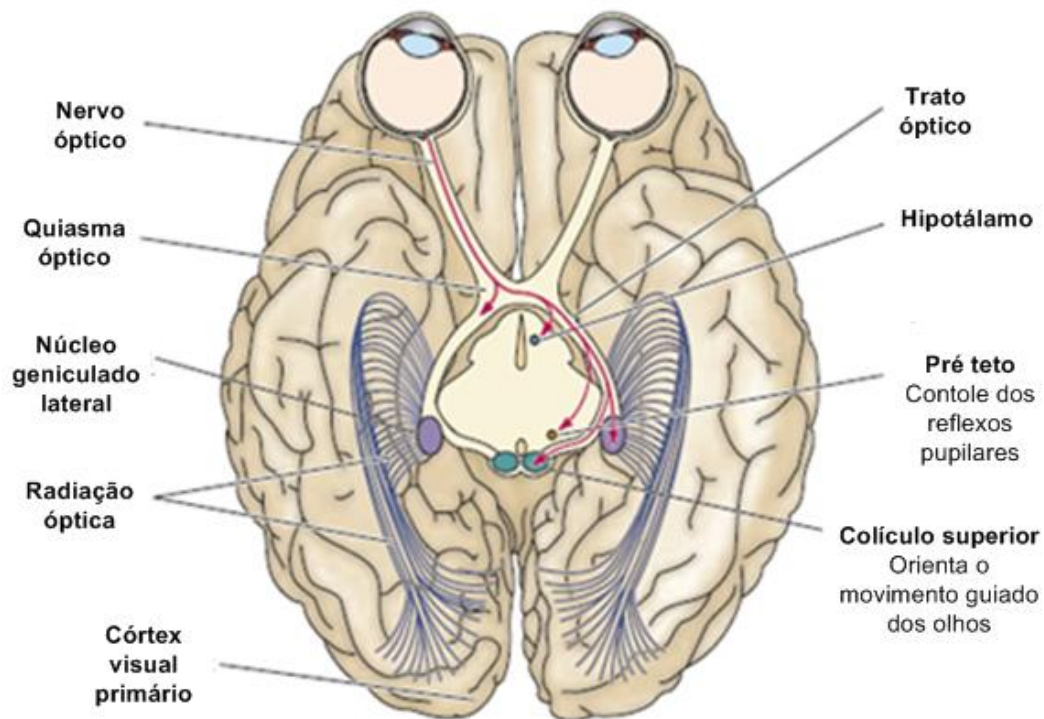


Figura 7 - Projeções das vias visuais para o encéfalo.
Modificado de (Purves, et al. 2004).

Cada hemisfério visual está representado no córtex visual primário contra lateral. A Figura 8 dá uma ideia da representação do campo visual no córtex visual primário. Pelo fato da fóvea ser a região da retina mais densa em fotorreceptores, conseqüentemente ela terá uma representação muito mais significativa no córtex. Aproximadamente 50% da área do córtex visual primário são dedicadas à fóvea. Também se pode observar nesta figura a inversão da representação do campo visual no córtex.

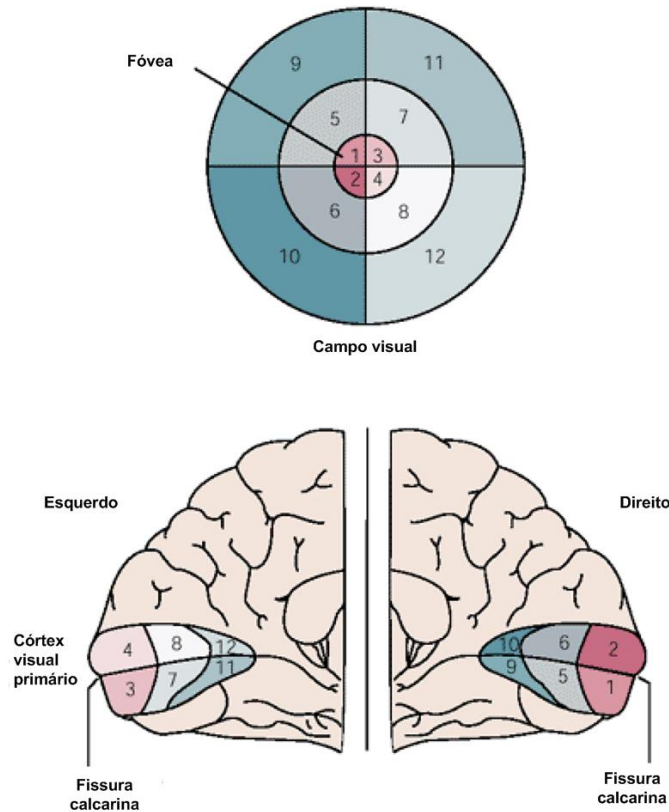


Figura 8 - Representação do campo visual no córtex.
Modificado de KANDEL (2000).

2.3.3. A retina e o seu processamento visual

2.3.3.1. A retina

A retina, além de converter a luz em sinais elétricos, faz também o primeiro processamento dos sinais antes de entregá-lo ao nervo óptico para o processamento no cérebro. A conversão de luz em sinais elétricos, isto é, a foto transdução, é realizada por células especializadas da retina denominadas de fotorreceptores. Estes transmitem seus sinais a outras células retiniais (interneurônios e células ganglionares) para realizar o primeiro processamento.

2.3.3.2. Os fotorreceptores da retina

A retina contém dois tipos de fotorreceptores: os cones e os bastonetes. Cada um destes fotorreceptores é especializado na captação de um tipo de luz. Os cones são especializados na captação da luz muito intensa (ambiente fotópico). Já os bastonetes se especializaram na captação da luz fraca (ambiente escotópico). As características deles estão resumidas na Tabela 1.

Tabela 1 - Características de cones e bastonetes

Bastonetes	Cones
Alta sensibilidade à luz, especializado em visão noturna	Menos sensível a luz, especializado em visão diurna
Mais fotopigmentos, captura mais luz	Menos fotopigmentos
Alta amplificação detecta um simples fóton	Baixa amplificação
Baixa resolução temporal, resposta lenta, longo tempo de integração.	Alta resolução temporal, respostas rápidas, curto tempo de integração.
Mais sensível à luz espalhada	Mais sensível a raios axiais diretos
Sistema de bastonetes	Sistema de cones
Baixa acuidade: não presente na fóvea central, altamente convergente nos caminhos retiniais	Alta acuidade: concentrado na fóvea, não convergente nos caminhos retiniais
Acromático: único tipo de pigmento	Cromático: três tipos de pigmentos sensíveis a diferentes partes do espectro visível.
Baixa resolução espacial devida à convergência	Alta resolução espacial
Grosseiramente existem 20 bastonetes para cada cone	
Respondem lentamente	Respondem mais rapidamente

A sensibilidade visual humana aos diferentes comprimentos de onda da luz visível varia em função da intensidade da luz ambiente. Em ambiente fotópico, onde os cones mediam a visão, o pico de sensibilidade fica em torno dos 550 nm (verde) e em ambiente escotópico, onde a visão é mediada pelos bastonetes, este pico se desloca em direção ao azul (500 nm). Já em ambientes de intensidades médias de luz (ambiente mesópico), tanto cones quanto bastonetes mediam a visão com pico de sensibilidade entre 500 - 550 nm (Chalupa e Werner 2003) (Figura 9).

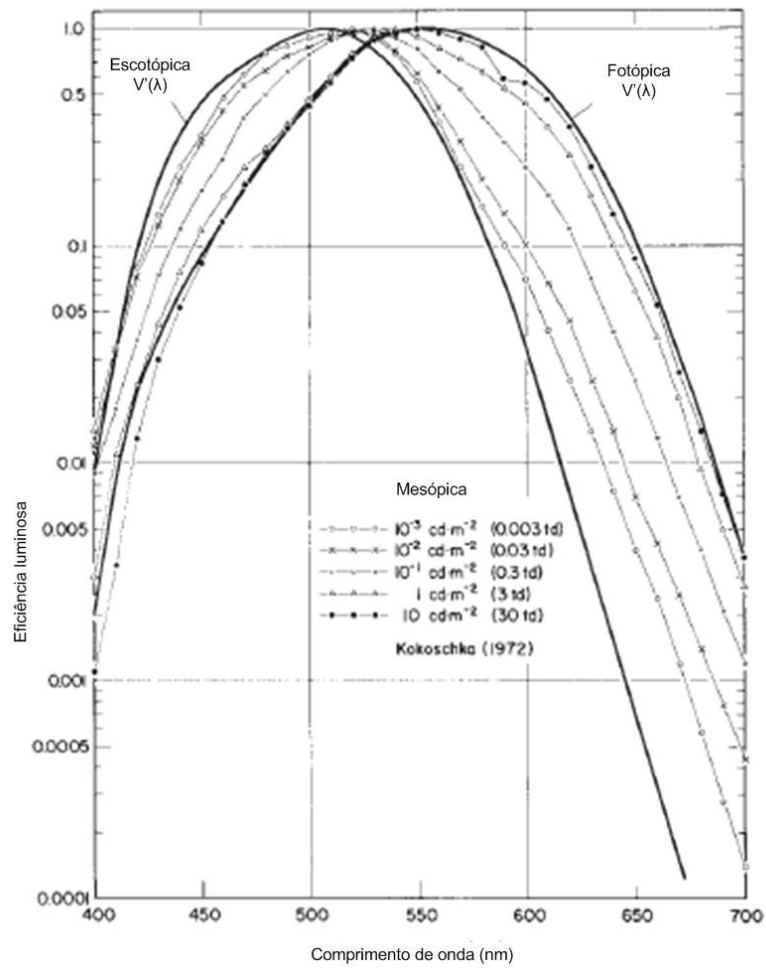


Figura 9 - Curva de eficiência luminosa do olho humano.
Modificado de CHALUPA (2003).

Os cones e bastonetes não disparam potencial de ação. Eles respondem a incidência de luz, com mudanças contínuas do potencial de membrana (Figura 10).

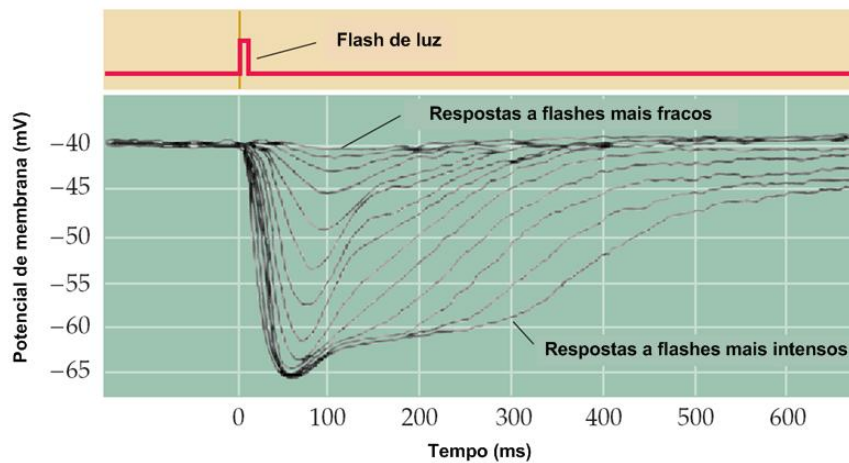


Figura 10 - Potencial de membrana dos fotorreceptores.
Modificado de (Purves, et al. 2004).

Os bastonetes contêm mais foto pigmentos que os cones e, por esta razão, são mais sensíveis à luz. Enquanto os bastonetes podem detectar um simples fóton, os cones necessitam de centenas de fótons para apresentar a mesma resposta. Além do mais, os bastonetes são convergentes, ou seja, muitos bastonetes fazem conexões sinápticas com um mesmo interneurônio o que reforça os sinais dos bastonetes e torna sua detecção pelo cérebro mais fácil. De forma diferente, os cones normalmente não convergem. Cada cone se conecta a um único interneurônio. Os cones são abundantes na região da fóvea, onde há maior acuidade visual e são mais dispersos nas outras regiões da retina. De forma oposta, os bastonetes são raros na região da fóvea e mais numerosos nas outras regiões. Para os bastonetes conseguirem detectar intensidades de luz muito fraca, por exemplo 1 fóton, realiza uma operação de integração da luz incidente durante um intervalo de tempo de aproximadamente 100 ms. Por esta razão, os bastonetes têm respostas lentas e não conseguem responder a *flashes* rápidos de luz acima de 12 Hz. Já os cones, por serem especializados na captação de luz intensa, não precisam realizar integração longa e, desta forma, têm respostas rápidas. Eles podem responder a *flashes* de luz de até 55 Hz (Kandel, Schwartz e Jessell 2000).

Existem três tipos de cones, cada um contendo um tipo de foto pigmento sensível a uma parte do espectro (Figura 11) (Regan 1989):

- Cones sensíveis a curtos comprimentos de onda (azul), com pico de absorção em 419 nm;
- Cones sensíveis a comprimentos de ondas médios (verde), com pico de absorção em 531 nm;
- Cones sensíveis a comprimentos de ondas longos (vermelho), com pico de absorção em 558 nm.

Desta forma, os cones mediam a visão de cor. Já os bastonetes têm apenas um tipo de foto pigmento, portanto não pode mediar a cor.

O sistema de cones fornece uma melhor resolução espacial que o sistema de bastonetes. Isto ocorre por duas razões: primeiro porque apesar dos cones existirem em menor número (20 vezes menos que os bastonetes), está concentrado quase que totalmente em uma pequena área da retina, a fóvea, enquanto que os bastonetes são em maior número, mas estão espalhados por uma grande área e segundo, porque muitos bastonetes vizinhos convergem para um único interneurônio enquanto que os cones convergem pouco.

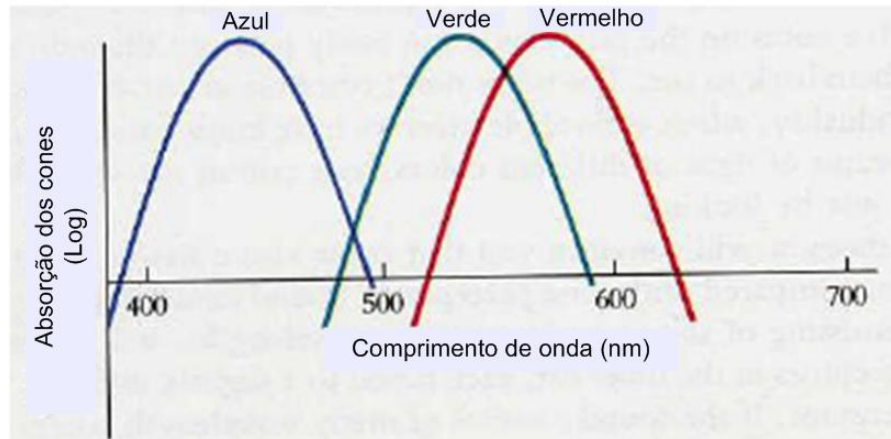


Figura 11 - Curvas de absorção da luz pelos diversos tipos de cones.
Modificado de (Hubel 1995).

2.3.3.3. A foto transdução

As células fotorreceptoras têm três regiões distintas: segmento externo, segmento interno e terminal sináptico. O segmento externo de cones e bastonetes é formado por uma série de membranas em forma de discos empilhados, o que aumenta consideravelmente a sua área. Essas membranas contêm uma grande quantidade de moléculas de foto pigmentos que absorvem a luz. A absorção de luz por essas moléculas dispara uma série de eventos em cascata que levam à mudança do influxo iônico através da membrana plasmática e consequentemente à mudança do potencial de membrana. A mudança desse potencial de membrana ocorre devido a uma molécula, a *Guanosine Monophosphate ciclic* (cGMP) que atua como segundo mensageiro, abrindo os canais iônicos seletivos a Na^+ . No escuro, a concentração de cGMP no citoplasma é relativamente alta, o que mantém os canais Na^+ abertos, e assim permite o influxo desses íons através da membrana. No segmento interno existem canais não controlados seletivos a K^+ , que permitem a saída desses íons e uma bomba de sódio-potássio que mantém estável suas concentrações no citoplasma (Figura 12). Desta forma, em condição de escuro, o potencial de membrana do fotorreceptor fica em torno de -40 mV, ou seja, entre o potencial de equilíbrio do potássio (-70mV) e o potencial de equilíbrio do sódio (+55mV). Em condições de iluminação, haverá a absorção de luz pelos foto pigmentos, tornando estas moléculas ativadas. Estas moléculas ativadas estimulam a *phosphodiesterase* do cGMP, uma enzima que reduz a concentração de cGMP no citoplasma. A redução da concentração do cGMP leva ao fechamento dos canais seletivos a Na^+ sensíveis ao cGMP que obstrui a entrada de íons Na^+ e então leva o potencial de membrana em direção ao potencial de equilíbrio do potássio (-70 mV) e hiperpolarizando a célula.

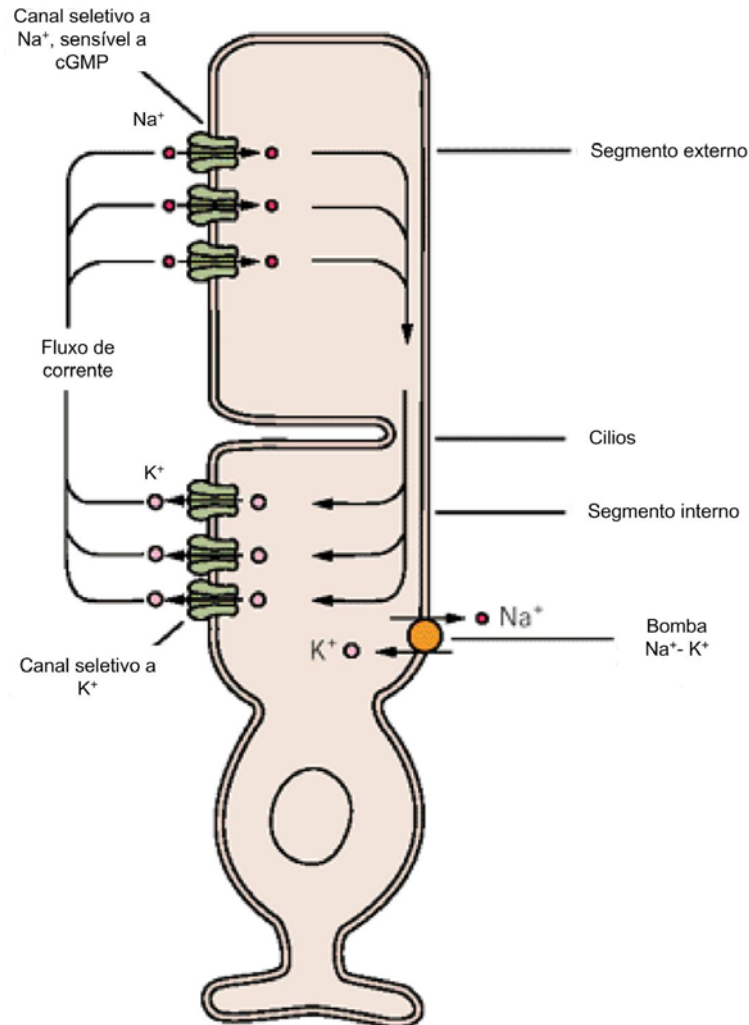


Figura 12 - Fluxo de corrente no fotorreceptor.
Modificado de KANDEL (2000).

2.3.3.4. A adaptação à luz e ao escuro

Os fotorreceptores se adaptam lentamente à intensidade da luz. Quando estamos em um ambiente escuro e caminhamos para um ambiente intensamente iluminado, inicialmente ficamos ofuscados, mas lentamente há uma adaptação do sistema visual e voltamos a enxergar normalmente. Esta adaptação se dá não somente na pupila que ajusta a quantidade de luz que atinge a retina, mas também nos fotorreceptores da retina. O fenômeno da adaptação também ocorre no sentido oposto, ou seja, na adaptação ao escuro. Em adaptação à luz intensa, ocorrem duas mudanças nos cones. A primeira é a recuperação lenta do potencial de membrana. Sob luz intensa, os canais seletivos a Na⁺ sensíveis ao cGMP fecham, hiperpolarizando a célula. Nesta condição os cones não podem mais responder a futuros aumentos de luz, pois estão saturados. Se a iluminação for mantida, os cones lentamente despolarizam o potencial de membrana em direção ao

potencial de repouso (-40 mV) e novamente é capaz de hiperpolarizar em função de um novo aumento da intensidade de luz. A segunda mudança nos cones é a sua dessensibilização. A menor variação da intensidade de luz que pode ser percebida, ou seja, a que produz diferenças no potencial de membrana é proporcional à intensidade de luz recebida pela retina.

2.3.3.5. O processamento visual pela retina

Os sinais gerados pelos fotorreceptores passam primeiramente por uma camada que contém três classes de interneurônios (células bipolares, células horizontais e células amácrinas) antes de convergirem para as células ganglionares e daí serem enviados para várias regiões do encéfalo. Esse conjunto de células (interneurônios e células ganglionares) realiza o primeiro processamento dos sinais visuais (Figura 13).

Diferentemente dos fotorreceptores que respondem à luz com mudanças graduais de potencial de membrana, as células ganglionares transmitem sinais como trens de potencial de ação. Essas células não somente transmitem os sinais, mas também combinam sinais de diversos fotorreceptores e, desta forma, as respostas evocadas nas células ganglionares dependem criticamente de um preciso padrão espacial e temporal do estímulo na retina.

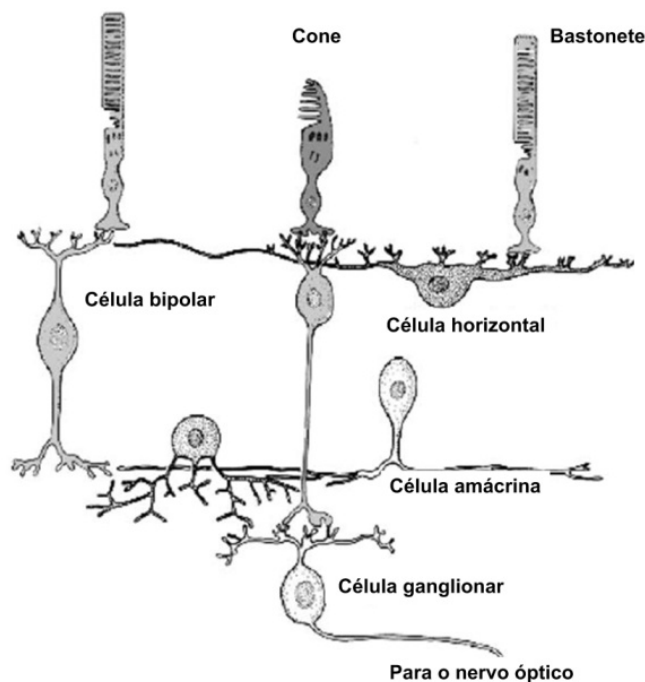


Figura 13 - Células da retina e suas conexões.
Modificado de CHALUPA (2003).

Uma célula ganglionar sempre gera potenciais de ação, mesmo no escuro. Porém a taxa de disparo do potencial de ação é modulada pelo sinal de entrada recebido dos interneurônios. Os sinais gerados por um conjunto de fotorreceptores vizinhos convergem para uma célula ganglionar que monitora a área desses fotorreceptores. Essa área é chamada de campo receptivo. O campo receptivo de uma célula ganglionar tem duas características importantes: tem a forma grosseiramente circular e é dividida em duas áreas concêntricas, área central e entorno. As células ganglionares respondem de forma antagônica à iluminação destas duas áreas, centro e entorno. Sob este ponto de vista as células ganglionares são classificadas como: células tipo centro *on* e células tipo centro *off*. As células ganglionares tipo centro *on* apresentam um aumento na taxa de disparo do potencial de ação quando recebem luz na região central de seu campo receptivo. Se estas células recebem luz na região do entorno, a taxa de disparo diminui. Uma luz difusa que atinge todo o campo receptivo não produz mudanças perceptíveis na taxa de disparo. Quando a luz é retirada de uma região *off* de qualquer uma destas células, ocorrerá um aumento momentâneo da taxa de disparo. As células ganglionares tipo centro *off* apresentam comportamento inverso (Figura 14).

Nem todas as células ganglionares têm campo receptivo tipo centro e entorno. Algumas células ganglionares respondem a mudanças de luminância do campo visual como um todo.

O número de células ganglionares tipo centro *on* e centro *off* são aproximadamente iguais e cada foto receptor envia sinais para ambos os tipos de células. Desta forma, as células ganglionares fornecem dois caminhos paralelos para o processamento visual. Os campos receptivos têm tamanhos diferentes ao longo da retina. Na região da fóvea, onde a acuidade visual é maior, os campos receptivos são pequenos, com centros medindo alguns minutos de grau. Já nas regiões periféricas da retina os campos receptivos são maiores com centros medindo alguns graus (3° a 5°).

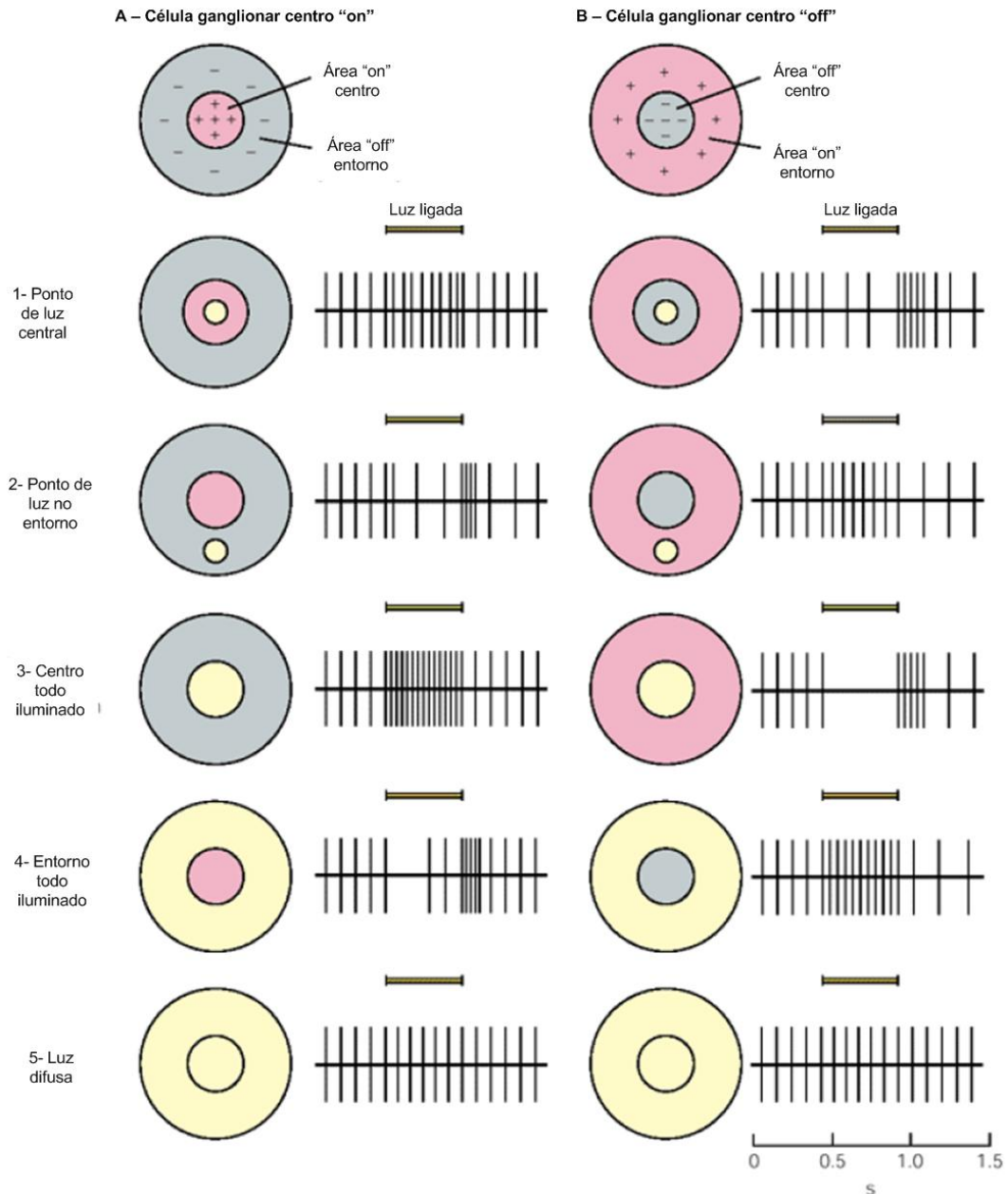


Figura 14 - Resposta da célula ganglionar.
Modificado de KANDEL (2000).

2.4. Risco do uso de LED de luz incoerente para o olho humano

Este tópico trata dos riscos relacionados à estimulação visual com LED de luz incoerente. Isto significa que os LED lasers não serão tratados por não ser do escopo do trabalho. Os riscos atribuídos ao uso da luz visível relacionam-se à absorção da energia destas radiações pelo tecido biológico.

Desde a sua invenção, os LEDs têm evoluído muito. Atualmente são fabricados LEDs em uma ampla faixa do espectro eletromagnético (do UV ao IR) e em ampla faixa de potência (de milésimos de watts a alguns watts), podendo produzir luz muito intensa. Aqui

se verificou apenas dos LEDs de luz visível o que exclui os LEDs UV e IR por não serem usados para estimulação visual.

A luz visível pode provocar danos à pele e aos olhos, porém se tratou apenas dos danos aos olhos, pois os danos à pele não são observados com o uso de LEDs (ICNIRP 1997). Estudos demonstram que os LEDs podem produzir danos na retina de animais (Dawson, et al. 2001). Pelo fato do tecido da retina absorver a luz visível, se esta for de grande intensidade poderá ocasionar lesões por meio de dois mecanismos distintos: lesão térmica e lesão fotoquímica. A lesão térmica implica no aquecimento do tecido e está relacionada com a luz visível de todos os comprimentos de onda. Estas lesões geralmente ocorrem em curtos tempos de exposição (< 10 segundos) à luz muito intensa. Considerando a potência dos LEDs produzidos atualmente, há consenso de que estes não têm capacidade de produzir lesões térmicas (Altkorn, Milkovich e Rider 2010). Lesões fotoquímicas estão associadas à luz azul e depende do tempo exposição, da intensidade e do comprimento de onda dentro do espectro do azul. O principal risco fotoquímico é o da fotoretinite. A fotoretinite é resultado da reação fotoquímica, devido à exposição da retina a curtos comprimentos de onda do espectro visível, isto é, a luz violeta e azul (ICNIRP 1997). Dentro do espectro da radiação óptica, os comprimentos de onda menores oferecem mais riscos aos olhos por serem radiações que transportam mais energia. Porém, em um olho normal, a córnea é opaca à radiação UV abaixo de 300 nm. Desta forma, a córnea protege os componentes oculares internos dos danos potenciais da radiação abaixo de 300 nm por absorverem estas radiações. Já na faixa do UV próximo, ou seja, de 300 a 400 nm a córnea é transparente, mas o cristalino absorve estas radiações oferecendo proteção à retina (Mainster 1986). Por isto a luz azul com os menores comprimentos de onda trazem mais riscos à retina. Diversas normas de procedimento têm adotado a Função de Risco da Luz Azul (FRLA) para estimar o risco relativo em função do comprimento de onda da fonte de luz. Esta FRLA é baseada em dados experimentais em animais e acidentes com humanos. Observa-se um declínio do risco a curtos comprimentos de onda. Este declínio está relacionado à absorção destes comprimentos de onda pelas lentes do olho. Para indivíduos cuja lente foi substituída por lente artificial ou que a lente tem funcionamento anormal outra função FRLA deve ser usada. A Figura 15 mostra a FRLA (linha escura) sobreposta ao espectro de vários LEDs (linhas claras) e a FRLA para sujeitos com lente artificial (Altkorn, Milkovich e Rider 2010, Dawson, et al. 2001).

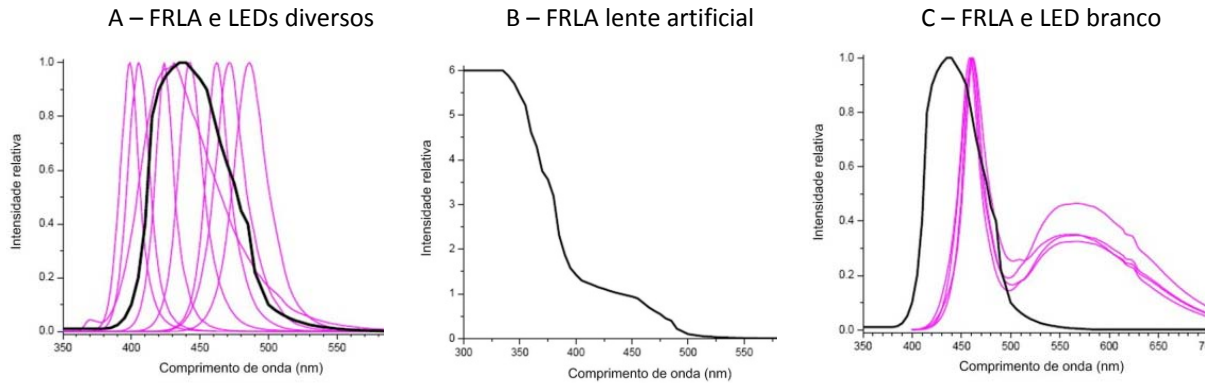


Figura 15 - Função de risco da luz azul (FRLA).

A- FRLA (linha escura) sobreposta ao espectro a diversos LEDs. B-FRLA para sujeitos com lente artificial. C- FRLA sobreposta ao espectro ao LED branco. Modificado de (Altkorn, Milkovich e Rider 2010).

Para estimar o tempo máximo de exposição sem ocasionar danos à retina, primeiramente deve-se conhecer a potência por unidade de área que a fonte de luz irradia ($L(\lambda)$), chamada de radiância espectral (Altkorn, Milkovich e Rider 2010, ICNIRP 1997):

$$L(\lambda) = \frac{d\Phi(\lambda)}{dA \cdot \cos\theta \cdot d\Omega \cdot d\lambda} \quad (1)$$

Sendo $d\Phi$ a potência radiante (watts) que passa através de um ponto e propaga em um ângulo sólido $d\Omega$, dA a área de uma seção do feixe, e θ o ângulo entre o plano normal que contém dA e a direção do feixe para um dado intervalo de comprimento de onda $d\lambda$. A radiância espectral de LEDs normalmente não é fornecida pelos fabricantes devendo então ser obtida por um espectro radiômetro. A radiância espectral é ponderada pela FRLA para obter o risco da radiância ponderada da luz azul (L_B) (Altkorn, Milkovich e Rider 2010, ICNIRP 1997):

$$L_B = \sum_{\lambda_S}^{\lambda_L} L(\lambda) \cdot B(\lambda) d\lambda \quad (2)$$

Sendo $B(\lambda)$ a FRLA e λ_S e λ_L os limites da soma, ou seja, o menor e o maior comprimento de onda. Com o uso de L_B e as propriedades ópticas do olho é possível calcular a radiância retinal ponderada da luz azul. Muitas normas de procedimento determinam o tempo de

exposição máximo baseado em L_B da seguinte forma (Altkorn, Milkovich e Rider 2010, ICNIRP 1997):

$$t \leq \frac{10^6}{L_B} \quad (3)$$

Na qual t é dado em segundos e L_B em watts $m^{-2} sr^{-1}$. O valor 10^6 que aparece na equação (3) advém do limite da máxima energia para a proteção da retina contra fotoretinite que é $1,0 MJ m^{-2} sr^{-1}$ para $t < 10.000$ segundos (ICNIRP 1997). Os resultados de medidas de radiância retinal ponderada da luz azul e o tempo máximo permitido de diversas fontes de luz comuns são mostrados na Tabela 2 (Altkorn, Milkovich e Rider 2010).

Tabela 2 - Radiância retinal ponderada e tempo máximo de exposição de fontes de luz comuns.

Fontes de luz	Radiância efetiva ($W/cm^2 sr$)	Tempo de exposição permitido (s)
Sol (pior caso)	191	0,73
Arco de xenônio (500 W)	110	0,91
Arco de solda	19-34	2,9-5,3
Cortador de plasma	9,85	10
Lâmpada halogênica (500 W)	0,415-0,784	130-240
Lâmpada incandescente (200 W)	0,217	460
LED azul	0,367	270
Céu azul	4×10^{-4} a $2,5 \times 10^{-3}$	2.500 a 10.000

Nos experimentos realizados, os quatro LEDs utilizados (azul, verde, vermelho e branco) foram ajustados para serem de mesma iluminância. Desta forma, foram feitas medidas com um luxímetro marca *B&K Precision*, modelo 615, na posição dos olhos do sujeito, a 50 cm de distância da fonte de luz para indicar a iluminância percebida pelo mesmo durante os ensaios. Para todos os quatro LEDs usados obteve-se a leitura de 3 lux ($\pm 0,3$), que é igual a $3 lm/m^2$.

Para obter o tempo limite de segurança de exposição da retina ao LED foi necessário estimar a radiância retinal. Isto foi feito para o LED azul, já que os outros LEDs, segundo a FRLA apresentam risco menor ou não apresentam risco à retina. Para medir a radiância dos LEDs seria necessário um espectro-radiômetro, porém é possível estimar esta radiância baseada na medição do luxímetro e das curvas de eficiência espectral luminosa fotópica (Figura 9). Baseado nesta curva obteve-se a radiância do LED azul $0,1 W/m^2$ ($\lambda=452 nm$).

Dadas as condições do ensaio (50 cm de distância do estimulador visual e de considerarmos o diâmetro mínimo da pupila de 3 mm) temos um ângulo sólido de $2,8 \times 10^{-5}$ sr. Desta forma a radiância retinal, ou seja, a radiância por ângulo sólido será $3571 \text{ W/m}^2\text{sr}$. Esta radiância foi ponderada pela FRLA e com a utilização a equação (3), obteve-se o tempo limite de exposição da retina ao LED azul de 280 segundos. Portanto, todos os ensaios devem estar dentro deste limite de segurança.

3. INTERFACE CÉREBRO MÁQUINA

3.1. Introdução

Desde a década de 1960, muitos grupos de pesquisadores têm se dedicado ao desafio de estabelecer um novo canal de comunicação entre o cérebro (humano ou animal) e o computador. Desde então muitos avanços foram alcançados, tanto na área biológica, como uma melhor compreensão do funcionamento cerebral, quanto na área da engenharia. O desenvolvimento tecnológico tem possibilitado a fabricação de chips cada vez mais eficientes e velozes possibilitando a utilização de ferramentas matemáticas mais complexas na árdua tarefa de identificação de padrões de sinais cerebrais. Uma das primeiras ICMs foi implementada em 1988 por Farwell e Donchin (1988) e desde então o número de grupos de pesquisadores desta área do conhecimento humano tem crescido rapidamente.

As ICMs capturam sinais da atividade cerebral e tentam correlacionar estes sinais com a intenção do usuário, com o objetivo de estabelecer comunicação direta entre o cérebro e uma máquina. Este canal de comunicação direto, ou seja, sem passar pelos caminhos normais como nervos periféricos e músculos, podem ser usados para gerar comandos externos para acionamento de dispositivos como próteses eletromecânicas, bem como possibilitar a geração de textos. Vários métodos de captura da atividade cerebral podem ser utilizados, porém o método do EEG é o mais usado por ser não invasivo, mais barato, mais rápido e portátil e de tecnologia menos complexa.

Muitos tipos de sinais de EEG podem ser empregados na implementação de ICMs como, por exemplo (Wolpaw, Bierbaumer e McFarland, et al. 2002):

- Potencial cortical lento (PCL);
- Potencial relacionado a evento (PRE);
- Eventos relacionados à sincronização e dessincronização (ERS/ERD).

Estudos demonstram que pessoas podem aprender a controlar o PCL e, desta forma, aplicar este controle em uma ICM (Wolpaw, Bierbaumer e McFarland, et al. 2002) apud (Bierbaumer, 1999). Um exemplo de aplicação de PCL em ICM foi desenvolvido em cooperação com o grupo de pesquisas *Wadsworth Center* denominado dispositivo de tradução do pensamento que pode ser usado para várias aplicações, como soletrar ou controlar um cursor na tela do computador (Bierbaumer, et al. 2003).

ICMs baseadas em PRE, como o potencial P300, tem a vantagem de requerer pouco treinamento e ser razoavelmente estável em pacientes paralisados (Bayliss 2001). Porém, estudos de longo prazo demonstram que em uma ICM baseada em P300 ocorre o fenômeno da habituação do usuário, que diminui o desempenho do sistema (Ravden e Polich 1999).

Obermaier et al. (2001) e Pfurtscheller (1997) demonstraram que o movimento voluntário de membros do corpo como mãos e pés produzem ERS/ERD de ritmos cerebrais, que podem ser transformados em comandos para ICMs.

Já ICMs baseadas em PEV são largamente estudadas por grupos de pesquisa (Muller, et al. 2010, Allison, et al. 2008, Muller-Putz, Eder, et al. 2008, Martinez, Bakardjian e Cichockil 2007, Dornhege 2006, Kelly, et al. 2005, Wang, Zhang, et al. 2004, Gao, et al. 2003, Middendorf, et al. 2000) e são as que apresentam as maiores taxas de transferência de informação (TTI) (Wang, et al. 2008, Cheng, et al. 2002). Porém, apresentam como desvantagem o desconforto visual e o fato de serem do tipo dependente, com isto excluem pacientes que não têm controle dos músculos oculares e do pescoço. Neste capítulo são apresentadas as principais técnicas para a implementação de ICMs baseadas em sinais de EEG.

3.2. Classificação das ICMs

A classificação das ICMs pode basear-se conforme o modo de aquisição dos sinais, o modo de operação e a dependência muscular.

Pelo modo de aquisição dos sinais, as ICMs podem ser classificadas como invasiva e não invasiva (Lebedev e Nicolelis 2006, Wolpaw, Bierbaumer e McFarland, et al. 2002, Wolpaw, Bierbaumer e Heetderks, et al. 2000). As ICMs invasivas têm eletrodos implantados cirurgicamente sobre o córtex cerebral ou subcortical. Este método tem a vantagem de oferecer alta relação sinal-ruído. No caso de implantes intracorticais é possível coletar sinais de poucos neurônios ou até de um simples neurônio, trazendo mais especificidade ao sinal e consequentemente facilidade no controle da ICM. Porém, tem a desvantagem de ser um método cirúrgico. Além disso, os eletrodos implantados podem ocasionar com, o passar do tempo, alterações teciduais (cicatrizes), o que leva à degradação do sinal e redução do desempenho da ICM (Dornhege 2006, Wolpaw, Bierbaumer e McFarland, et al. 2002). Por outro lado, as ICMs não invasivas têm eletrodos colocados sobre o couro cabeludo. Apesar de existirem vários métodos não invasivos para o monitoramento da atividade cerebral, como fMRI, MEG e imageamento óptico (Krepki 2004), alguns autores consideram estes

métodos eletrofisiologicamente mais invasivos (Wolpaw, Bierbaumer e McFarland, et al. 2002). Por este motivo, além das dificuldades técnicas, do alto peso e do alto custo desses equipamentos, as ICMs não invasivas, na sua maioria, se restringem ao método de EEG. Além disso, o EEG não oferece nenhum risco para o usuário, mas apresenta algumas desvantagens: a baixa RSR e uma baixa resolução espacial.

Pelo modo de operação, as ICMs podem ser classificadas como síncronas ou assíncronas (Muller-Putz e Pfurtscheller 2008). A maioria das ICMs estudadas utiliza um sinal (visual ou sonoro) para sincronizar a ação do usuário. Este método de implementação não é muito natural em termos de comunicação, pois, todos os eventos são compassados por este sinal. Já nas ICMs classificadas como assíncronas, não existe nenhum sinal que sincroniza a ação do usuário e, desta forma, a iniciativa de enviar comandos para a ICM fica a cargo do usuário. Este método de comunicação é mais natural, porém, é mais difícil de implementar, já que a ICM deve buscar comandos do usuário todo o tempo (Scherer, Muller-Putz, et al. 2004).

O terceiro método de classificação relaciona-se à dependência muscular na operação da ICM. Por esse método, as ICMs são classificadas em dois grupos: as dependentes e as independentes (Wolpaw, Bierbaumer e McFarland, et al. 2002). Por definição, ICMs são dispositivos de comunicação que não usam os caminhos normais, nervos periféricos e músculos. Porém, as ICMs que utilizam o PEV requerem que o usuário direcione o olhar sobre um determinado alvo. Essas ICMs são dependentes da motricidade que orienta o olhar (músculos extraoculares e músculos do pescoço) e por isto são classificadas como ICMs dependentes (Muller-Putz e Pfurtscheller 2008, Touyama 2008, Martinez, Bakardjian e Cichockil 2007, Lalor, et al. 2005, Muller-Putz, Scherer, et al. 2005, Wang, Gao e Gao 2005, Gao, et al. 2003, Cheng, et al. 2002). Desta forma, as ICMs dependentes são inadequadas para pacientes que perderam a capacidade de controle da motricidade ocular. Por outro lado, alguns estudos mostram que é possível construir uma ICM independente baseada em PEV. Esses estudos se baseiam na modulação da amplitude do PEV pela atenção visual em detrimento da direção visual. Desta forma, o usuário pode ter seu olhar fixado em um ponto e direcionar voluntariamente sua atenção visual em diferentes alvos e a ICM, por sua vez, é capaz de detectar qual é o alvo cuja atenção está direcionada (Allison, et al. 2008, Ding, Sperling e Srinivasan 2005, Kelly, et al. 2005, Morgan, Hansen e Hillyard 1996). Porém, essas ICMs, se comparadas com as dependentes, requerem mais treinamento e têm desempenho

inferior (Wang, et al. 2008). Nas ICMs independentes, o usuário deve aprender a controlar estados mentais (por exemplo, atenção espacial, imaginação de movimentos) e desta forma ser capaz de enviar comandos externos (Wu, et al. 2008, Vidaurre, et al. 2006, Brunner, Scherer, et al. 2006, Scherer, Muller-Putz, et al. 2004, Bierbaumer, et al. 2003, Hinterberger, Kubler, et al. 2003, Pfurtsheller, Muller-Putz, et al. 2003, Obermaier, Muller-Putz e Pfurtsheller 2003).

3.3. Codificação e decodificação do PEV

Em sistemas baseados no PEV de regime transitório (PEVRT) a informação é codificada no espaço (localização do estímulo) e no tempo (instante de ocorrência do estímulo) (Sutter 1992). Já em sistemas baseados em PEV de regime permanente (PEVRP), a codificação da informação pode ocorrer de duas formas distintas: PEVRP temporal (tPEVRP) ou PEVRP em frequência (fPEVRP) (Wang, et al. 2008). No tPEVRP os alvos visuais piscam na mesma frequência, porém aparecem em tempos diferentes, sendo por isto mais lentas. Kluge (2007) apresenta uma ICM baseada em tPEVRP, onde a informação é codificada na fase. Nesse trabalho, dois estímulos do tipo tabuleiro de xadrez, de mesma frequência e fases opostas, são apresentados em uma tela de computador. A maioria das ICMs baseadas em PEV são do tipo fPEVRP, pois estas são mais versáteis, mais rápidas e podem ter múltiplos alvos. Neste tipo de ICM a informação é codificada em frequência, ou seja, vários alvos visuais são apresentados simultaneamente em localizações distintas do campo visual, cada um piscando em uma frequência distinta. Desta forma a amplitude do fPEVRP é regulada pelo direcionamento do olhar ou pela atenção visual.

A decodificação da informação vai depender do tipo de codificação usada. A decodificação do PEVRT é baseada na detecção de forma de onda no domínio do tempo. No tPEVRP pode-se usar a correlação cruzada entre o estímulo e a resposta evocada. No caso da codificação em fase pode-se utilizar a detecção de coerência de fase (Kluge e Hartmann 2007). Na decodificação da informação no fPEVRP o método de detecção mais usado é com base na densidade espectral de potência (PSD) (Muller-Putz e Pfurtsheller 2008, Vialatte, Maurice, et al. 2008, Lalor, et al. 2005). Na decodificação do PEVRT e do tPEVRP é necessário um sinal de sincronismo preciso devido a sua característica temporal, sendo este desnecessário no caso do fPEVRP.

3.4. Estrutura das ICMs

A Figura 16 mostra a estrutura de uma ICM típica e seu fluxo de sinais. Pode-se ver uma unidade de entrada constituída pelo bloco de aquisição de sinais e digitalização. Uma unidade de saída, ou bloco comando de dispositivo, e uma unidade que traduz os sinais de entrada em comandos de saída, constituída de dois blocos: extração de características e classificação.

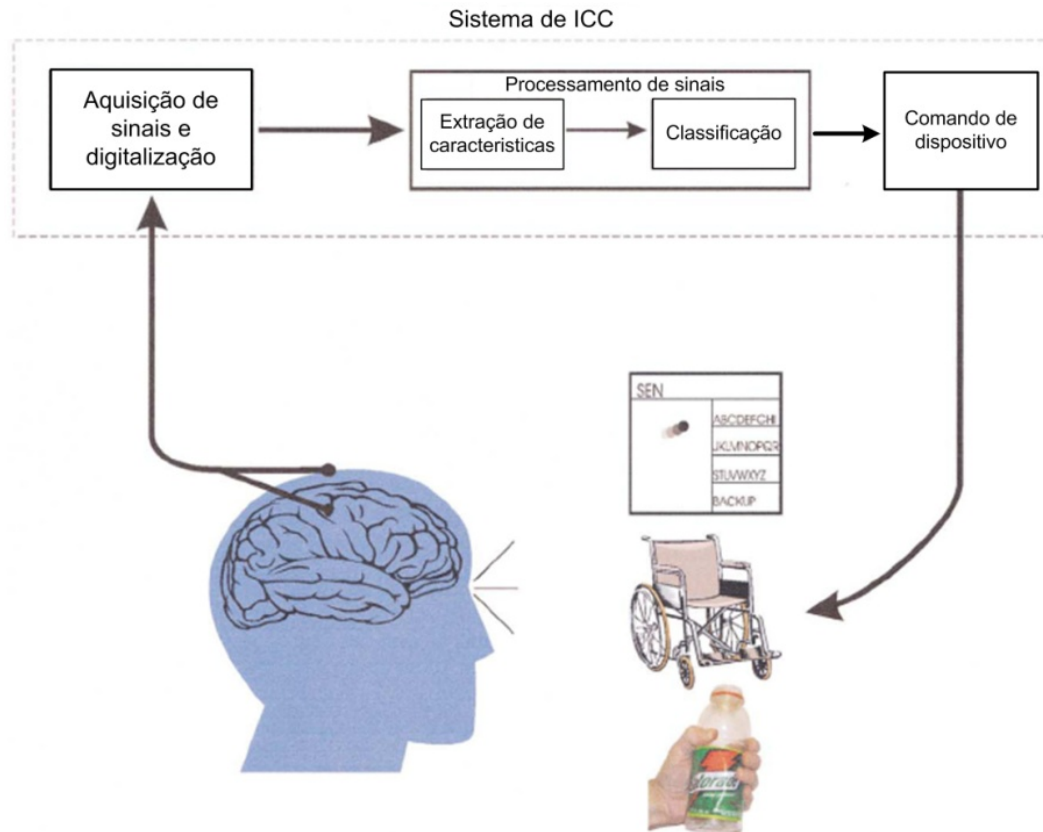


Figura 16 - Projeto básico de uma ICM.
Modificado de (Wolpaw, Bierbaumer e McFarland, et al. 2002)

3.4.1. A aquisição dos sinais e digitalização

Esta unidade tem a função de capturar os sinais eletrofisiológicos do usuário, amplificar, filtrar, digitalizar e armazenar. Para isto, esta unidade é constituída de: eletrodos, bioamplificadores, filtros, digitalização e armazenamento. Os sinais eletrofisiológicos usados nas ICMs são na sua maioria sinais de EEG ou ECoG. Os eletrodos usados em ECoG são do tipo arranjo de eletrodos tipo agulha implantados sobre o córtex por meio de cirurgia (Wells, et al. 2001). Já os eletrodos utilizados em coletas de EEG são constituídos de pequenos discos de metal (4 a 10 mm de diâmetro), normalmente cobertos por prata/cloreto de prata ou ouro, conectados a um condutor elétrico isolado que conduz o sinal até a unidade de

aquisição. A impedância entre o eletrodo e a pele é de extrema importância para a qualidade do sinal de EEG. Se a impedância for muito grande o sinal é atenuado e pode desaparecer em meio ao ruído. A impedância deve ser mantida abaixo de 10 k Ω (Forslund 2003) e para isto alguns procedimentos devem ser realizados: limpar a área da pele onde será aplicado o eletrodo com uma esponja abrasiva para retirar a pele seca e em seguida remover a oleosidade com álcool (Teplan 2002). Deve-se também aplicar algum tipo de gel condutivo entre o eletrodo e a pele (Krepki 2004).

Os bioamplificadores usados em coletas de EEG servem para adequar as amplitudes dos potenciais coletados pelos eletrodos (alguns μ volts) aos digitalizadores (alguns volts). Além disto, para atenderem os requisitos de monitoração de sinais biológicos eles devem ter algumas características importantes como: razão de rejeição de modo comum de pelo menos 100 dB, impedância de entrada da ordem de 100 M Ω , ganho de tensão de pelo menos 50.000, devem rejeitar interferência da linha de energia 50/60 Hz, fornecer proteção ao paciente contra choques elétricos e proteção a si mesmos contra altas tensões originadas principalmente por desfibriladores e cargas estáticas (Teplan 2002).

Filtros analógicos devem ser integrados à unidade de amplificação. Filtros passa altas com frequência de corte entre 0,1 e 0,7 Hz, servem para retirar as baixas frequências provenientes de flutuações e offset dos sinais biológicos (Teplan 2002). Filtros passa baixas servem para restringir a banda de frequência à faixa de interesse, dependendo do tipo de sinal registrado. Em ICM baseada em potencial cortical lento normalmente utiliza-se frequência de corte (f_c) de 40 Hz (Hinterberger, Kubler, et al. 2003) e na baseada em ondas beta utiliza-se $f_c=30$ Hz (Pfurtsheller, Muller-Putz, et al. 2003). Já em aplicações com o emprego de PEV utiliza-se $f_c=100$ Hz (Herrmann 2001). O filtro passa baixas tem outra função importante que é restringir a faixa de frequência do sinal de entrada para evitar o falseamento (*aliasing*) que produz distorções devido à taxa de amostragem. Também faz parte deste módulo o filtro *notch* para retirar interferência da linha de alimentação de 50 ou 60 Hz (Muller-Putz e Pfurtsheller 2008, Wang, Gao e Gao 2005).

Para fazer o armazenamento dos sinais analógicos em um computador é necessário usar um conversor analógico-digital. Este conversor deve ter algumas características para uso em sinal de EEG, como: resolução de pelo menos 12 bits, e uma taxa de amostragem que obedeça ao critério de *Nyquist-Shannon*, ou seja, que a taxa de amostragem seja maior ou igual a duas vezes a maior componente de frequência contida no sinal (Teplan 2002).

3.4.2. Unidade de tradução - Processamento de sinais

A unidade de processamento de sinais tem a função de identificar um padrão no sinal de EEG de entrada e então classificá-lo. Desta forma, esta unidade é constituída de dois blocos: a extração de característica e a classificação. O sinal de EEG normalmente apresenta uma baixa RSR (em torno de -60 dB) (Braga 2007), o que dificulta muito a tarefa de extração de característica. Assim, antes é necessário fazer um pré-processamento do sinal que visa ao aumento da RSR e a redução dos artefatos de origem neural e não neural, como artefatos musculares por movimentação de partes do corpo, piscamento palpebral e eletrocardiografia. Muitas técnicas de pré-processamento têm sido usadas em ICMs com o objetivo de melhorar a RSR, como a média coerente de segmentos sincronizados com o evento (Vialatte, Maurice, et al. 2008, Hinterberger, Wilhelm, et al. 2005, Pastor, et al. 2003, Herrmann 2001, Morgan, Hansen e Hillyard 1996), análise de componentes independentes (Zhang, Guan e Wang 2008, Friman, Volosyak e Graser 2007, Hong, et al. 2001), análise de componentes principais (Martinez, Bakardjian e Cichockil 2007, Dornhege 2006, Beverina, et al. 2003) e transformada *wavelet* (Hinterberger, Kubler, et al. 2003).

A extração de característica nada mais é do que a estimação de algum parâmetro que tenta descrever propriedades do sinal de EEG (Obermaier, Guger, et al. 2001). Dentre os métodos usados para extração de características destacam-se a análise espectral por meio da transformada rápida de Fourier (FFT), densidade espectral de potência (DEP) e banda de potência (Muller-Putz e Pfurtscheller 2008, Scherer, Lee, et al. 2008, Lalor, et al. 2005, Scherer, Muller-Putz, et al. 2004, Pastor, et al. 2003, Pfurtscheller, Muller-Putz, et al. 2003, Cheng, et al. 2002), modelos auto-regressivos (Siegle, Ichikawa e Steinhauer 2008, Forslund 2003, Obermaier, Guger, et al. 2001) e magnitude quadrática da coerência (Santos filho, et al. 2009, Miranda de Sá 2006, Miranda de Sá e Infantosi 2005, Miranda de Sá, Infantosi e Simpson 2002, Tierra-Criollo 2001).

A classificação separa os diferentes padrões de EEG com base no parâmetro estimado na extração de características. Alguns classificadores têm se destacado em aplicações de ICMs como: análise discriminante linear de Fisher (LDA) (Scherer, Lee, et al. 2008, Pfurtscheller, Muller-Putz, et al. 2003), LDA adaptativo (Vidaurre, et al. 2006), redes neurais artificiais (Brunner, Scherer, et al. 2006, Forslund 2003), modelos ocultos de Markov (Souza, et al. 2010, Obermaier, Muller-Putz e Pfurtscheller 2003, Obermaier, Guger, et al. 2001),

máquina de suporte vetorial (SVM) (Zhang, Guan e Wang 2008, Beverina, et al. 2003) e argumento máximo da soma de harmônicos (HSD) (Muller-Putz e Pfurtsheller 2008).

3.4.3. Unidade de saída – comando de dispositivo

Esta unidade recebe os sinais processados e os adapta para acionar os dispositivos de saída usados na aplicação. Muitos pesquisadores, para aplicações de comunicação, têm usado como dispositivo de saída a movimentação de um cursor ou algo similar na tela do computador (Scherer, Lee, et al. 2008, Vidaurre, et al. 2006, Obermaier, Guger, et al. 2001, Wolpaw, Ramoser, et al. 1998) ou a seleção de letras ou números também na tela do computador (Zhang, Guan e Wang 2008, Scherer, Muller-Putz, et al. 2004, Obermaier, Muller-Putz e Pfurtsheller 2003, Hinterberger, Kubler, et al. 2003, Cheng, et al. 2002). Outros pesquisadores, para aplicações de reabilitação motora, têm usado dispositivos eletromecânicos na etapa de saída, como braços mecânicos (Muller-Putz e Pfurtsheller 2008, Pfurtsheller, Muller-Putz, et al. 2003) ou cadeira de rodas (Muller, et al. 2010, Rebsamen, et al. 2007, Forslund 2003, Nykopp 2001).

3.5. Em direção a melhorias de desempenho

Em Muller-Putz (2005) foram estudados o impacto dos componentes harmônicos altos na exatidão da extração de características e classificação em ICM baseada em PEVRP. Comparativamente houve uma melhora progressiva e significativa ao usar os componentes harmônicos (apenas o 1º, o 1º e o 2º, e finalmente o 1º, 2º e o 3º harmônicos). Em Muller-Putz (2008) a ICM foi classificada com o algoritmo denominado de soma de harmônicos e nesse foram usados os três primeiros harmônicos. Já em Wang (2008) foram usados os dois primeiros harmônicos com pesos diferentes para cada componente harmônico, com resultados satisfatórios.

Em Herrmann (2001) foram realizados experimentos para a verificação das respostas no EEG a estímulos de *flashes* de luz difusa na faixa de frequência de 1-100 Hz em passos de 1 Hz. Nestes experimentos foi usado estimulador visual baseado em LED branco montado em óculos para visualização tipo campo total binocular. Para a extração de características foi utilizada a média coerente de épocas sincronizados seguido do espectro calculado com método auto regressivo. Os resultados (Figura 17) mostraram forte resposta no primeiro

harmônico para frequências de estimulação entre 5-30 Hz e decaindo em amplitude até 50 Hz. Também apresentou resposta um pouco mais fraca, mas consistente no segundo harmônico entre 5-20 Hz e decaiu até 70 Hz. Os outros componentes harmônicos foram pouco significativos.

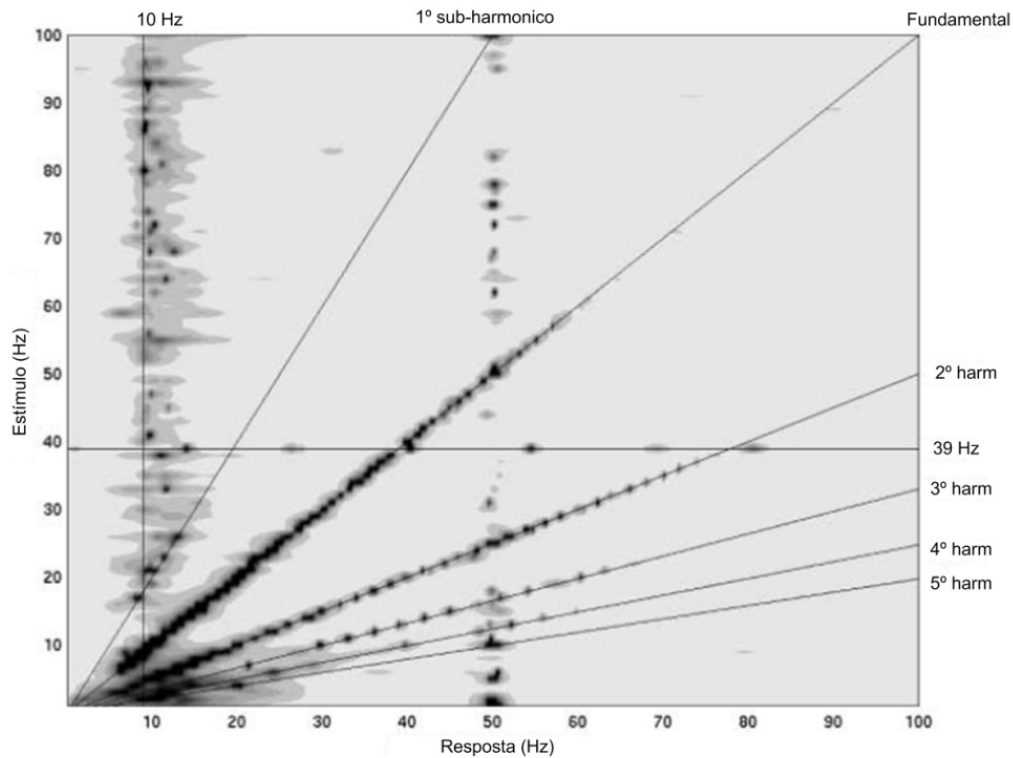


Figura 17 - Resposta em frequência x frequência de estimulação. A amplitude está indicada por tons de cinza. Modificado de (Herrmann 2001).

Também foi realizado o levantamento topográfico do PEVRP no córtex de um sujeito representativo da média populacional (Figura 18), onde se pode observar maior amplitude no córtex occipital e menor amplitude em direção ao córtex frontal.

Resultados similares foram observados em Pastor (2003), que realizou experimento para verificação da ativação cerebral durante respostas a estimulação visual. Este experimento foi realizado com estimulador baseado em lâmpada estroboscópica com frequência de estimulação entre 2-90 Hz. Os resultados obtidos por meio da FFT do sinal após média coerente de um sujeito típico é visto na Figura 19, onde se podem observar respostas mais intensas entre 5-27 Hz, com pico em 15 Hz, considerando apenas o primeiro harmônico.

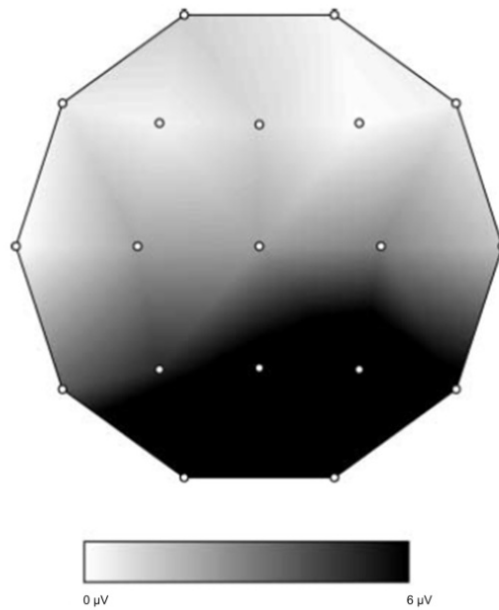


Figura 18 - Mapa topográfico a 10Hz de estimulação.
Modificado (Herrmann 2001).

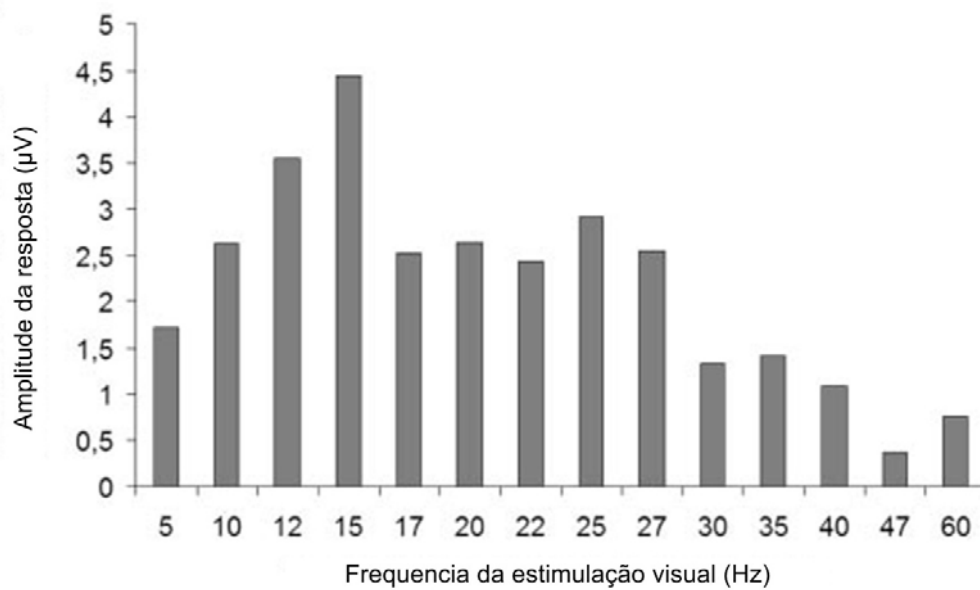


Figura 19 - Amplitude da FFT sobre a média de Oz, O1 e O2.
Modificado de (Pastor, et al. 2003).

Também foi realizado o levantamento topográfico das amplitudes da FFT nas várias regiões do escalpo para as várias frequências de estimulação (Figura 20). Pode-se observar neste mapa topográfico uma maior intensidade de sinal na região occipital para todas as frequências e decaindo em direção a frontal.

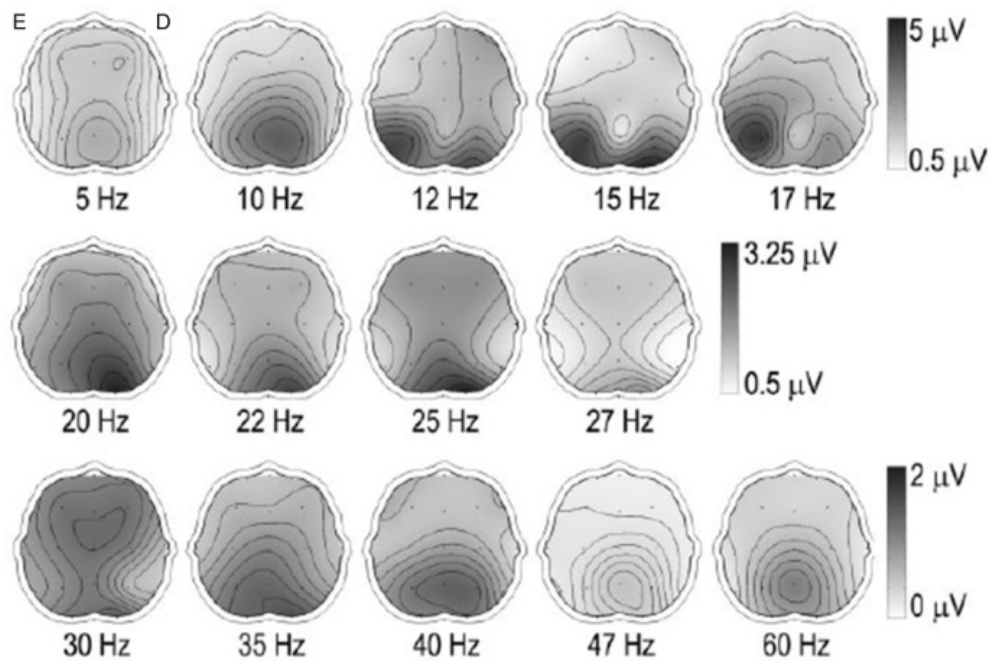


Figura 20 - Mapa topográfico da frequência fundamental nas diversas estimulações.
Modificado de (Pastor, et al. 2003).

Garcia (2008) relata um novo método de estimação denominado sinal médio de fase retificada (PRSA), descrito originalmente por Bauer (2006). Este método tem a capacidade de melhorar a detecção de pequenos sinais imersos em ruído. Comenta que o PEVRP é mais intenso na faixa de frequência de 5-30 Hz, porém, esta faixa traz alguns inconvenientes, como: desconforto visual para o usuário e pode induzir a foto epilepsia em pessoas com predisposição. Desta forma é mais conveniente trabalhar com frequências de estimulação acima de 40 Hz. Porém, nesta faixa de frequência a amplitude do PEVRP é muito pequena, sendo necessário realizar a média coerente para melhorar a RSR. Mas este método tem o inconveniente de inserir atraso, devido ao cálculo da média, que reduz a taxa de detecção no tempo. Desta forma, o autor justifica o uso do PRSA e compara seus resultados com os da estimação de média coerente, como pode ser visto na Figura 21. Pode-se observar nos resultados que o método PRSA é ligeiramente superior ao método da média coerente nas altas frequências, além de não inserir atraso devido ao cálculo da média.

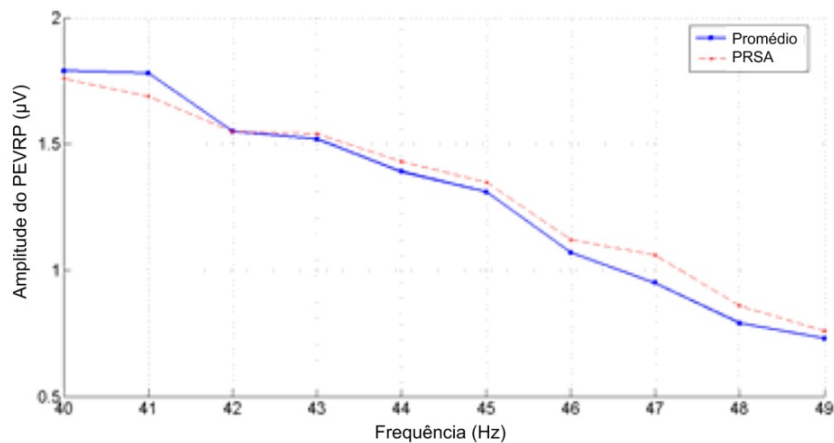


Figura 21 - Amplitude do PEVRP estimado com a média coerente e PRSA de um sujeito. Modificado de (Garcia 2008).

ICMs baseadas em PEVRP têm apresentado maiores taxas de transferência de informação que outras técnicas, devido as suas características favoráveis (Lalor, et al. 2005). Em Cheng (2002) é apresentada uma ICM que pode ajudar o usuário a digitar números de telefone. Em um monitor tipo TRC é apresentado um teclado virtual de 12 teclas em forma de uma matriz 3x4 contendo cada elemento os algarismos 0 a 9, *enter* e *esc*. Cada tecla ou elemento da matriz pisca a uma diferente frequência dentro da banda de 6-14 Hz. A banda alfa (8-13 Hz) foi excluída das frequências de estimulação. O usuário deve, então, direcionar seu olhar para a tecla desejada e assim que o sistema consegue identificar, o algarismo é escrito na tela. O experimento para a medida da TTI consiste na apresentação de uma sequência de 24 caracteres alfa numéricos, sendo que as teclas *enter* e *esc* foram substituídas pelas letras 'A' e 'B'. O sujeito então deve digitalizar os 24 caracteres, na sequência em que eles aparecem, sem possibilidade de correção caso haja erro. Este experimento apresentou uma taxa de acerto média de 77% e tempo médio de seleção de 6 segundos, ou seja, 10 caracteres por minuto. Alguns voluntários atingiram a taxa de acerto de 100% e tempo médio de seleção de 3,95 segundos. A TTI média foi de 27,15 bits/minuto, sendo que o melhor sujeito apresentou uma taxa de 56,23 bits/minuto.

Em Gao (2003) foi apresentada uma ICM baseada em PEVRP para controle remoto usando 48 LEDs verdes como estimulador. A faixa de frequência dos LEDs estimuladores foi de 6-15 Hz com diferença entre as frequências de 0,195 Hz. Os resultados mostraram que a precisão média da seleção foi de 87% e tempo médio de seleção de 4 segundos ou 15 seleções por minuto que atingiu uma TTI de 68 bits/min.

Friman (2007) mostra um novo método de detecção de PEVRP com uso de múltiplos canais de EEG. Este método obteve alta precisão na classificação (média de 84% e máxima de 100%) com segmentos de tempos curtos de EEG (1s) de seis sinais (O1, O2, Oz, P3, P4 e Pz). Esta alta precisão da classificação em curtos segmentos de EEG é de vital importância em uma ICM para atingir altas TTIs. Foram apresentados seis métodos de combinação de sinais de EEG para a obtenção dos canais para a detecção: método da combinação de média dos sinais, combinação do sinal original, combinação bipolar, combinação Laplaciana, combinação de mínima energia e combinação de máximo contraste. O método de detecção de PEVRP foi comparado para cada um dos seis métodos de combinações de sinais de EEG. Os resultados mostraram a precisão média da classificação dentre 10 sujeitos testados, em uma época de 1 segundo de sinal em cada uma das combinações: média (59%), original (62%), bipolar (71%), Laplaciano (75%), mínima energia (84%) e máximo contraste (81%), sugerindo que o método de mínima energia é o mais adequado para a detecção de PEVRP.

Outros estudos demonstram que ao aplicar um filtro de subespaço casado ao detector, melhora a probabilidade de detecção de PEV se comparado com outros detectores (Davila e Srebro 2000, Davila, Srebro e Ghaleb 1998).

Wang (2005) relata um método para seleção da melhor frequência, ou seja, a frequência que gera as maiores amplitudes de PEVRP baseado em rivalidade binocular. Os resultados que mostraram as melhores respostas foram: nove sujeitos com frequência ótima de 30-33 Hz, dois sujeitos 35-37 Hz e três sujeitos 39-43 Hz.

Wang (2004) apresentou um método de seleção de sinais de EEG para escolher o melhor canal bipolar para aumento da amplitude do PEVRP, aumento da RSR e consequente aumento da TTI. O método consiste em escolher dentre as várias derivações de EEG o sinal e a referência. Dada a distribuição espacial do espectro da amplitude, a derivação de EEG com maior amplitude de PEVRP é escolhida como sinal. A maior dificuldade encontra-se em selecionar a derivação para a referência, que deve ter alta correlação com o ruído e baixa correlação com o PEVRP. Derivações espacialmente próximas da selecionada como sinal têm alta correlação de ruído, mais também têm alta correlação com o PEVRP. As derivações que se encontram espacialmente longe, por sua vez têm baixa correlação com o PEVRP, mas têm baixa correlação com o ruído. A análise de componentes independentes foi usada para decompor as derivações de EEG em PEVRP e ruído de fundo. O ótimo sinal para a referência do canal bipolar foi escolhido comparando a correlação de sinal e a correlação de ruído

entre os diferentes sinais. Após a seleção do ótimo canal bipolar, foi realizado o experimento usando a ICM descrita em Cheng (2002), com 16 voluntários saudáveis, obtendo-se o seguinte resultado: o sujeito mais rápido obteve uma TTI de 57 bits/minuto, o mais lento 29 bits/minuto e a taxa média entre os 16 sujeitos foi de 42 bits/minuto. Estes resultados foram muito melhores que os resultados alcançados com os canais convencionais com referência ao lobo auricular.

Miranda de Sá e Felix (2002) mostraram um método que melhora a detecção de PEVRP com a coerência múltipla. A coerência entre o sinal de estimulação e o EEG tem sido importante na detecção objetiva de resposta à foto estimulação. O detector baseado na coerência é muito robusto, pois o limiar de detecção é baseado na distribuição amostral na suposição de ausência de resposta. Neste detector, a probabilidade de detecção aumenta com o aumento da RSR e com o aumento do número de épocas de EEG. Porém, o aumento do número de épocas de EEG torna o detector mais lento. Este artigo então compara a detecção univariável ($\hat{k}_y^2(f)$) com a detecção multivariável ($\hat{k}_{y_2y_1}^2(f)$) para comprovar a melhora. Foram usados então dois canais de EEG para a detecção multivariável. Para demonstrar a melhora na detecção foi calculada a probabilidade de detecção em função da RSR para os dois casos. No caso univariável, para atingir uma probabilidade de detecção de 95% com $M=6$ épocas, foi necessária uma RSR de 2,3 dB e, no caso multivariável, nas mesmas condições, a RSR necessária foi de 0 dB. Para avaliar o desempenho do detector $\hat{k}_y^2(f)$ e $\hat{k}_{y_2y_1}^2(f)$ foi realizado um experimento de coleta de EEG sob estimulação visual intermitente de 10 Hz. A Figura 22 mostra a detecção com a coerência univariável, linha contínua e multivariável, linha pontilhada, onde se pode perceber uma sensível melhora na detecção multivariável.

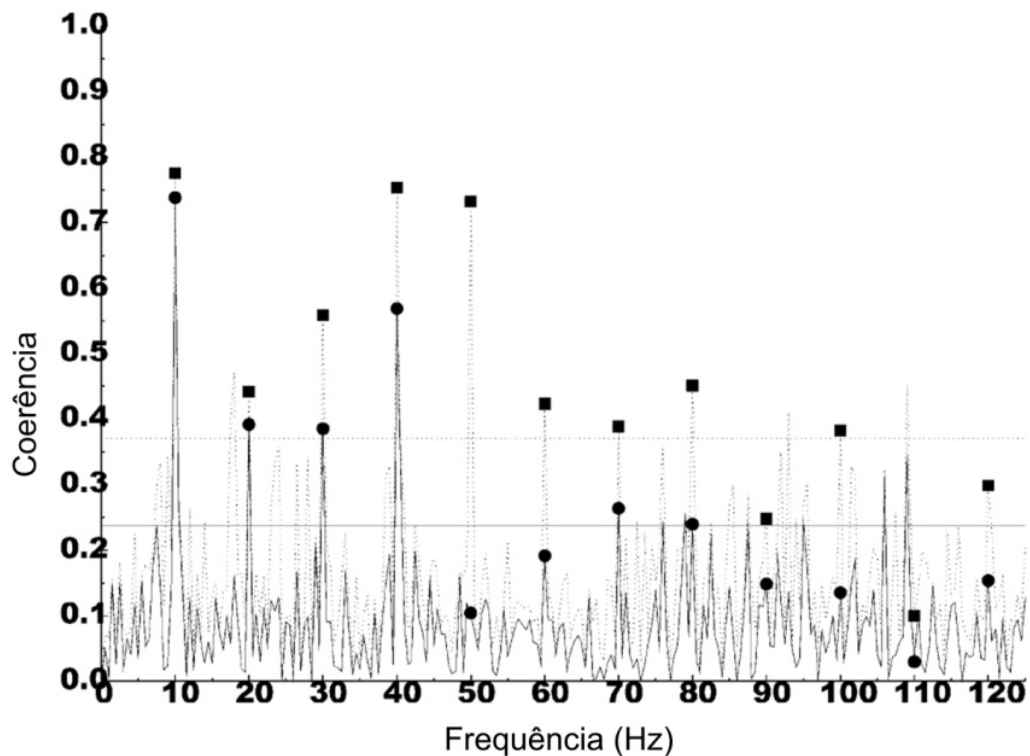


Figura 22 - Detecção univariável (linha contínua) e multivariável (linha pontilhada). Os harmônicos da frequência de estimulação de $\hat{k}_{y_2y_1}^2(f)$ são indicados por quadrados e de $\hat{k}_y^2(f)$ indicados por círculos. Os valores críticos são mostrados nas linhas horizontais. Modificado de (Miranda de Sá e Felix 2002).

Wu (2008) investigou as diferenças de espectro de três espécies de estimuladores visuais usados para evocar PEVRP em ICMs: diodo emissor de luz (LED), monitor de vídeo de computador tipo tubo de raios catódicos (TRC) e monitor de vídeo de *lap-top* tipo display de cristal líquido (LCD). Os três tipos de estimuladores foram testados com estímulos tipo *flash* de luz difusa em três frequências distintas: nas bandas teta, alfa e beta (4,6 Hz; 10,8 Hz e 16,1 Hz), onde se coletou o PEVRP. Em todas as nove condições de teste, a luminância foi mantida constante, e desta, forma atribuiu-se as diferenças no PEVRP às diferenças intrínsecas dos estimuladores. Os estimuladores tipo monitor (TRC e LCD) têm frequência de *refresh* de 85 Hz. Durante todo o experimento um foto transistor foi usado para capturar os sinais da estimulação que foram registrados junto com o EEG. A Figura 23 mostra as formas de onda dos três tipos de estimuladores capturados com o foto transistor e seus respectivos espectros de frequência. Pode-se observar que no espectro do estimulador a LED aparecem apenas a frequência de estimulação (10,8 Hz) e seus componentes harmônicos, sendo o primeiro harmônico mais forte se comparado com os outros estimuladores. Já no espectro

do estimulador tipo TRC aparece não somente a frequência de estimulação e alguns harmônicos, como também a frequência de *refresh* do monitor (85 Hz) e algumas componentes de soma e subtração. No espectro do LCD aparece a frequência de estimulação, alguns componentes de baixa frequência e outros componentes de soma e subtração.

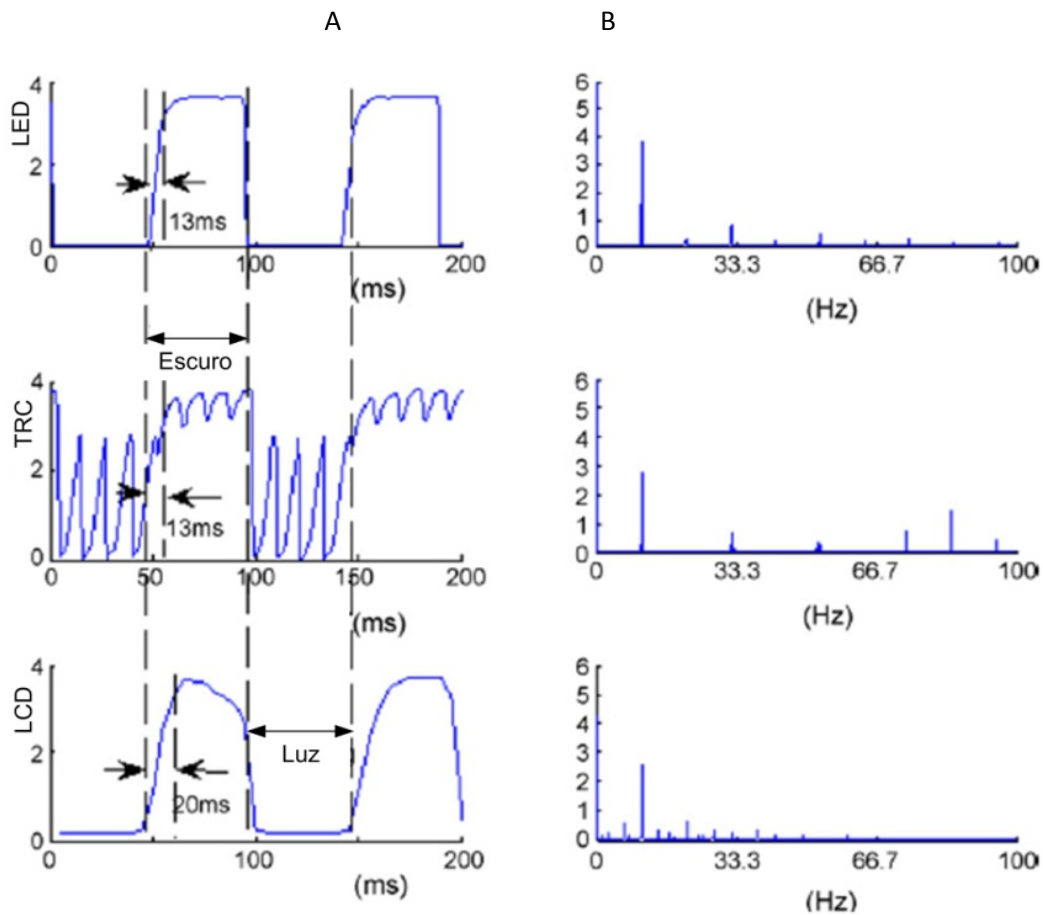


Figura 23 - Forma de onda (A) e espectro (B) dos três estimuladores em 10,8 Hz. Modificado de (Wu, et al. 2008).

O PEVRP obtido por meio da média coerente e seu espectro de frequências, referente aos três tipos de estimuladores e as três frequências de estimulação podem ser visto na Figura 24. Todos os dez sujeitos testados apresentaram resultados similares aos mostrados na Figura 24, onde se pode observar que além do espectro mais adequado (sem a interferência de frequências de *refresh*), o estimulador baseado em LEDs apresentou amplitudes maiores. Desta forma, o autor conclui que os estimuladores baseados em LEDs podem ajudar a produzir PEVRP com alta RSR, o que leva a detecções e classificações mais simples e rápidas, além de permitir a construção de ICMS mais complexas, ou seja, com muitas opções de escolha. Isto decorre do fato de que os LEDs podem ser posicionados a

uma distância uns dos outros suficiente para não produzir interferência, além de poderem trabalhar numa ampla faixa de frequências (6 a 90 Hz).

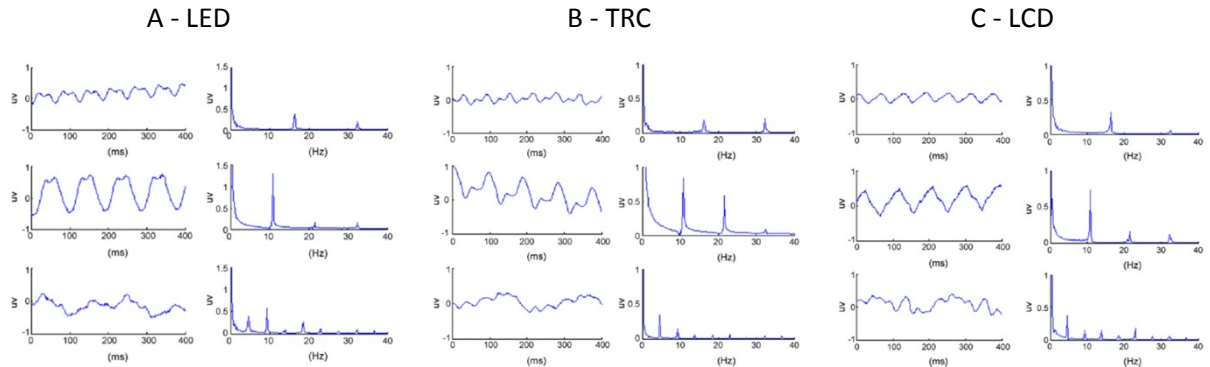


Figura 24 - Média coerente do PEVRP e seu respectivo espectro dos três estimuladores. A-LED, B-TRC e C-LCD. Modificado de (Wu, et al. 2008).

Muller et al. (2010), com a utilização conjunta de um filtro espacial (em inglês, *common average reference* - CAR) e detector SFT, conseguiu taxas de detecção de até 96% com tempo de 1 segundo.

3.6. Técnicas de detecção de sinais

Várias técnicas para a identificação do PRE no domínio do tempo e da frequência têm sido propostas, porém as técnicas de detecção objetiva no domínio da frequência (ORD) têm mostrado eficiência na detecção de potencial evocado (Miranda de Sá, Infantosi e Melges 2008, Felix, Miranda de Sá, et al. 2007, Miranda de Sá 2006, Miranda de Sá e Infantosi 2005). Nos capítulos posteriores (5 e 6) são descritos em detalhes as técnicas ORD univariadas de teste espectral F (SFT), medida de sincronismo de fase (PSM) e magnitude quadrática da coerência (MSC) e a técnica ORD multivariada da magnitude quadrática da coerência múltipla (MMSC).

3.7. Medida de desempenho

Em sistemas de comunicação a medida padrão usada para medir a quantidade de informação transferida por unidade de tempo é a taxa de bit (Shannon e Weaver 1964). A taxa de bit depende da precisão e da quantidade de bits necessários para codificar a informação. Algumas medidas de desempenho têm sido adotadas em estudos de ICMs, porém a taxa de bit tem se destacado (4), sendo denominada taxa de transferência de

informação (TTI) após ser multiplicada pela velocidade de comunicação (5) (Muller, et al. 2010, Touyama 2008, Martinez, Bakardjian e Cichockil 2007, Lalor, et al. 2005, Wang, Zhang, et al. 2004, Beverina, et al. 2003, Gao, et al. 2003, Cheng, et al. 2002, Wolpaw, Bierbaumer e McFarland, et al. 2002, Wolpaw, Ramoser, et al. 1998). A taxa de bit (B) é calculada como:

$$B = \log_2 N + P \log_2 P + (1 - P) \log_2 \left[\frac{1 - P}{N - 1} \right] \quad (4)$$

Sendo N o número de possíveis seleções da ICM, tendo cada uma delas a mesma probabilidade de ser escolhida e P é a probabilidade de detecção *a posteriori*. Desta forma a TTI torna-se:

$$TTI(\text{bits}/\text{min}) = B * \text{número de seleções por minuto} \quad (5)$$

4. DISPOSITIVO DE BAIXO CUSTO, PORTÁTIL, MICROCONTROLADO E MULTI CANAL PARA ESTIMULAÇÃO VISUAL A BASE DE LED

Este capítulo apresenta o estimulador visual projetado e desenvolvido no Laboratório de Engenharia Biomédica/UFMG (da Silva Pinto, et al. 2011). Este trabalho foi desenvolvido com vistas a aplicações em ICM, mas isto não limita sua aplicação em outras áreas. Primeiramente apresenta-se uma introdução aos estimuladores visuais, seguido da apresentação do hardware e depois do software. Finalmente são apresentados os resultados de testes realizados com o estimulador visual.

4.1. Introdução

Nas últimas três décadas, os diodos emissores de luz (LED) tem se tornado uma familiar fonte de estimulação para estudo da visão (Hogg 2006). Atualmente os LEDs são bastante usados em aplicações clínicas, como por exemplo, na Oftalmologia bem como na pesquisa, por exemplo, em interface cérebro máquina (Brunner, Allison, et al. 2011, Zhu, et al. 2010, Muller-Putz e Pfurtscheller 2008, Friman, Volosyak e Graser 2007, Materka e Byczuk 2006, Muller-Putz, Scherer, et al. 2005).

Os LEDs são produzidos em ampla faixa do espectro eletromagnético (do ultravioleta ao infravermelho) com radiação confinada em banda estreita (30 nm) (Kingbrighth 2009, Nygaard e Frumkes 1982), e em ampla faixa de potências (desde alguns milésimos de watts até alguns watts) (Kingbrighth 2009). Devido a seu baixo tempo de resposta (Albeanu, et al. 2008), os LEDs são ideais para mostrar padrões de estimulação complexos com fino controle temporal. Os LEDs são pequenos, baratos e fáceis de acionar, pois, a intensidade da radiação luminosa é aproximadamente uma função linear da corrente de acionamento, exceto na região do seu potencial de junção e em altas temperaturas (Nygaard e Frumkes 1982). Alguns cuidados devem ser observados no seu acionamento, como prover a adequada dissipação térmica ou limitar o acionamento a correntes baixas, pois os LEDs apresentam uma característica de emissão dependente da temperatura (Albeanu, et al. 2008). Diferentemente de outras fontes de luz usadas em neurociências visuais como a lâmpada estroboscópica e monitores de vídeo, tem comparativamente menor resolução temporal e precisão, além de outras deficiências (Hogg 2006, Bach, Meigen e Strasburger 1997). A

lâmpada estroboscópica, por exemplo, tem um espectro de radiação amplo, inclusive com emissão na faixa do ultravioleta o que é fisiologicamente indesejável, além de apresentar dificuldades de regular a energia do estímulo e, ainda a energia do *flash* diminui com o aumento da frequência do estímulo (Ens, McEwen e Beattie 1986). Já os monitores de vídeo do tipo tubo de raios catódicos (TRC) ou display de cristal líquido (LCD) em aplicação conjunta com a eletroencefalografia, apresentam a deficiência de eliciar PEV contaminado com a frequência de *refresh* (f_{rth}) do monitor, no caso do TRC, e apresentar componentes de baixa frequência, no caso do LCD (Wu, et al. 2008), o que limita o uso destas fontes. Além disto, os monitores têm uma forte limitação na frequência de estimulação, que não pode ser maior que a $f_{\text{rth}}/2$, e somente podem gerar frequências cujos períodos são múltiplos de $1/f_{\text{rth}}$ (Zhu, et al. 2010). Recentemente, Fiesta e Eagleman (2008) propôs um método de mudança dinâmica da f_{rth} para melhorar a resolução temporal dos monitores TRC. Este método, contudo, não resolve a deficiência dos monitores apresentar simultaneamente dois ou mais estímulos de frequências diferentes e não múltiplas. Já os LEDs podem ser acionados em ampla faixa de frequência (de cc a dezenas de kHz) (Kingbrighth 2009) eliciando PEV com espectro seletivo (Wu, et al. 2008). Outro fator importante no uso de LEDs é o seu baixo consumo de energia que por sua vez favorece a alimentação por pilhas ou baterias. Isto traz duas vantagens: a portabilidade e a redução da interferência da rede de alimentação (50 ou 60 Hz), que facilita o seu uso fora de ambientes de laboratório. Outra importante característica dos LEDs é a sua baixa emissão eletromagnética que os tornam adequados para uso com uma larga faixa de técnicas eletrofisiológicas.

A princípio o acionamento do LED é bastante simples, basta uma fonte de corrente estável com uma entrada para ajuste de nível. No caso do acionamento com formas de onda, como por exemplo, a senoidal, pode-se usar um gerador de funções e um circuito deslocador de nível (Nygaard e Frumkes 1982). Porém esta solução, apesar de simples, usa um gerador de funções que encarece o projeto, dificulta sua portabilidade (dependência da rede de alimentação), além da limitação do número de canais de acionamento. Existem soluções caseiras com a utilização de um microcontrolador e acionamento multicanal, porém estas não são documentadas na literatura (Muller-Putz e Pfurtscheller 2008, Sutter 1992). Já os estimuladores visuais baseados em LEDs encontrados no mercado são caixas fechadas, adequados a exames clínicos, mas limitados para a pesquisa. Eles têm várias limitações como: número reduzido de canais de acionamento de LEDs; acionamento de

apenas um LEDs por canal; banda estreita na frequência de acionamento dos LEDs e baixa capacidade de corrente, o que limita a intensidade de luz emitida (Equipamentos médicos Neurosoft do Brasil 2010).

Outros estimuladores visuais baseados em LEDs são descritos na literatura como, por exemplo, em Demontis et al. (2005), que descreve um estimulador com a utilização de um computador, uma placa de aquisição com saída analógica para gerar o sinal de estimulação e um circuito baseado em amplificadores operacionais como *driver* dos LEDs. Já em Fadda and Falsini (1996, 1997) descreve um estimulador implementado com microcontrolador, circuito conversor digital/analógico e amplificadores operacionais. Ambos apresentam bons resultados para aplicações em eletrorretinografia para o qual foram propostos, porém com algumas limitações em outras aplicações: máxima frequência de acionamento (50 e 100 Hz respectivamente) e acionamento de apenas um canal de LED, o que limita a complexidade do protocolo experimental em aplicações de interface cérebro máquina. Além disto, o estimulador descrito em Demontis et al. (2005) só é capaz de acionar LEDs de baixas potências.

Tendo identificado as várias limitações, desenvolveu-se uma alternativa simples e de baixo custo, mais ainda assim eficiente. Nosso esforço foi motivado pela necessidade prática de usar a estimulação visual baseada em LED para estudos de propriedades inexploradas do PEVRP registrado não invasivamente de sujeitos humanos através do EEG (Vialatte, Maurice, et al. 2010, Zhu, et al. 2010) e em obter um dispositivo de estimulação visual para aplicação em uma ICM para atender às necessidades da vida real de pacientes com paralisia severa (Vaadia e Birbaumer 2009, van Gerven, et al. 2009, Gao, et al. 2003). Para atingir esses objetivos, o dispositivo a ser desenvolvido, deve ser compacto, portátil, de baixo custo, de uso fácil confiável, reprogramável e energeticamente eficiente.

Aqui são apresentados os resultados dos esforços em desenvolver um dispositivo de estimulação visual baseada em LED que atenda todos os requisitos acima. As funcionalidades essenciais desse dispositivo são providas por um microcontrolador cujo ultra baixo consumo de energia permite que seja alimentado por bateria. O efetivo uso dos recursos de hardware é gerido por uma arquitetura de software multi camadas que fornece uma interface de uso amigável para configuração, armazenamento e apresentação do estímulo visual, que pode ser contínuo ou pulso modulado de até dez canais. O projeto e as características técnicas do dispositivo são descritos de forma que qualquer desenvolvedor com um mínimo de

habilidade técnica em programação de microcontroladores poderá construir uma solução similar ou até melhor. Também se relatam os resultados de testes de desempenho que visam dois critérios: precisão temporal do estímulo e compatibilidade do uso simultâneo com registro de EEG para PEV.

Para garantir e motivar a reprodutibilidade do dispositivo, informações complementares, diagramas de hardware, layouts, lista de materiais e códigos fonte podem ser obtidos livremente na página <http://sites.google.com/site/mculedstimulator> para uso não comercial. Também foi criado um fórum de discussão público, onde perguntas, comentários e sugestões podem ser postados. Esse fórum de discussão está hospedado no *Google Groups*, acessível no endereço: <http://groups.google.com/group/mculedstimulator>.

4.2. Materiais e métodos

4.2.1. O projeto do estimulador visual

4.2.1.1. Visão geral

O estimulador visual é um sistema embutido portátil constituído por uma fonte de alimentação, interface com o usuário, *driver* dos LEDs, microcontrolador (MCU) e módulos de LEDs. O *driver* dos LEDs fornece dois conjuntos paralelos de dez canais independentes de sinais de saída. Um conjunto foi projetado para conectar a uma larga variedade de LEDs comercialmente disponíveis e o outro conjunto serve para levar informações de sincronismo temporal a outros equipamentos que funcionam em paralelo como dispositivos de registros eletrofisiológicos. O diagrama de blocos do estimulador visual é mostrado na Figura 25. Este protótipo utiliza componentes de baixo custo e foi concebido como projeto de fonte aberta. Desta forma, o código fonte e todas as informações de hardware estão disponíveis na página de suporte sob licença da GNU *General Public Licence* (GPL, *version 3*) e da *Creative Commons Licence*, respectivamente.

4.2.2. Hardware

4.2.2.1. Fonte de alimentação

O estimulador é alimentado por uma fonte de tensão cc externa de +5 V (estabilizada) com capacidade de corrente para o consumo dos LEDs, já que o consumo do hardware é muito baixo (aprox. 5 mA). Este baixo consumo do hardware possibilita a

alimentação por pilhas ou baterias. O circuito da fonte de alimentação fornece, a partir dos +5 V externo, as tensões de +V para os LEDs, +5V para o módulo display de cristal líquido (LCD) e +3,3V para o microcontrolador (Figura 26). Se for necessário alimentar os LEDs com tensão superior a 5 V, basta substituir o resistor R1 recalculando-o conforme a tensão aplicada.

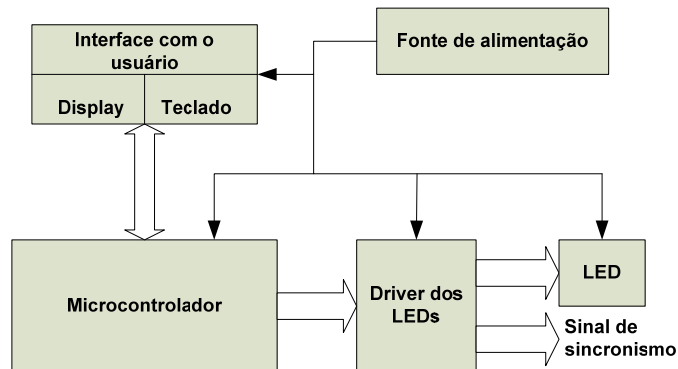


Figura 25 – Diagrama de blocos do estimulador visual.

4.2.2.2. Interface com o usuário teclado e display

A interface com o usuário é constituída por um teclado (Figura 26) e um módulo de display de cristal líquido (LCD) (Figura 27), para a configuração do protocolo de estimulação visual e a operação do dispositivo. O teclado consiste de seis teclas (←, →, ↓, ↑, ENT e ESC) em forma de uma matriz de 3 linhas x 3 colunas. O módulo LCD é do tipo caractere, contendo 2 linhas de 16 caracteres cada, e toda funcionalidade requerida do mesmo é provida internamente, bastando enviar os sinais adequados.

4.2.2.3. Driver dos LEDs

O *driver* dos LEDs (Figura 26) é constituído por um conjunto de 10 FETs (*Field Effect Transistor*) canal N, que oferece simplicidade, robustez e alta capacidade de corrente. Cada FET é capaz de drenar até 1 A de corrente e tensão de 5 V, que permiti o acionamento de LEDs de baixas potências (alguns μA) até LEDs de altas potencias (até 1 A). Essas especificações de tensão e corrente são suficientes para acionar quase que a totalidade dos LEDs disponíveis no mercado. Os resistores de 10k Ω colocados em serie com os gatilhos dos FETs (R19 a R28) têm o objetivo de reduzir o tempo de subida e de descida no acionamento dos FETs, que torna o equipamento menos susceptível a emissão de radiação

eletromagnética. O *driver* dos LEDs recebe sinais das portas digitais do microcontrolador e então aciona digitalmente os LEDs (*on/off*). Porém, para fazer o ajuste da intensidade dos LEDs pode-se alterar o resistor em série com o LED e ou por meio da mudança do ciclo de trabalho do pulso de acionamento (Fadda e Faisini 1997). Este *driver* é capaz de acionar até 10 módulos de LEDs (10 canais) independentemente, além de fornecer uma saída adicional (isolada por meio de resistor de 10k Ω - R29 a R38) de cada canal de LED para sincronismo com outros dispositivos. Os sinais de saída estão disponíveis através de dois cabos blindados multicanais: um cabo com os dez canais para acionamento dos LEDs referido ao +V e um segundo cabo também de dez canais para sincronismo referido a terra. Devido a esta diferença de referência haverá um defasamento de 180° entre estes dois sinais.

4.2.2.4. Microcontrolador

As funcionalidades essenciais do estimulador visual são fornecidas pelo microcontrolador (MCU) MSP430F149 (Texas Instruments, Dallas, TX). Além de oferecer ultra baixo consumo de energia (~1,5 mA em modo ativo @ 5 MHz) que viabiliza a alimentação por bateria, este MCU apresenta um conjunto de características importantes para esta aplicação. Em particular algumas destas características são: unidade central de processamento (CPU) com arquitetura RISC (em inglês, *Reduced Instruction Set Computer*) de 16 bits, ferramentas de desenvolvimento completas de fácil uso e de baixo custo um grande conjunto de periféricos de alto desempenho, 2 kbytes de memória RAM para armazenamento de dados e variáveis, 60 kbytes de memória flash para armazenamento do código e dos parâmetros de configuração, e diversos periféricos de alto desempenho, o que possibilita uma grande redução do hardware externo (Texas Instruments 2001). Dentre o conjunto de periféricos oferecidos, foram usados neste dispositivo (veja Figura 27):

- Dos 48 bits de I/O oferecidos foram usados 26. Sendo 10 bits de saída usados para o acionamento do módulo LCD (8 bits para dados (P1.0-P1.7) e 2 bits para controle (P6.6 e P6.7)), 6 bits para o teclado, sendo 3 de saída (L1-P5.3, L2-P5.4 e L3-P5.5) e três de entrada (C1-P5.0, C2-P5.1 e C3-P5.2) e 10 bits de saída para o *driver* dos LEDs (P4.0-P4.7, P2.3 e P2.4);
- 1 contador/temporizador (*Timer A*) para a geração da temporização do relógio que marca os intervalos de tempo do sistema.

Todas as temporizações do dispositivo (tempos de acionamento dos LEDs e outros) são baseadas no cristal de quartzo X2 de 4MHz conectado aos pinos 52 e 53 do

microcontrolador. Desta forma, as temporizações herdadas do cristal sua precisão, que é da ordem de 50 PPM, conferindo ao dispositivo alta exatidão temporal.

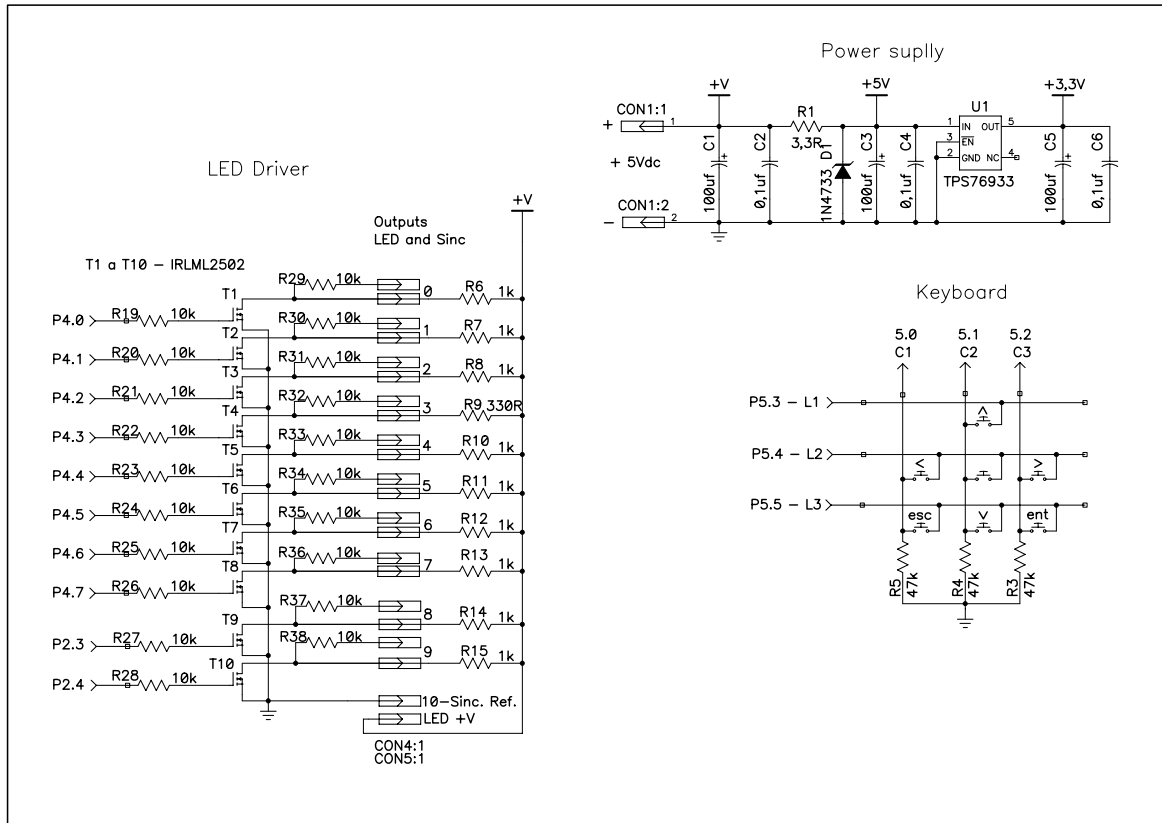


Figura 26 – Circuito da fonte de alimentação, teclado e driver dos LEDs.

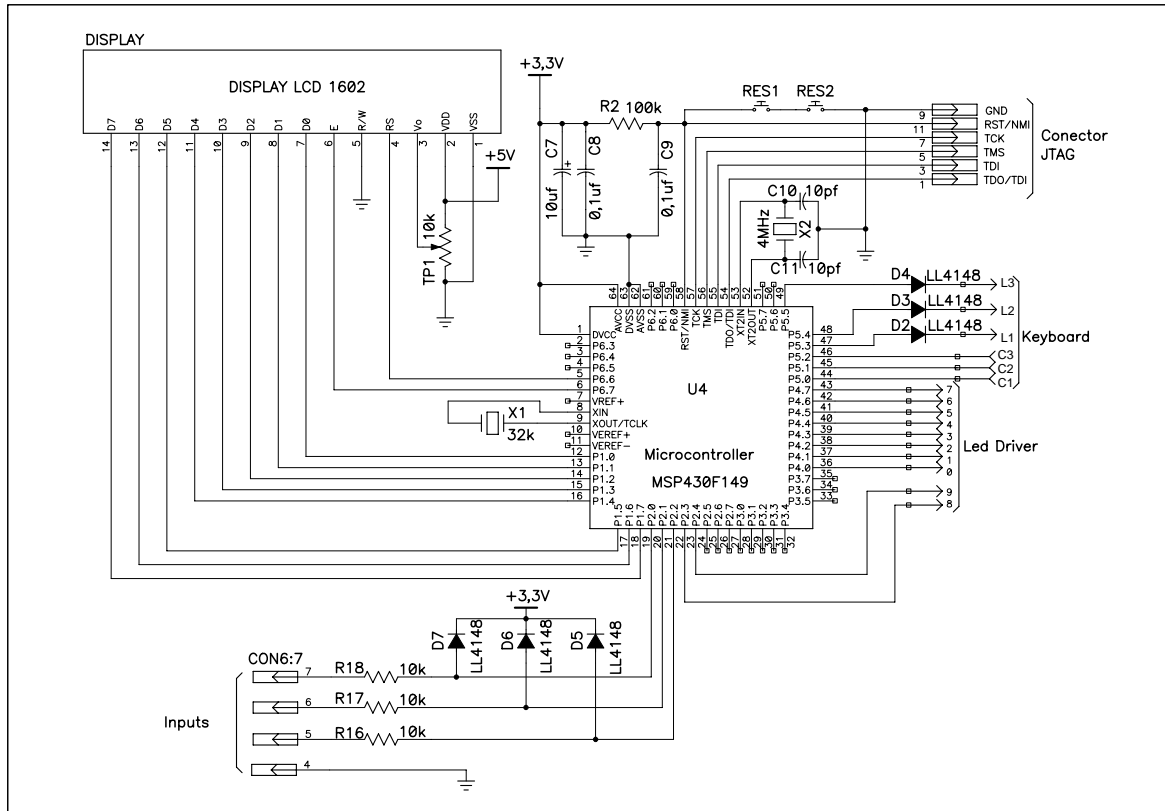


Figura 27 – Circuito do microcontrolador e módulo display.

4.2.2.5. Módulo dos LEDs

O módulo de LEDs deve ser construído com a quantidade e tipo de LED específico para cada aplicação. Sendo de construção simples, ele é constituído por uma pequena placa de circuito impresso que contém o(s) LED(s), um resistor série com o LED para a limitação da corrente máxima e um conector tipo barra de pinos. A Figura 28 mostra alguns exemplos de módulos de LED construídos e testados em nosso laboratório. Em alguns destes módulos existe um segundo conector de três pinos que é usado para alterar o valor do resistor que define a corrente máxima, por meio da inserção de resistores em paralelo (*jumper*) que permiti escolher entre três valores de corrente máxima.

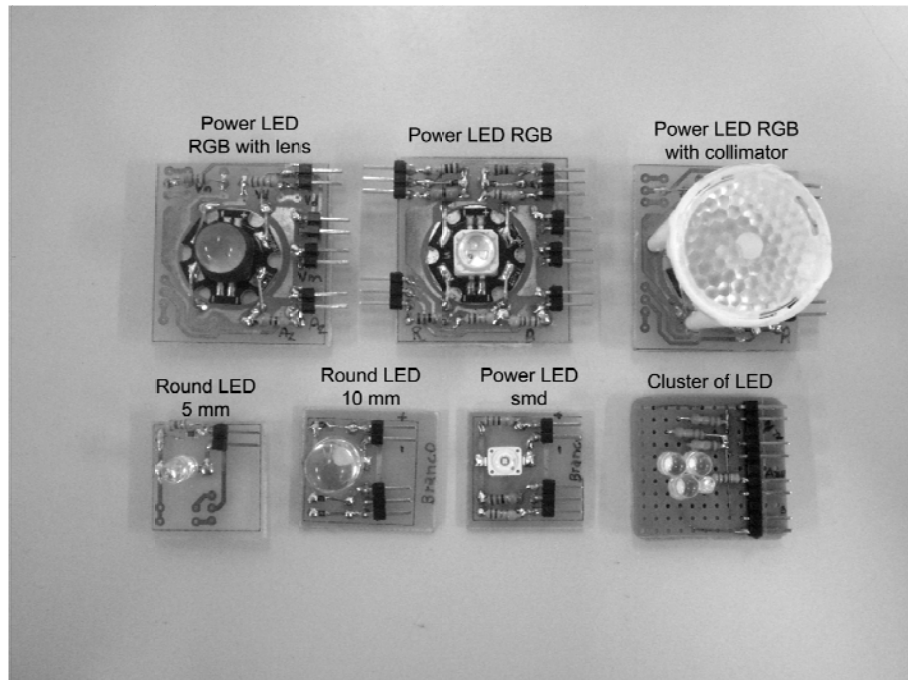


Figura 28 – Exemplos de módulo de LED.

Módulo RGB (Red, Green and Blue) com lente ou com colimador, LED de 5 mm, LED de 10 mm e aglomerado de LEDs.

4.2.3. O software

O software foi escrito em linguagem C++, com a utilização de ferramentas de desenvolvimento da IAR Systems (www.iar.com) para microcontroladores da família MSP430. O objetivo foi construir uma aplicação escalável. Por esta razão, particular ênfase foi dada na reusabilidade e modularidade do código. Foram utilizados conceitos de programação orientada a objeto conhecido como padrões de projeto (Gamma, et al. 1994). Além disso, o software foi desenvolvido segundo uma arquitetura de camadas. Cada camada tem claramente definida suas responsabilidades e pode interagir (prestar ou solicitar serviços) com as camadas vizinhas (Figura 29). Desta forma, as capacidades de hardware e as funcionalidades da aplicação tornam-se mais flexíveis e os componentes de software de alto nível podem facilmente ser modificados sem implicar em mudanças nos níveis inferiores. A seguir se mostram mais detalhes do software proposto, com foco na funcionalidade de cada uma das três camadas separadamente.

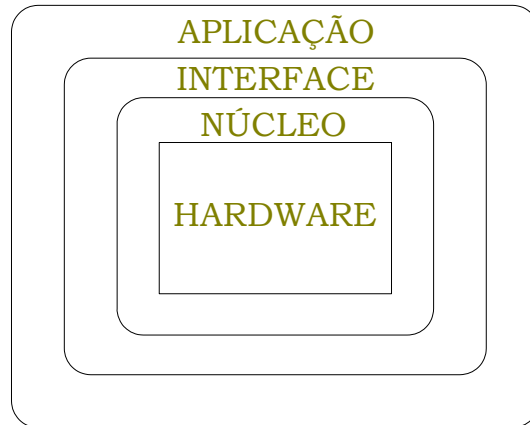


Figura 29 – Estrutura do sistema.

4.2.3.1. A camada núcleo

A camada núcleo foi desenvolvida pelo autor John Kennedy Schettino de Souza como um componente de software de propósito geral para a família de microcontroladores MSP 430. Esta camada fornece o nível de abstração mais baixo para acesso aos recursos do hardware, porém suficientemente genérica para ocultar o código dependente do hardware e abrir caminho para componentes de alto nível de abstração. A Figura 30 mostra o relacionamento entre a camada núcleo e a camada de aplicação. A comunicação entre a aplicação e o núcleo é realizada por meio de troca de mensagens e parâmetros em uma área de memória reservada. O núcleo oferece cinco tipos de serviços genéricos: teclado, display, relógio de tempo real, atraso e tempo limite. O núcleo utiliza um recurso de hardware aqui representado pelo *timer*, que provê interrupções periódicas configuráveis (tick do relógio). A cada interrupção do *timer* são executados todos os serviços do sistema, assim como a aplicação. Sob o ponto de vista de ocupação da CPU, o tempo reservado aos serviços do núcleo não excede a 10% do tick do relógio, e o tempo restante (pelo menos 90%) é dedicado à aplicação. Esta condição é garantida devido à utilização de máquina de estados finitos (em inglês, *Finite State Machine* - FSMs) na implementação dos serviços do núcleo que não retém a CPU na espera de eventos. Para a presente aplicação, o tick do relógio do sistema foi configurado para 1 ms. Contudo, mais altas resoluções podem ser usadas por meio da redução do intervalo de interrupção (tick do relógio).

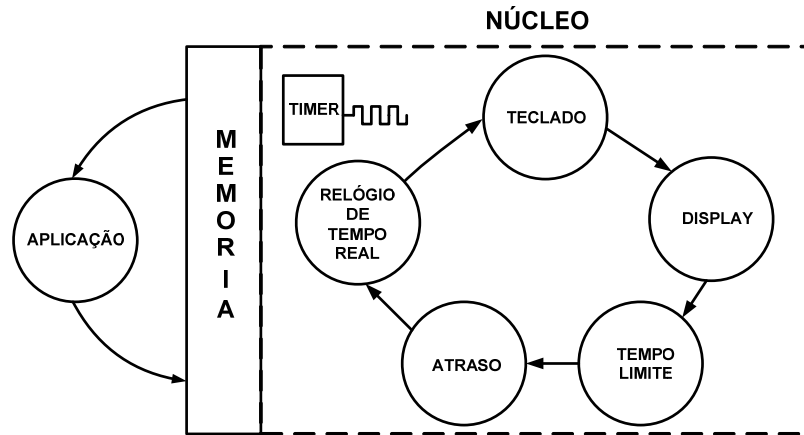


Figura 30 – O núcleo e a aplicação.

4.2.3.2. A camada interface

A camada interface controla uma interface gráfica simples e intuitiva para a operação e configuração do estimulador visual. Esta utiliza uma estrutura hierarquizada de menus de quatro níveis (Figura 31), acessíveis pelas teclas de operação:

- quatro teclas de direção (\leftarrow \rightarrow \downarrow \uparrow) para navegar no menu;
- tecla ENT para confirmar a opção e avançar na hierarquia dos menus;
- tecla ESC para abandonar o nível atual e voltar ao nível anterior.

O primeiro nível de menu na hierarquia, denominado SELECIONA PÁGINA, permite ao usuário selecionar a página atual de trabalho dentre 14 possíveis (página 0 a página 13) para propósitos de configuração ou execução. A página consiste de um ambiente do dispositivo que contém a TABELA DE ESTADOS (veja a seguir) de todos os canais, onde se pode configurar ou rodar o protocolo de estimulação. O segundo nível do menu permite a seleção do modo de operação do dispositivo dentre dois modos: RODAR ou CONFIGURAR. No modo RODAR, a página atual, contendo o protocolo experimental será executado e o display mostrará a mensagem: tecle ESC para sair. No modo CONFIGURAR levará ao terceiro nível do menu denominado SELECIONA CANAL, onde pode-se selecionar o canal para configuração (de 0 a 9). A seleção do canal levará ao quarto nível do menu que é a TABELA DE ESTADOS, onde se insere o protocolo experimental.

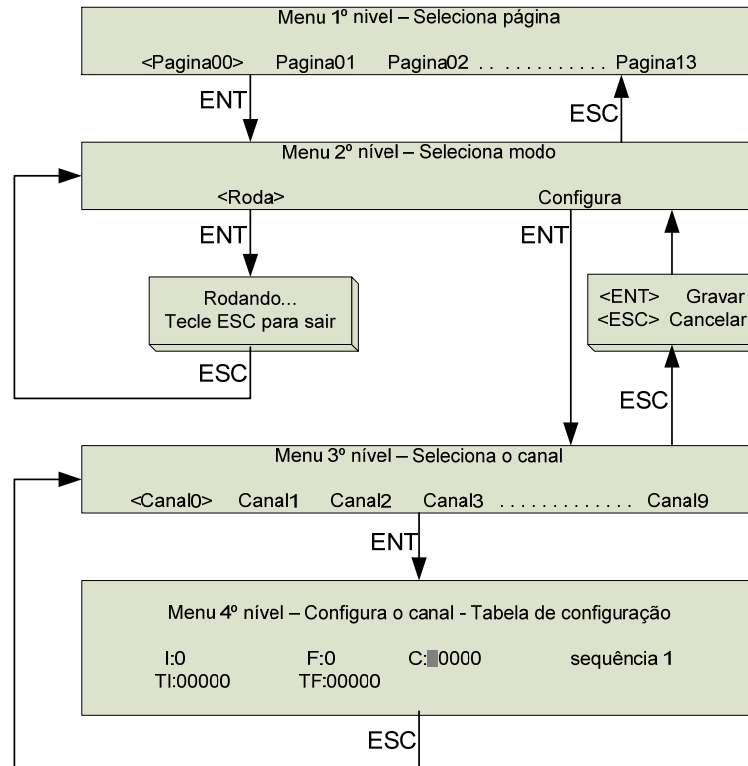


Figura 31 - Estrutura hierarquizada de menu.

O menu de 1º nível permite a seleção da página atual dentre 14 possíveis. O menu de 2º nível permite a seleção do modo de operação (rodar ou configurar). O menu de 3º nível permite a seleção do canal (dentre 10 possíveis) para a configuração da tabela. Finalmente o menu de 4º nível permite a edição da tabela de configuração do canal selecionado.

A TABELA DE ESTADOS contém 13 sequências (Tabela 3), cada uma consiste de: Estado inicial (I) e estado final (F), que podem ser '0' (LED desl) ou '1' (LED lig), tempo do estado inicial (TI) e tempo do estado final (TF), que podem estar entre 0 e 65.525 ms, e contador de repetição da sequência que permite valores entre 0 e 65.525 vezes.

O sistema pode armazenar até 14 TABELAS DE ESTADOS por canal. Assim, considerando os dez canais, um total de 140 TABELAS DE ESTADOS podem ser configuradas e armazenadas. Finalmente, o protocolo de estimulação visual pode ser armazenado numa página que contém a configuração dos canais a serem utilizados. Dessa forma, é possível configurar vários experimentos previamente e então rodá-los no momento oportuno.

No modo execução, as sequências programadas na TABELA DE ESTADOS de cada canal da página atual serão executadas em ordem crescente da primeira até a última sequência ou até encontrar um contador (C) da sequência igual a zero, quando então retorna para a primeira sequência. A execução é interrompida com a tecla ESC. Este

processo é realizado para todos os canais simultaneamente. Se o contador de repetições da primeira sequência de um canal for igual a zero, este canal ficará inativo.

Tabela 3 – TABELA DE ESTADOS do canal .

Sequência	Estado inicial - I '0' ou '1'	Estado final - F '0' ou '1'	Tempo - TI 0 a 65535 ms	Tempo - TF 0 a 65535 ms	Contador - C 0 a 65535
1					
2					
.					
.					
13					

4.2.3.3. A camada de aplicação

A camada de aplicação aparece no mais alto nível da arquitetura de software (Figura 29). Ao acessar o segundo nível do menu no modo RODAR ativa esta camada (Figura 31) que realiza a estimulação visual, ou seja, o acionamento dos LEDs conforme a TABELA DE ESTADOS da página de trabalho atual.

O protótipo do estimulador visual é mostrado na Figura 32 e suas características gerais na Tabela 4.

Tabela 4 – Características gerais do estimulador visual .

Característica	Valor
Número de canais independentes	10
Tensão de saída	5 Vpp
Corrente máxima de saída por canal	1 A
Resolução temporal	1 ms
Frequência máxima de estimulação	500 Hz com ciclo de trabalho de 50%
Estados de saída	'0' (0 volts) – '1' (+5 volts)
Máxima duração do estado de saída	65535 ms
Número de repetições do ciclo de saída (faixa)	1 – 65535
Tempo mínimo de uma sequência	$1\text{ms} \times 2(\text{estados}) \times 1(\text{repetições}) = 2\text{ ms}$
Tempo máximo de uma sequência	$65535\text{ms} \times 2 \times 65535 = 2386\text{ horas}$
Número de sequências por canal	13
Número de páginas	14
Dimensões físicas (A/L/P)	138 x 83 x 40 mm
Peso	525 g
Comprimento dos cabos	2,5 m



Figura 32 - Vista do protótipo do estimulador visual.

Da direita para a esquerda têm-se os seguintes componentes: bateria de 6V, caixa contendo o estimulador, módulo de LED RGB com o respectivo cabo de acionamento, e plug RCA para transmitir os sinais de sincronismo para o sistema de EEG.

4.2.4. Montagem e encapsulamento

Este dispositivo foi desenvolvido com tecnologia de montagem em superfície que permite grande redução das dimensões do hardware (Figura 33A e B). A placa de circuito impresso contendo todo o hardware tem as dimensões aproximadas de 120 x 70 mm. Os dois cabos usados para as saídas (acionamento do LED estimulador e sincronismo) é do tipo blindado com 12 vias 26 AWG, sendo 10 vias usadas para os 10 canais de saída e duas vias interligadas para a referência. A referência do cabo dos LEDs é o +V da fonte de alimentação, e a referência da sincronização é o terra. A malha de blindagem dos dois cabos foi aterrada.

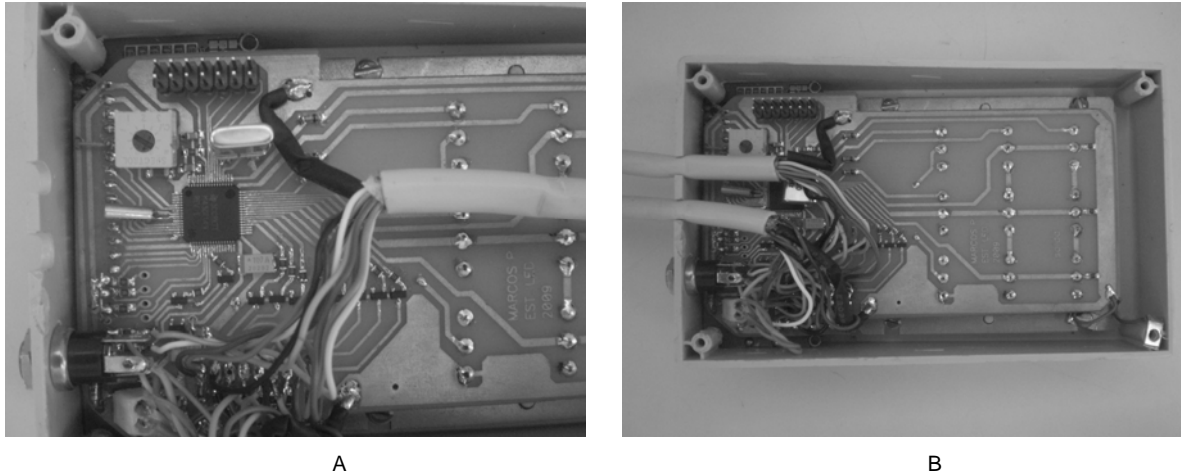


Figura 33 - Vista da placa de circuito impresso contendo o hardware. (A) com detalhes do microcontrolador e (B) visão geral da placa de circuito impresso e dos cabos de saída (sincronismo e acionamento dos LEDs).

A concepção deste sistema, tal como proposto, tem vantagens como:

- Permite a configuração de cada canal de acionamento diretamente no equipamento através da interface com o usuário, sem a necessidade de uso de um computador hospedeiro;
- Toda a configuração do sistema é feita em memória Flash, que confere robustez e confiabilidade. Os dados de configuração não são perdidos com o desligamento do equipamento;
- Uso fácil e intuitivo, não exige do usuário o conhecimento de qualquer linguagem de programação;
- Permite acionar até 10 LEDs simultaneamente (10 canais) com diferentes parâmetros;
- Permite a configuração prévia de até 14 protocolos de estimulação;
- Cada tabela permite programar até 13 sequencias (Tabela 3);
- Permite que o dispositivo seja alimentado por bateria, o que torna sua portabilidade mais fácil;
- Dimensões físicas reduzidas e baixo peso, o que facilita sua portabilidade.

4.2.5. Aquisição dos sinais de EEG para PEVRP

Sinais de EEG foram coletados de cinco voluntários saudáveis com visão normal ou corrigidos para normal, com idades entre 22 e 45 anos ($29,6 \pm 9,4$ anos), sendo dois do sexo masculino. O protocolo experimental foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Minas Gerais sob nº ETIC 467/08. Foram utilizadas as derivações Cz, Pz, P3, P4, T5, T6, O1, O2 e Oz de acordo com o sistema internacional 10-20, com referencia bi-auricular. Os eletrodos são de 10 mm de diâmetro tipo Ag/AgCl fixados com gel condutivo. A

impedância dos eletrodos foi mantida abaixo de 5 k Ω . O eletroencefalógrafo empregado foi o BrainNet BNT-36, com taxa de amostragem de 600 Hz, filtro passa faixa de 0,1 – 100 Hz e filtro *notch* de 60 Hz. O experimento foi realizado dentro de uma cabine com isolamento acústica, que forneceu temperatura estável ($24,8 \pm 1,1^{\circ}\text{C}$) e iluminação controlada. O voluntário foi sentado em uma poltrona confortável com encosto para braços e cabeça. Um painel preto retangular de dimensões 20 x 30 cm foi instalado em frente ao voluntário a uma distância de 50 cm dos olhos e no mesmo nível. No centro deste painel foi colocado um LED verde (520 nm) modelo AAD1-9090BRGC-01/3-S fabricado pela Kingbright, montado com colimador redondo difuso de 25 mm de diâmetro que corresponde a $2,86^{\circ}$ de ângulo visual conectado ao canal 0 do estimulador visual. O canal 3 do estimulador visual foi conectado à entrada *Trig-in* (canal 37) do eletroencefalógrafo para o sincronismo. O estimulador foi alimentado por uma bateria de 6 V, 1,3 Ah, o que dispensou o uso de isolamento elétrica. O nível de iluminância foi mantido a ~ 25 lux por aproximadamente 30 minutos, durante a preparação do EEG, e após ajustada para ~ 3 lux. Cada sujeito foi mantido a esta iluminância por 10 minutos para adaptação e em seguida foi iniciado o protocolo experimental. Todas as medidas de iluminância foram registradas por um luxímetro digital (modelo 615, *B&K Precision*, USA) colocado próximo dos olhos do sujeito.

O experimento consiste de duas partes. A primeira parte teve como objetivo identificar a existência de interferência eletromagnética entre o estimulador visual e o eletroencefalógrafo. A segunda parte do experimento teve por objetivo possibilitar a verificação da capacidade do estimulador em gerar estímulos para PEVRP. O protocolo de estimulação foi armazenado na página 4 do estimulador, cuja configuração é mostrada na Tabela 5. O canal zero do estimulador, conectado ao LED verde, foi configurado para gerar 20 Hz continuamente com ciclo de trabalho de 50%. O canal 3 leva o sinal de sincronismo para o eletroencefalógrafo. Os outros 8 canais ficaram inativos.

Tabela 5 – TABELA DE ESTADOS do experimento.

Canal 0 - página 4					Canal 3 - página 4					
Sequência			TI (ms)	TF (ms)	C			TI (ms)	TF (ms)	C
1			00025	00025	00001			04000	10000	00001
2			00000	00000	00000			00000	00000	00000

Esse experimento teve a duração de 140 segundos e foi realizado na sua primeira parte, ou seja, os primeiros 70 segundos com o LED tampado por uma chapa de EVA preto,

de forma a não permitir a passagem de luz do LED para o voluntário, nem de forma direta e nem de forma refletida. Dando sequência ao experimento, o LED foi destampado pelos 70 segundos finais do experimento. O voluntário foi orientado a focar sua atenção visual no LED. Todo o experimento foi realizado com o LED piscando continuamente na frequência de 20 Hz.

4.2.6. O processamento dos sinais

O processamento dos sinais foi feito de forma off-line, usando software Matlab (MathWorks, version 7.5.0.342 - R2007b). Foi usado um filtro passa faixa com frequências de corte de 4 Hz e 50 Hz. O processo de filtragem, além de restringir o espectro do sinal à faixa de interesse, também tem o objetivo de retirar artefatos. Isto decorre do fato de que a maioria dos artefatos tanto de origem fisiológica (EOG e muscular, devido ao movimento de partes do corpo) quanto de origem elétrica (flutuação dos eletrodos e interferência da rede de energia) são compostos de frequências muito baixas ou muito altas. Desta forma, quando não estamos interessados nos extremos da faixa de frequência, um filtro passa faixa pode atenuar a maioria dos artefatos. Os sinais de EEG foram divididos em 5 épocas ($M=5$) de 10 segundos cada, sincronizados com o estímulo, e contendo um número inteiro de ciclos correspondente à frequência de estimulação para minimizar o espalhamento espectral (Felix 2006, Kelly, et al. 2005, Harris 1978). O espectro de potência foi estimado pela média da transformada de Fourier sem sobreposição de épocas (Semmlow 2004):

$$\hat{P}(f) = \left| \frac{1}{M} \sum_{m=0}^{M-1} Y^{(m)}(f) \right|^2 \quad (6)$$

Onde M é o número de épocas sincronizadas com a estimulação e $Y^{(m)}(f)$ é a transformada discreta de Fourier da m -ésima época.

4.3. Resultados

O protótipo do estimulador visual foi construído com sucesso, de acordo com as especificações anteriormente mencionadas, com a utilização de componentes de baixo custo.

O desempenho do estimulador visual foi avaliado sob diferentes configurações e condições de operação. O primeiro objetivo desse estudo foi avaliar a estabilidade e a

precisão dos pulsos gerados, as formas de onda fornecidas pelos canais 0 e 3 do estimulador visual, são mostradas na Figura 34A e B, as quais foram capturadas com um osciloscópio digital marca *Agilent Technologies*, modelo DSO 3202A de 200 MHz, 1 Gsa/s, que apresenta precisão de ± 100 PPM na escala horizontal e de $\pm 3\%$ na escala vertical. Pode-se verificar que as temporizações dos sinais gerados nos canais 0 (Freq=20 Hz e período=50 ms) e 3 ($\Delta 1=4$ s e $\Delta 2=10$ s) coincidem com as respectivas configurações na tabela de estados (Tabela 5). Também é possível verificar o sincronismo entre os dois canais (Figura 34B), onde o acendimento do LED (descida do sinal do canal 0) coincide com a mudança de nível do sinal de sincronismo (canal 3).

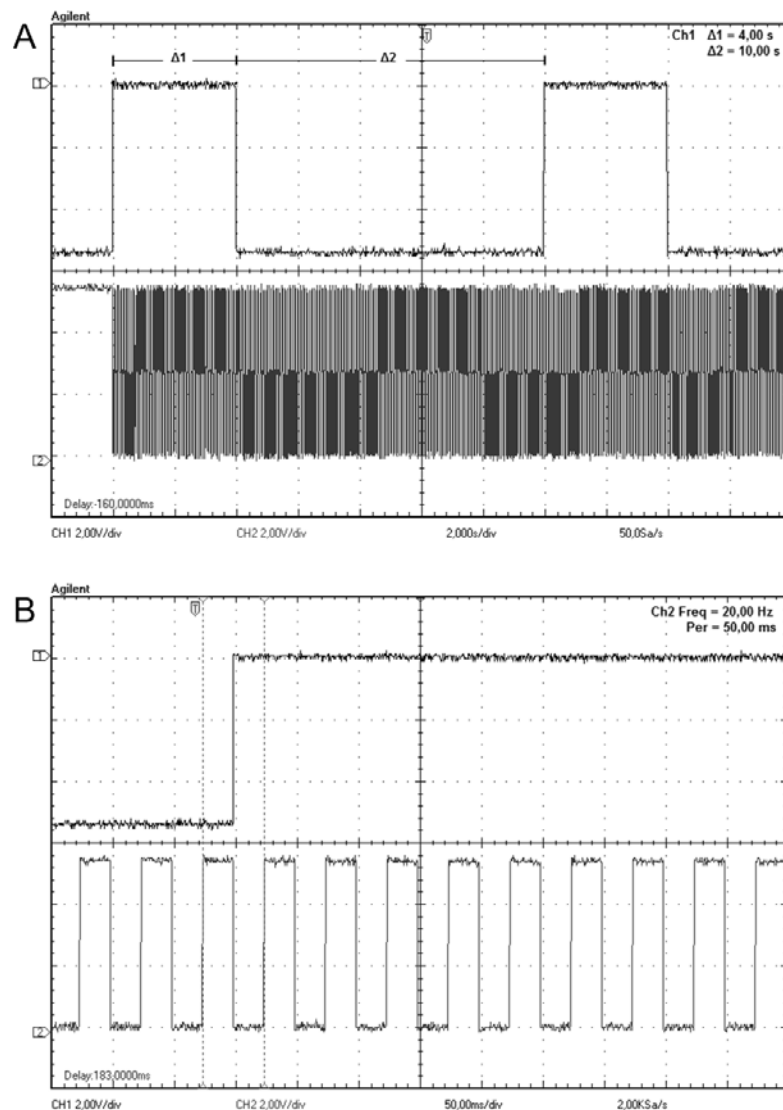


Figura 34 - Formas de onda nas saídas do estimulador visual.

O canal 0 (forma de onda inferior) aciona o LED estimulador visual, e o canal 3 (forma de onda superior) é o sinal de sincronismo para o EEG. (A) mostra detalhes do sinal de sincronismo, onde se podem ver as medidas do dos tempos $\Delta 1= 4$ s e $\Delta 2=10$ s. (B) Mostra detalhes do sinal de acionamento do LED onde podem-se ver as medidas de frequência = 20,00 Hz e período = 50,00 ms. Nota-se também o sincronismo entre as duas formas de onda.

O segundo objetivo do estudo foi demonstrar que o estimulador pode eliciar respostas no EEG estáveis e livre de contaminação. Primeiramente, demonstra-se que o estimulador não interfere nos sinais de EEG (Figura 35 e Figura 36). O espectro de potência do voluntário #1 (Figura 35), referente a época do sinal de EEG com LED tampado (EEG espontâneo), não mostra componentes significativas na frequência de estimulação de 20 Hz e harmônico de 40 Hz em nenhuma das derivações, Cz, P3, P4, Pz, T5, T6, O1, O2 e Oz. Os outros voluntários apresentaram resultados similares, como pode ser vista na *grand average* dos cinco voluntários (Figura 36).

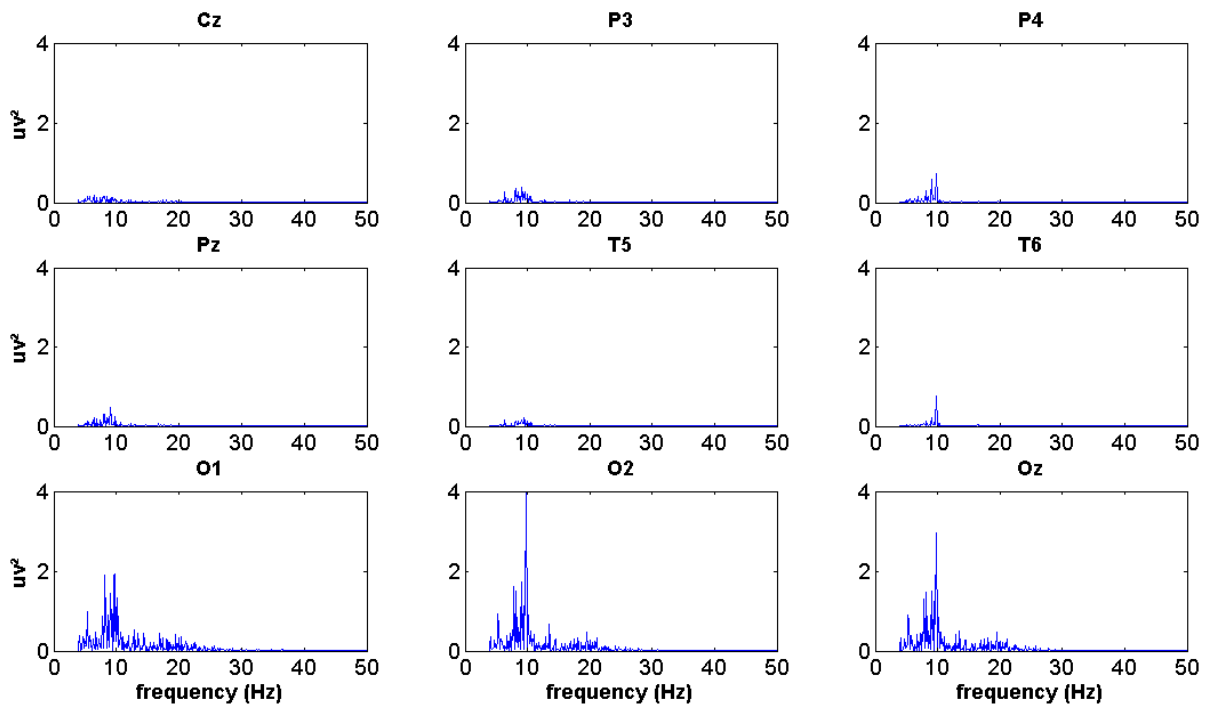


Figura 35 – Espectro de potência com cinco épocas de 10 s do voluntário #1 com LED tampado.

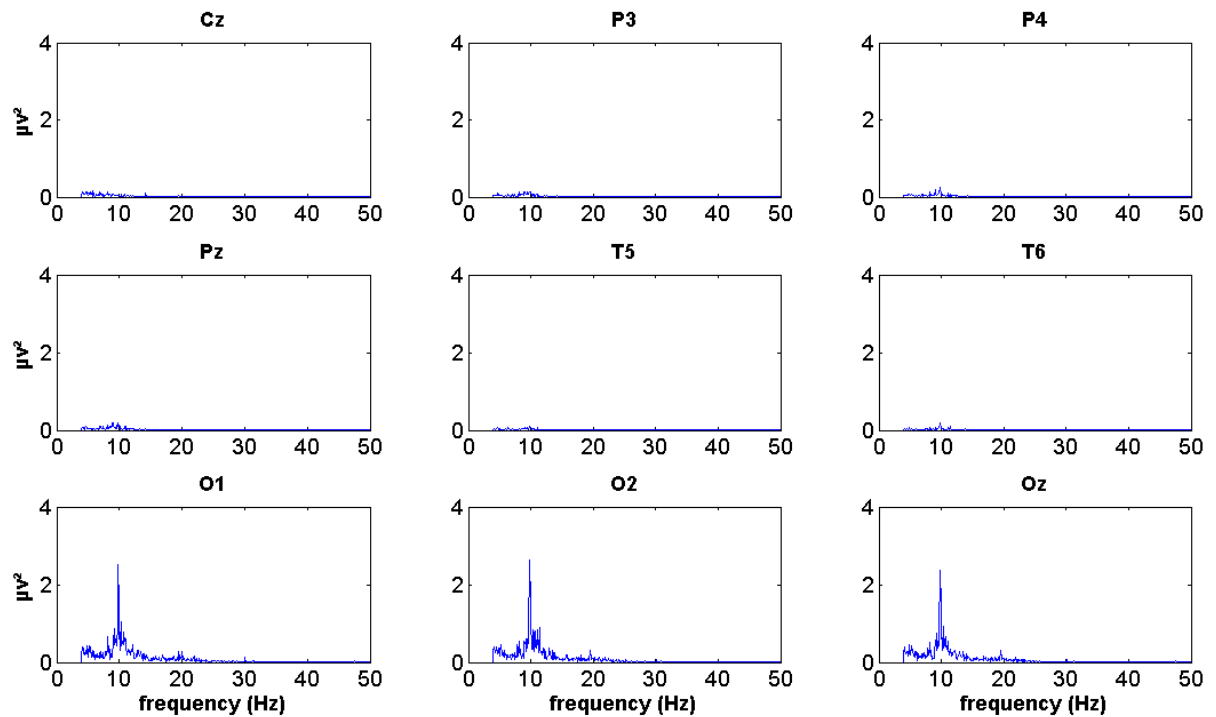


Figura 36 - A *grand average* do espectro de potência de cinco voluntários com o LED tampado.

A Figura 37 mostra o espectro de potência do mesmo voluntário mostrado anteriormente, porém do trecho do experimento onde o LED está destampado, e o voluntário recebe a estimulação visual de 20 Hz. Pode-se ver claramente o aparecimento das componentes de 20 e 40 Hz nas derivações occipitais O1, O2 e Oz como esperado. Estas componentes correspondem ao primeiro e o segundo harmônico da frequência de estimulação, o que confirma uma forte resposta evocada pela estimulação visual. Os outros voluntários também apresentaram fortes respostas evocadas nas derivações occipitais, como pode ser visto na Figura 38.

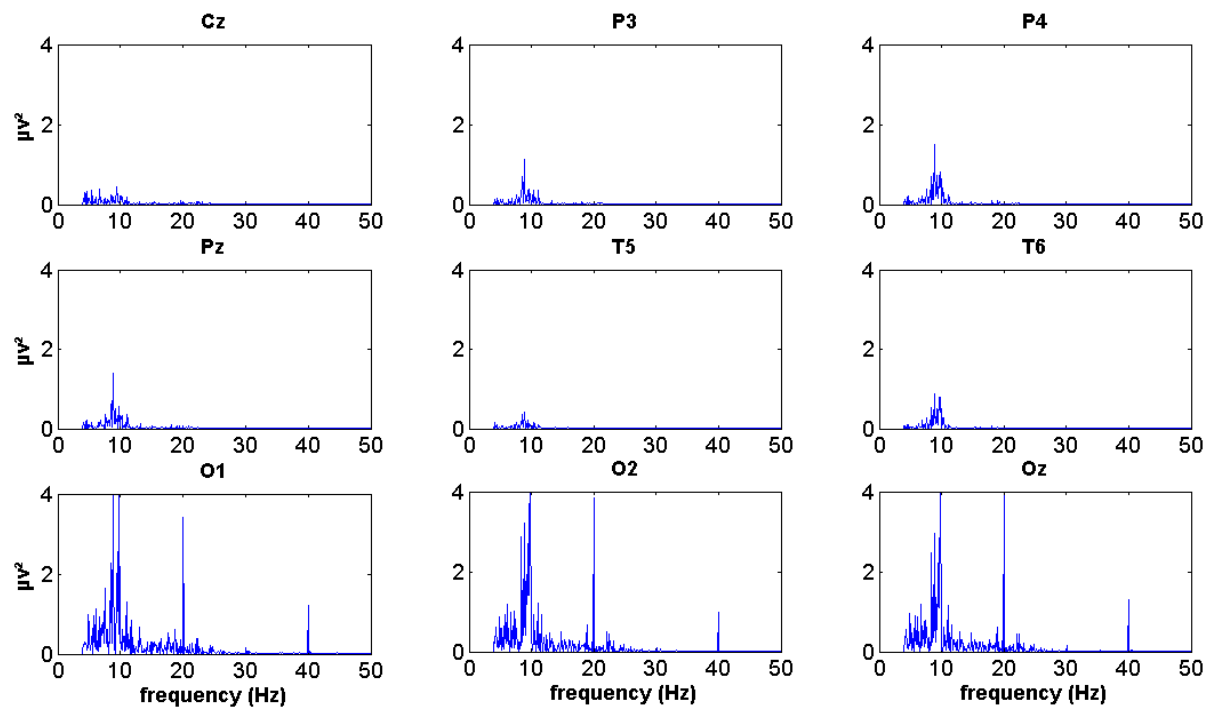


Figura 37 – Espectro de potência com cinco épocas do voluntário #1 com LED destampado.

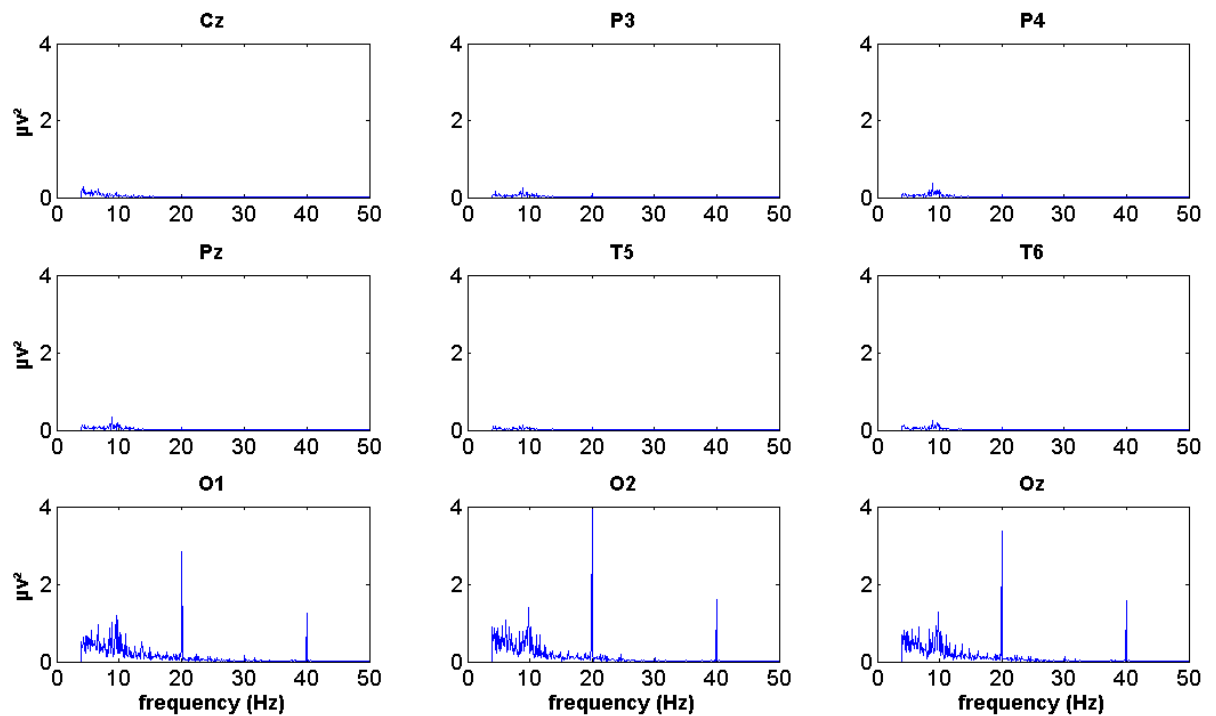


Figura 38 - *Grand average* do espectro de potência de cinco voluntários com LED destampado.

4.4. Discussão

No exemplo da aplicação do estimulador visual para eliciar PEVRP, primeiramente foi coletado o EEG com o estimulador ligado, porém com o LED tampado, i.e., não havendo estimulação para o voluntário. Assim, espera-se encontrar respostas nas bandas de frequências características de EEG espontâneo: banda delta (< 4 Hz), teta (entre 4 e 8 Hz), alfa (entre 8 e 13 Hz) e beta (>13 Hz). Por utilizarmos um filtro passa altas com frequência de corte de 4 Hz, a banda delta foi atenuada. As outras bandas (teta, alfa e beta) podem ser observadas (Figura 35 e Figura 36), tendo a banda alfa maior energia, o que é característica do estado de relaxamento. Ressalta-se aqui a não observância das frequências de estimulação (20Hz) ou seu harmônico de 40 Hz. Este resultado nos leva a concluir que o estimulador visual não produz interferência de natureza elétrica (radiada, conduzida ou cruzada) que possa corromper os sinais de EEG e obter falsas componentes na frequência de estimulação e seus harmônicos, o que confere confiabilidade ao uso do estimulador visual em conjunto com o eletroencefalógrafo.

O PEVRP obtido durante a estimulação visual do voluntário concordam com os relatos da literatura, que mostram respostas evocadas por estimulação visual intermitente nas regiões occipitais do escalpo, na faixa de 5 Hz a 30 Hz (Pastor, et al. 2003, Herrmann 2001).

A utilização de um microcontrolador (MCU) na concepção do estimulador trouxe menor susceptibilidade a ruídos, uma vez que o hardware encontra-se integrado em um único chip evitando emissão e recepção de interferência eletromagnética. Este fator é de fundamental importância, principalmente em dispositivos aplicados à área biomédica. A utilização do estimulador em conjunto com a coleta de EEG é um exemplo típico, pois os sinais de EEG apresentam amplitudes da ordem de micro volts e por isto podem facilmente ser sobrepostos por interferência eletromagnética. Além disso, a utilização da MCU torna possível incorporar uma interface que permite a reconfiguração do sistema sem que haja a necessidade de reprogramação do dispositivo, ou seja, o mesmo pode ser reconfigurado sem ser conectado à sua plataforma de desenvolvimento. Outra característica importante é a possibilidade de expansão de funções, já que as MCUs não são produzidas como um produto único. Normalmente eles pertencem a uma família de MCUs que contém uma ampla faixa de periféricos e capacidades de armazenamento totalmente compatíveis em hardware e software. No caso específico do estimulador, caso fosse necessário um maior

número de sequências em um canal, bastaria substituir a MCU (MSP430F149) por outro pino a pino compatível com maior capacidade de memória (por exemplo, MSP430F241X). Se a necessidade fosse a expansão do número de canais de saída para acionar um número maior de LEDs do que os 10 possíveis nesta implementação, bastaria inserir no circuito os *drivers* necessários. Se a necessidade for acionar LEDs de potências maiores que as especificadas pelo *driver* atual, basta substituir o FET no caso de necessitar de correntes mais elevadas ou redimensionar o resistor R1 da fonte de alimentação, que possibilita o aumento da tensão de entrada para acionar módulos de LEDs que exijam maiores tensões. Também é possível inserir novas funções ou alterar as funções atuais do estimulador visual, bastando para isto alterar o software apenas na camada aplicação. O uso de MCUs permite uma significativa redução no custo do projeto. Pelo fato deles incorporarem em um único chip várias funções, como unidade central de processamento, memória de dados, memória de programa e vários periféricos, o número de componentes necessários torna-se muito baixo, o que leva a um projeto simples e barato. Devido à massificação no uso de MCUs, os fabricantes destes dispositivos têm feito investimentos maciços na produção, que garante baixo custo e o fornecimento dos mesmos por muitos anos, conferindo longevidade ao projeto.

A maioria dos estimuladores visuais descritos na literatura são soluções caseiras construídas a base de geradores de funções que apresentam várias limitações, como um único ou poucos canais de acionamento, acionamento com frequência contínua do LED, o que limita a complexidade do protocolo e a necessidade de inserção de hardware adicional.

Um aspecto inovador do projeto descrito é principalmente sua portabilidade e autossuficiência, enquanto esconde sua complexidade naturalmente associada com os recursos de hardware. Também alguns incrementos de funcionalidades podem ser incorporados futuramente ao estimulador com poucas modificações no projeto. Por exemplo, o acionamento das sequências da tabela de estados serem realizado de forma aleatória ao invés de sequencial como é atualmente. Esta modificação traria mais qualidade na estimulação, pois evitaria a habituação do voluntário.

4.5. Conclusão

O estimulador visual é capaz de gerar sinais com frequências precisas e estáveis e com excelente sincronismo entre os canais. Com base nos resultados obtidos na primeira parte do experimento, concluiu-se que o estimulador visual não produz interferências de origem elétrica conduzida, irradiada ou cruzada, o que credencia o uso deste equipamento para a geração de estímulos em aplicações de PEVRP em conjunto com o eletroencefalógrafo. Já os resultados obtidos na segunda parte do experimento levam a concluir que o estimulador visual tem a capacidade de gerar estímulos para PEVRP em toda a faixa de frequência onde há respostas a estímulos visuais no córtex cerebral, já que os LEDs respondem a uma ampla faixa de frequências. Além disso, o estimulador é capaz de gerar estímulos para PEV em regime transitório e também eletrorretinografia e eletrooculografia, bastando para isto usar LEDs adequados e posicioná-los conforme a necessidade.

5. APRIMORAMENTO DOS PARÂMETROS DE ESTIMULAÇÃO POR DIODO EMISSOR DE LUZ PARA ELICIAR POTENCIAL EVOCADO VISUAL DE REGIME PERMANENTE

Este capítulo apresenta uma avaliação dos parâmetros da estimulação visual (frequência, intensidade, cor e dimensão) sob o ponto de vista do PEVRP. Foram realizados quatro experimentos, um para cada parâmetro de estimulação em cada um dos 14 voluntários. São então apresentados resultados para o aprimoramento dos parâmetros da estimulação para PEVRP com estímulos tipo flash de luz difusa.

5.1. Introdução

Estudos de eletrofisiologia têm mostrado que neurônios do córtex visual sincronizam seus disparos com a frequência da estimulação visual, produzindo desta forma, respostas com a mesma frequência da estimulação e também alguns componentes harmônicos de baixa ordem (Regan 1989), e às vezes sub-harmônicos (Herrmann 2001). A resposta do sistema nervoso central a um estímulo visual pode ser identificada por meio de várias técnicas, porém, em aplicações de interface cérebro máquina (ICM) a mais usada é o EEG, como mencionado anteriormente.

Os desafios para o uso do PEVRP em aplicações como ICM é fazer a sua detecção com altas taxas de acerto e em tempo hábil em meio à atividade de EEG espontâneo, que é muito mais intensa. Enquanto o PEV têm amplitudes da ordem de alguns microvolts, o EEG espontâneo pode atingir dezenas de microvolts. Duas grandes áreas de pesquisa têm dedicado esforços para resolver esses desafios:

(1) Processamento de sinais no domínio do tempo e da frequência para detectar o PEV, por exemplo, filtro de subespaço casado (Davila e Srebro 2000, Davila, Srebro e Ghaleb 1998), uso de vários harmônicos do PEVRP (Muller-Putz e Pfurtscheller 2008, Wang, et al. 2008, Muller-Putz, Scherer, et al. 2005), sinal médio de fase retificada (Bauer, et al. 2006), detecção multi canal (Friman, Volosyak e Graser 2007), análise de componentes independentes (Wang, Zhang, et al. 2004, Hong, et al. 2001), decomposição de modo empírico e cruzamento zero refinado-generalizado (Wu, et al. 2011) e coerência (Miranda de Sá 2006).

(2) Otimização de técnicas de estimulação com o objetivo aumentar a relação sinal ruído do PEV (Bakardjian, Tanaka e Cichocki 2010). Por exemplo, Wu, et al. (2008)

investigaram as diferenças de espectro da luz emitida por três tipos de estimuladores visuais (monitor de vídeo tipo TRC, monitor de vídeo tipo LCD e diodo emissor de Luz-LED) e a sua influência no PEVRP. Encontraram que o estimulador baseado em LED apresentava o espectro mais simplificado (principalmente a frequência de estimulação e alguns harmônicos) e também foi o que produziu a maior RSR do PEVRP. Herrmann (2001) realizou experimentos para demonstrar as respostas no EEG a estímulos de flash de luz difusa com LED branco na faixa de frequência de 1 a 100 Hz. Os resultados mostraram uma forte resposta na faixa de 5 a 30 Hz. Também fez um levantamento topográfico do PEVRP que mostram sinais mais intensos na região occipital e parietal e menos intensos nas outras regiões. Resultados similares foram encontrados por Bakardjian et al (2010) e Pastor et al (2003) com a utilização de monitor TRC e lâmpada estroboscópica, respectivamente.

Sabe-se que a magnitude do PEVRP é fortemente influenciada pelos parâmetros de estimulação (Bakardjian, Tanaka e Cichocki 2010, Ding, Sperling e Srinivasan 2005, Regan 1989). A literatura apresenta indícios claros sobre a melhor faixa de frequência de estimulação (5 – 30 Hz) para ICM (Bakardjian, Tanaka e Cichocki 2010, Pastor, et al. 2003, Herrmann 2001). Já em relação à cor da estimulação, alguns trabalhos investigaram o PEV eliciados por estímulos com alternância de duas cores (Allison, et al. 2008, Nishifuji, Ohkado e Tanaka 2006, Ding, Sperling e Srinivasan 2005, Bayliss 2001, Regan 1989). Outros trabalhos utilizaram estímulos com uma única cor (vermelho, verde ou branco) para gerar PEVRP (Zhu, et al. 2010). Zhang, et al (2010) utilizaram estímulo azul (10Hz) e vermelho (12Hz) para gerar PEVRP em uma ICM. Apesar de diversos estudos mostrarem que a RSR do PEV concordam com as curvas psicofísicas de sensibilidade espectral do olho humano (Regan 1989), ainda não há uma comparação direta entre a resposta a estímulo colorido monocromático e de banda larga (branco) produzida por LED. Desta forma, ainda não são conclusivos os estudos sobre a faixa do espectro da luz que produz uma maior RSR do PEVRP para aplicações em ICM. Adicionalmente, outros parâmetros da estimulação como a intensidade e a dimensão (tamanho) do estímulo ainda não estão claramente estabelecidos na literatura.

Assim, o objetivo deste trabalho foi investigar o PEVRP eliciado por estimulação tipo flash de luz difusa (não padronizada) produzida por LED considerando os parâmetros frequência, intensidade, cor e dimensão da fonte de luz. Foram determinados os parâmetros que produzem uma maior RSR do PEVRP, o que conseqüentemente tornará sua detecção mais rápida e com maior probabilidade, principalmente para aplicações de ICM. Neste

estudo foram realizados quatro experimentos, um para cada parâmetro de estimulação, em 14 voluntários saudáveis. Em cada experimento adotou-se um parâmetro de estimulação variável, mantendo os outros três fixos.

5.2. Materiais e métodos

5.2.1. Aquisição dos sinais

Os sinais de EEG foram adquiridos de 14 voluntários saudáveis com visão normal ou corrigidos para normal com idade entre 19 e 48 anos ($28,4 \pm 7,9$ anos), sendo oito do sexo masculino. O protocolo experimental foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Minas Gerais sob o nº ETIC 467/08 e os voluntários assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido.

Foram registradas as derivações monopolares Cz, P3, P4, Pz, T5, T6, O1, O2 e Oz, de acordo com o Sistema Internacional 10-20, com referência biauricular e eletrodo de terra na posição Fpz. Os eletrodos são de 10 mm de diâmetro tipo Ag/AgCl fixados com gel condutivo cuja impedância foi mantida abaixo de 5 k Ω . Foi utilizado o eletroencefalógrafo BrainNet BNT-36 (Lynx Tecnologia Eletrônica LTDA, SP, Brasil), com taxa de amostragem de 600 Hz, filtro passa faixa de 0,1-100 Hz e filtro *notch* de 60 Hz. Os experimentos foram realizados dentro de uma cabine com isolação acústica e nível de iluminação controlada. A temperatura foi de $25,1 \pm 1,2^\circ\text{C}$. O voluntário foi sentado em uma confortável poltrona com encosto para braços e cabeça. O nível de iluminação foi mantido a aproximadamente 25 lux por 30 minutos para a preparação da gravação do EEG. Em seguida o sujeito foi mantido ao nível de iluminação de fundo de 3 lux por 10 minutos para adaptação da visão, e neste nível os experimentos foram realizados. As medidas de iluminância foram realizadas com um luxímetro digital (Modelo 615, B&K Precision, USA) colocado próximo dos olhos dos participantes.

Para a estimulação visual foi usado um painel preto retangular com dimensões aproximadas de 20 x 30 graus de ângulo visual instalado em frente aos olhos do voluntário a uma distância de 50 cm. No centro deste painel foi fixado um LED tricolor (modelo AAD1-9090BRGC-01/3-S, Kingbright, USA) formado por três LEDs independentes no mesmo invólucro. Uma lente circular de 25 mm de diâmetro tipo elíptica modelo FSG-HEB1-SSP3-z (FRAEN, Italy, www.fraensrl.com) foi colocada sobre o LED. As características espectrais - comprimento de onda do pico de emissão (λ) e largura de banda a 50% do pico de emissão

($\Delta\lambda_{50\%}$) - do LED tricolor são: $\lambda_{blue}=452$ nm com $\Delta\lambda_{50\%}=20$ nm; $\lambda_{green}=520$ nm com $\Delta\lambda_{50\%}=35$ nm; $\lambda_{red}=640$ nm com $\Delta\lambda_{50\%}=30$ nm (www.Kingbrightht.com). Os LEDs foram acionados pelo estimulador visual digital apresentado no capítulo 4 (da Silva Pinto, et al. 2011).

5.2.2. Protocolo experimental

Foram realizadas quatro sessões com cada um dos 14 voluntários, com intervalo de cinco minutos para descanso. As sessões correspondem aos experimentos com mudança dos parâmetros de frequência, intensidade, cor e dimensão.

Foram utilizadas épocas de dez segundos com estimulação visual, seguido de quatro segundos sem estimulação para retorno ao regime cerebral basal (Figura 39). O estímulo foi apresentado sequencialmente com mudança pseudoaleatória do parâmetro investigado, sendo que os outros três parâmetros foram mantidos constantes. Em todos os experimentos, exceto o de intensidade, as estimulações foram de mesma iluminância, estabelecida por meio do luxímetro digital. Desta forma, diferenças nas respostas podem ser atribuídas a características intrínsecas do processamento visual.

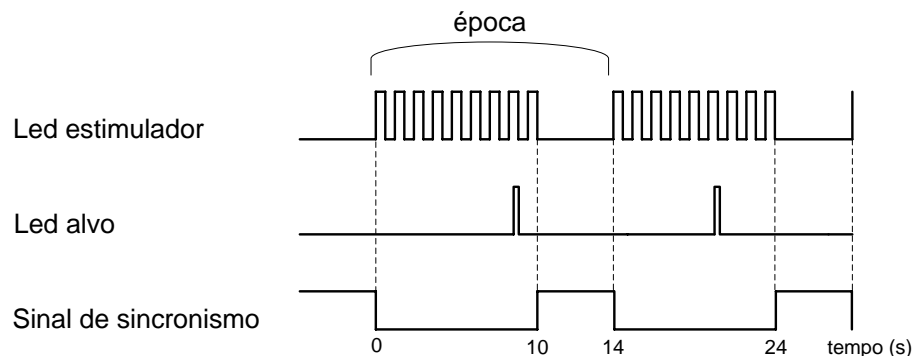


Figura 39 - Época contendo os sinais de acionamento dos LEDs (estimulação e alvo) e de sincronismo.

Observa-se na Figura 39 a existência do LED alvo. Este LED e um botão colocado na mão direita do voluntário destinam-se a prover uma tarefa cujo objetivo é de manter sua atenção focada no experimento. O LED alvo é um dos três LEDs tricolores sempre em cor diferente da estimulação. Este fará uma única, rápida (40ms) e tênue piscada em um instante aleatório de cada época durante a estimulação.

O voluntário foi orientado a focar sua atenção no LED estimulador e pressionar o botão toda vez que perceber o início do estímulo e também ao perceber o LED alvo. A Tabela 6 resume os parâmetros da estimulação utilizados em cada um dos quatro experimentos. Foram registrados no eletroencefalógrafo além dos sinais de EEG

provenientes das nove derivações monopolares, o sinal do botão e o sinal de sincronismo proveniente do estimulador visual.

Tabela 6 - Os quatro experimentos e seus parâmetros de estimulação. O x indica parâmetro variável.

Experimento/Parâmetro	Frequência	Intensidade	Cor estimulador/atenção	Dimensão
Frequência	x	38 cd/m ²	Verde/vermelho	2,86°
Intensidade	13 Hz	x	Verde/vermelho	2,86°
Cor	13 Hz	38 cd/m ²	x	2,86°
Dimensão	13 Hz	38 cd/m ²	Verde/vermelho	x

5.2.2.1. O experimento de frequências

Neste experimento foram usadas as seguintes frequências de estimulação: 5, 7, 8, 9, 13, 15, 17, 20, 25, 27, 37 e 40 Hz. Este consiste de 12 épocas consecutivas, cada época com uma das 12 frequências de estimulação (aleatoriamente apresentadas), repetida cinco vezes.

5.2.2.2. O experimento de intensidades

As intensidades de estimulação usadas foram 7,5; 15; 30 e 45 candelas por metro quadrado (cd/m²). A sequência de épocas com as quatro intensidades foram apresentadas em ordem aleatória e repetida dez vezes.

5.2.2.3. O experimento de cor

No experimento de cor o estímulo foi apresentado em uma série de quatro épocas com as cores azul, verde, vermelho e branco. A cor do LED de atenção foi verde, vermelho, azul e vermelho, respectivamente. Esta série de quatro épocas foi repetida dez vezes.

5.2.2.4. O experimento de dimensão

Neste experimento, diferentemente dos outros, cada dimensão foi apresentada em cinco épocas consecutivas. As dimensões investigadas foram 0°; 0,72°; 1,43° e 2,86° (graus de ângulo visual), apresentadas em ordem aleatória. Cada uma das dimensões foi obtida pela inserção de uma máscara sobre a lente. A máscara foi confeccionada de material opaco (EVA preto), de forma a cobrir toda a área da lente, mas com um furo redondo central com diâmetro igual à dimensão desejada, de forma a permitir a passagem da luz somente por este orifício.

5.2.3. O processamento dos sinais de EEG

Os sinais de EEG foram processados *off-line*, usando o software Matlab (MathWorks). Para identificar a presença do PEVRP utilizou-se a técnica de detecção objetiva denominada teste espectral F (SFT). Esta técnica avalia o quanto a potência da resposta visual é maior do que a potência do ruído. A SFT pode ser definida para uma frequência f como (Zurek 1992):

$$SFT(f) = \frac{|Y(f_{bin})|^2}{\frac{1}{M} \sum_{\substack{j=bin-M/2 \\ j \neq bin}}^{bin+M/2} |Y(f_j)|^2} \quad (7)$$

Onde $Y(f_{bin})$ é o módulo da Transformada Discreta de Fourier (DFT) do sinal de EEG onde se espera encontrar resposta (frequência do estímulo), e $Y(f_j)$ é o módulo da DFT da j -ésima componente espectral adjacente à f_{bin} e M é o número de componentes espectrais vizinhas utilizadas para estimar a potência do ruído. Em (7) assume-se M par para evitar número diferente de frequências vizinhas a cada lado de f_{bin} .

Na hipótese nula (H_0) de ausência de resposta pode-se considerar a estimativa da potência do sinal ($|Y(f_{bin})|^2$) e a estimativa da potência do ruído ($\frac{1}{M} \sum_{j=bin-M/2}^{bin+M/2} |Y(f_j)|^2$) variáveis aleatórias que seguem uma distribuição chi-quadrado (Zurek 1992). Desta forma, a $SFT(f)$ terá uma distribuição F com 2 e $2M$ graus de liberdade (Kay 1988):

$$SFT(f)|_{H_0} \sim F(2, 2M) \quad (8)$$

O valor crítico da $SFT(f)$ para H_0 com uma taxa de falsos positivos $fp = \alpha$ é dado por:

$$SFT_{crit} = F_{2, 2M, \alpha} \quad (9)$$

Para valores da $SFT(f)$ maior que o SFT_{crit} considera-se a existência de resposta, que pode ser um verdadeiro positivo (vp) ou um falso positivo (fp). Se a detecção foi realizada durante o tempo em que houve estimulação visual na mesma frequência da $SFT(f)$, considera-se um vp. Mas se a detecção ocorreu durante o tempo em que não houve estimulação ou houve estimulação em uma frequência diferente da $SFT(f)$ considera-se um fp. Já o tempo de detecção (td) foi medido considerando o intervalo decorrido entre o início da estimulação e o primeiro verdadeiro positivo.

Neste estudo adotou-se o método da monitoração temporal do sinal de EEG por meio do detector SFT, sendo determinada a taxa dos vp e dos fp. O tamanho da janela de tempo utilizada na monitoração tem impacto direto no desempenho do detector. Janelas de

tempo muito longas aumentam a resolução espectral, o que facilita a discriminação de múltiplas frequências, além de aumentar a RSR. Contudo, janelas muito longas levam a um aumento do tempo de detecção (Wilson e Palaniappan 2011). Considerando o custo-benefício entre a RSR e o tempo de detecção, investigou-se e determinou-se (Figura 40) uma janela de 2 segundos (resolução espectral de 0,5 Hz que contém um número inteiro de ciclos) para o cálculo da SFT(f) (7), a qual percorre todo o sinal de EEG em passos de 100 ms. Foram descartadas as componentes de frequência inferiores a 2 Hz por ser a faixa na qual artefatos de movimento concentram sua maior energia (Fisch 2004). Também não foram utilizadas frequências superiores a 50 Hz. Todas as nove derivações de EEG foram avaliadas, porém na análise dos resultados somente foram consideradas as derivação occipitais por apresentarem maior energia do PEVRP, e dentre elas foi mostrada apenas a que apresentou, na média, em cada experimento, a maior relação sinal ruído.

Baseado na taxa de detecção (v_p) e na taxa de f_p dos sinais EEG de todos os voluntários levantou-se a curva ROC (em inglês, *Receiver Operating Characteristic*) para determinar o número de *bins* a ser utilizados para a estimativa da potência do ruído (M) de melhor desempenho na detecção do PEVRP.

As diferenças significativas na taxa de v_p e t_d nos diferentes parâmetros da estimulação foram inferidas com um teste de multi comparação (em inglês, *multiple comparison procedure*) para um nível de significância de 5% com correção de Tukey. Pelo fato de v_p ser uma taxa (proporção), realizou-se uma transformação dos dados com a seguinte equação: $y = \arcsin \sqrt{x}$, antes de se aplicar o teste estatístico. Quando os dados se mostraram com distribuição normal (*Lilliefors test*) o teste ANOVA para dados pareados foi aplicado, caso contrário foi usado o teste de Kruskal-Wallis. O teste de multi comparação foi aplicado somente após o teste estatístico (ANOVA ou Kruskal-Wallis) mostrar que há diferenças significativas entre os grupos de dados.

5.3. Resultados

Dentre os 14 voluntários que participaram dos experimentos, 4 foram excluídos da análise dos resultados por apresentar excesso de artefatos em seus sinais de EEG ou por apresentar muitas épocas com desatenção (não pressionou o botão de tarefa).

As curvas de desempenho do detector (Figura 40) mostram que o aumento da janela de tempo melhora a taxa de acertos, mas também aumenta o tempo de detecção. Janelas

maiores que 2 segundos tem um aumento linear no tempo de detecção, porém o aumento da taxa de detecção é reduzido, devido a menor inclinação da curva. Desta forma, optou-se por utilizar janela de tempo de 2 segundos.

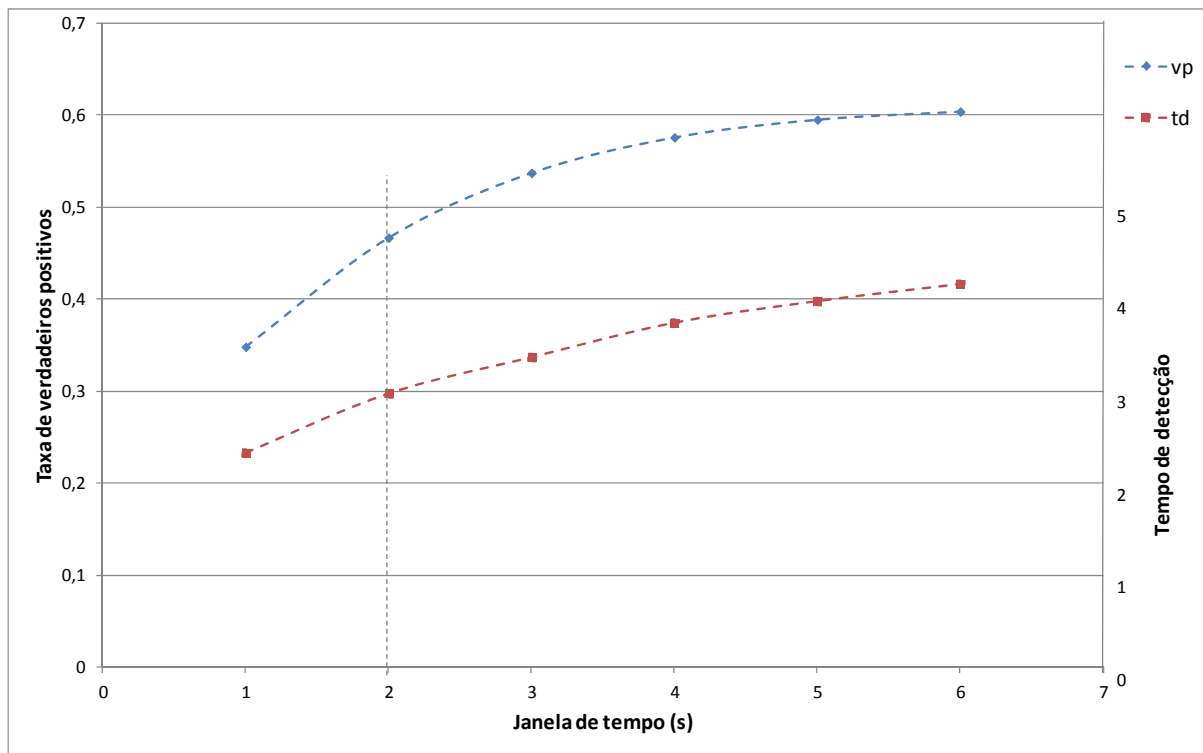


Figura 40 - Taxa média de detecção e tempo médio de detecção em função da janela de tempo. O tempo de detecção tem escala indicativa do lado direito da figura. Foi utilizada a derivação Oz e o experimento de frequência. A linha vertical tracejada indica a taxa de vp e o tempo de detecção para uma janela de monitoração de 2 s.

As curvas ROC (Figura 41) para a detecção de 9 Hz na derivação Oz mostraram melhor desempenho (maior área abaixo da curva ROC) com M (bins de ruído) entre 12-50, sendo que o melhor resultado ocorreu com M=24 (área=0,892). Resultados similares ocorreram nas derivações O1 e O2 e também nas outras frequências de estimulação. Desta forma, para todos os experimentos foi utilizado M=24 para a estimativa do denominador da SFT(f) na equação (7).

A

Figura 42 exemplifica a monitoração da SFT para 9Hz do voluntário #12 durante 12 épocas do experimento de frequência. Nesta figura foi adotado um nível de saturação da SFT igual a 10 para facilitar a visualização da curva. Pode-se observar uma alta taxa de detecção do PEVRP (88%) exatamente durante a época onde a frequência de estimulação foi de 9 Hz, enquanto que nas outras épocas a taxa de detecção, como esperado, foi menor que 5% (fp).

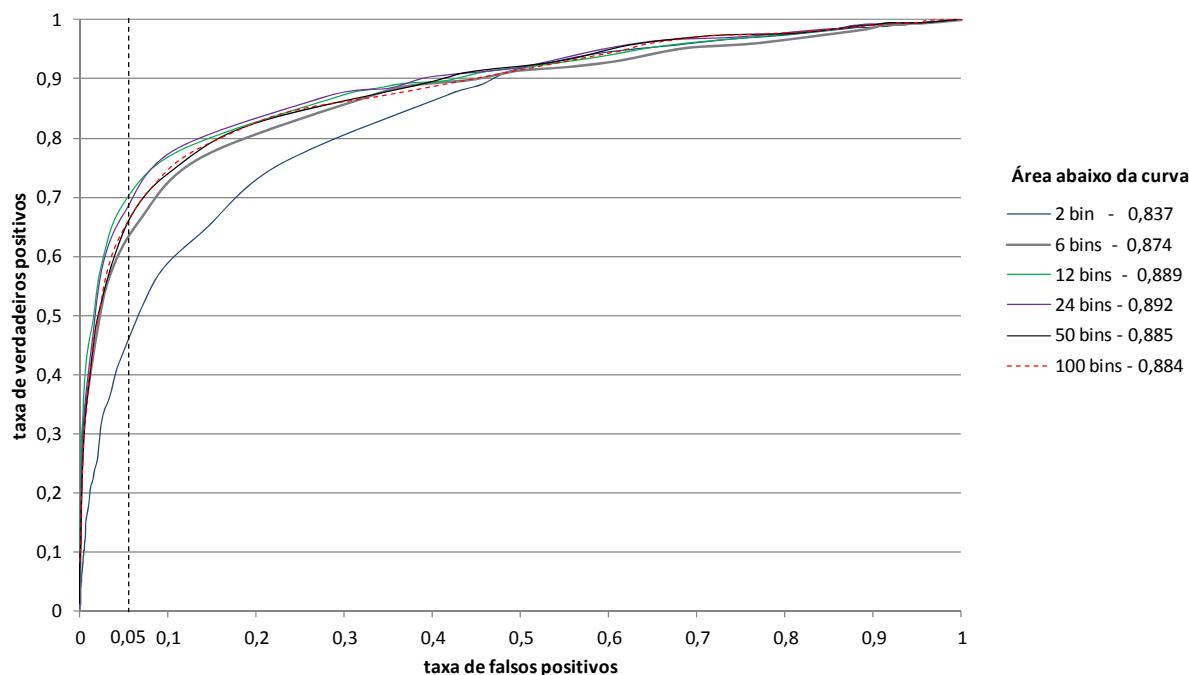


Figura 41 - Curvas ROC (10 vol.) com o detector SFT (9Hz) na derivação Oz com diferentes M. Do lado direito da figura são mostradas as áreas sob a curva ROC. A linha vertical tracejada indica as taxas de vp para uma taxa de fp de 5%. As curvas ROC foram baseadas no experimento de frequência.

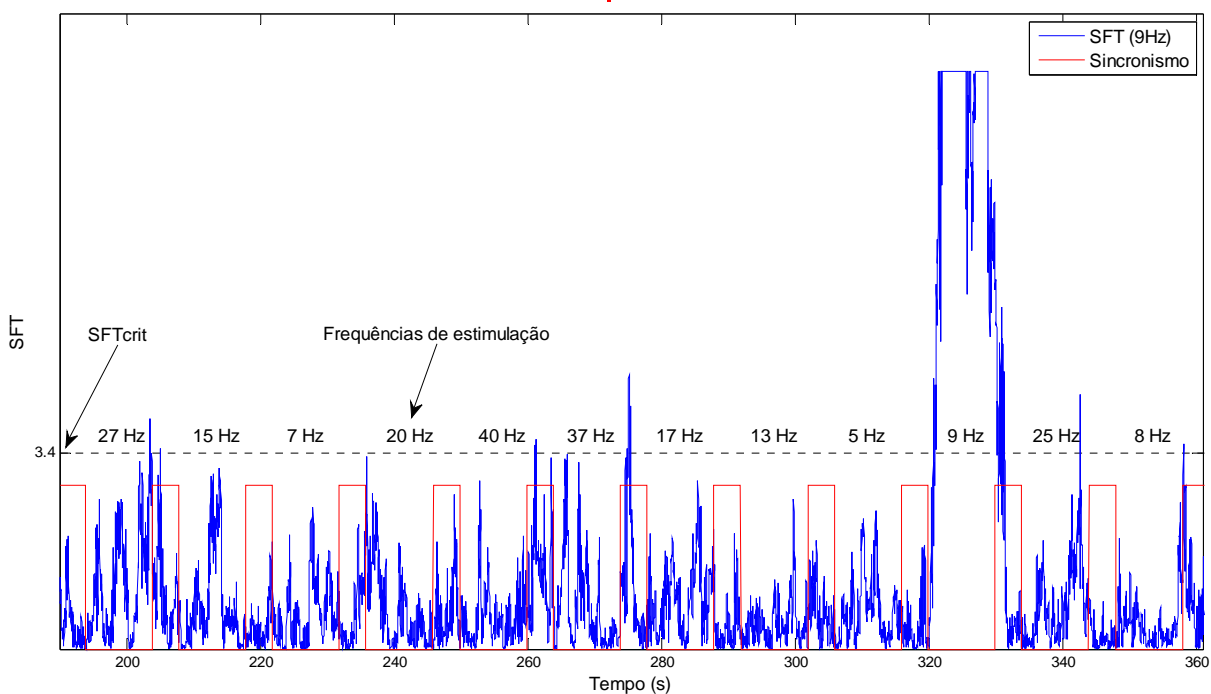


Figura 42 - Monitoração temporal da SFT(9Hz) (Oz ,vol. #12) durante 12 épocas do experimento de frequência. A curva azul é a SFT e a curva vermelha é o sinal de sincronismo que contém as seguintes informações: o nível alto indica ausência de estimulação e o nível baixo indica os períodos onde há estimulação com a sequência de frequências: 27 15 7 20 40 37 17 13 5 9 25 8 Hz. A linha horizontal tracejada indica o SFTcrit = 3,4 para M=24 e $\alpha = 0,05$.

5.3.1. Experimento de frequência

A média da taxa de detecção do PEVRP na derivação Oz dos 10 voluntários (Figura 43) indica que as maiores taxas ocorreram nas faixas de 5-9 Hz e 25-27 Hz, sendo que também mostraram os menores tempos de detecção (em torno de 2s). A média da taxa de falsos positivos na maioria das frequências, como esperado, foi menor ou igual a 5%. Nas derivações O1 e O2 resultados similares foram obtidos.

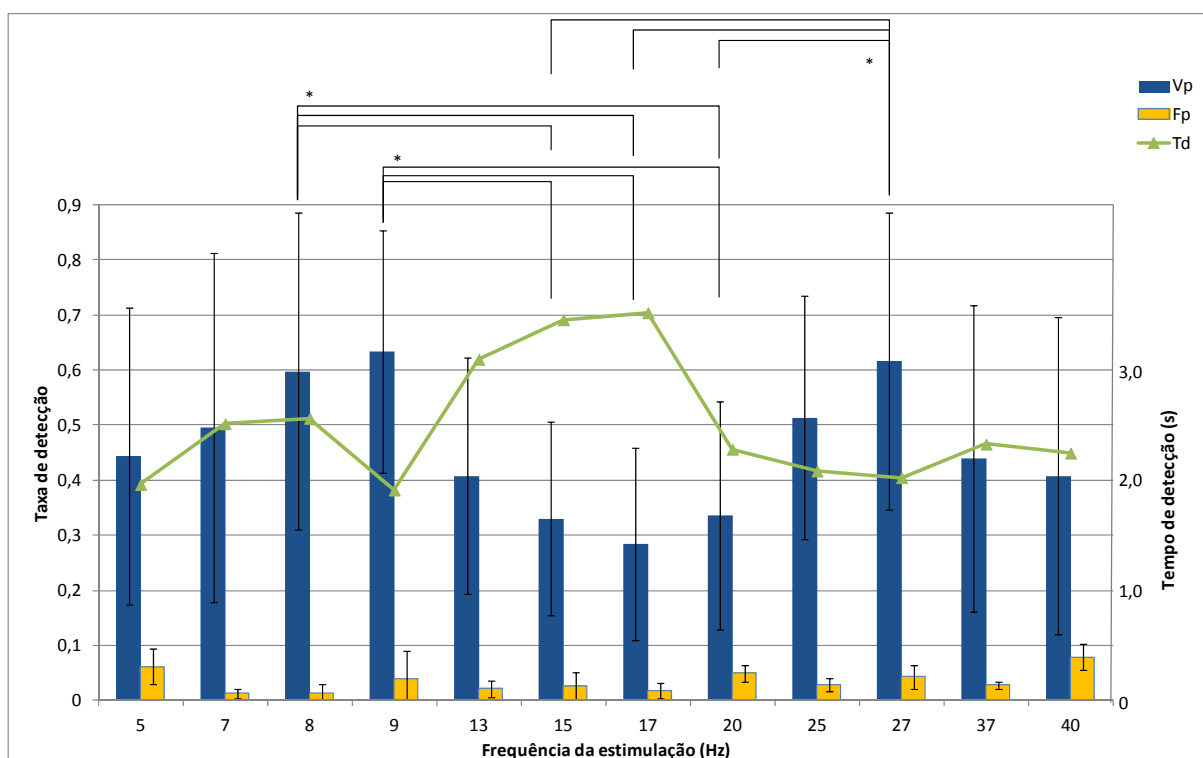


Figura 43 - Média da taxa de vp e fp e do tempo de detecção (td) com desvio padrão (10 vol.) na derivação Oz. Os triângulos verdes indicam os tempos de detecção (escala do lado direito). Todas as frequências de estimulação deste experimento foram realizadas com intensidade de 38 cd/m^2 , na cor verde e dimensão de $2,86^\circ$ de ângulo visual. O teste ANOVA e o teste de multi comparação mostrou diferenças significativas de vp entre os pares de grupos onde indicado com * na parte superior (p valor $< 0,05$). Já o teste Kruskal-Wallis não mostrou diferenças estatisticamente significativas de td entre os grupos de dados.

5.3.2. Experimento de intensidade

Este experimento mostrou em O2 as maiores taxas de detecção com estímulo de intensidade de 15 e 30 cd/m^2 , enquanto que nas intensidades de $7,5 \text{ cd/m}^2$ e 45 cd/m^2 as taxas foram menores (Figura 44). O menor tempo de detecção ($2,5 \text{ s}$) foi atingido na condição de estimulação de 15 cd/m^2 , exatamente na condição que apresentou a maior taxa de detecção. Em todos os casos a taxa de falsos positivos manteve-se em torno dos 5%. Resultados similares foram obtidos nas derivações O1 e Oz.

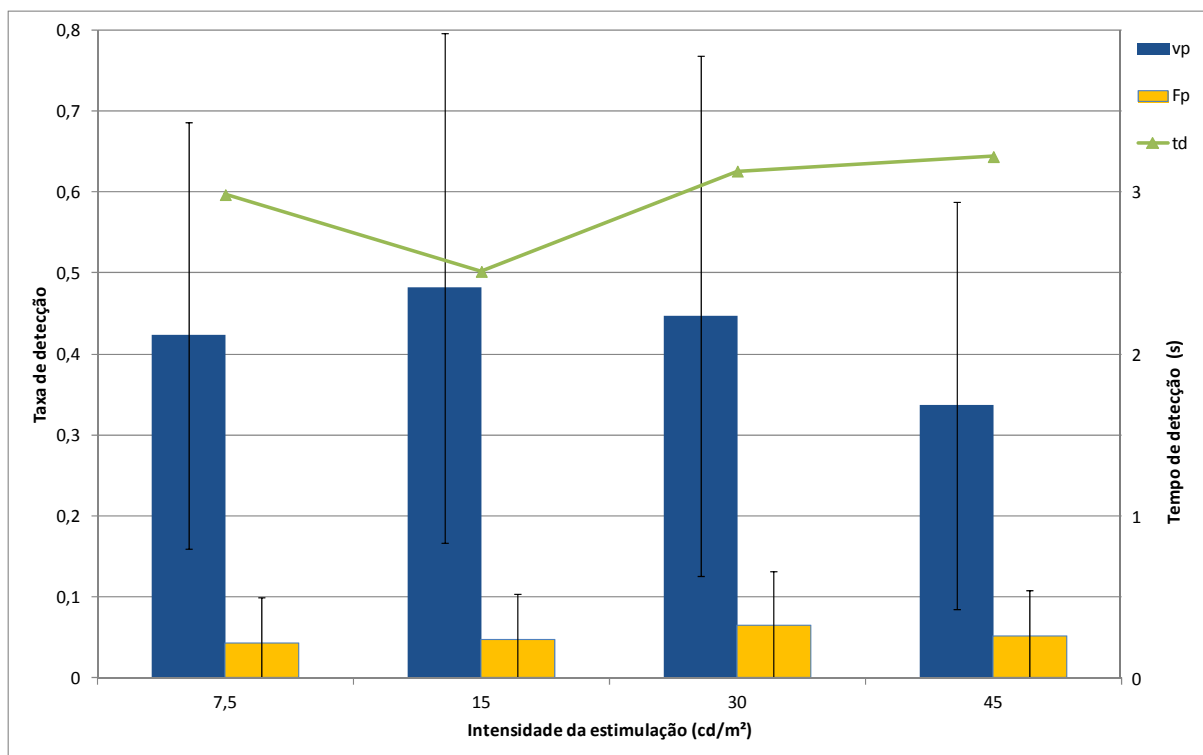


Figura 44 - Média da taxa de vp e fp e do tempo de detecção (td) com desvio padrão (10 vol.) na derivação O2. Os triângulos verdes indicam o tempo de detecção com a escala indicativa do lado direito. Todas as quatro intensidades de estimulação foram realizadas na frequência de 13 Hz, na cor verde e dimensão de 2,86° de ângulo visual. O teste estatístico (ANOVA) não mostrou diferenças significativas entre os quatro grupos de dados de vp (p valor = 0,82) e de td (p valor=0,72).

5.3.3. Experimento de cor

O detector apresentou em O1 o melhor desempenho na cor branca (maior taxa de detecção do PEVRP), seguido do verde e do vermelho, que apresentaram resultados similares, sendo o pior resultado no azul (Figura 45). A taxa de falsos positivos ficou em torno de 5%, como esperado. A detecção foi mais rápida no branco (2,2s), seguido do verde (2,8s), vermelho (3,4s) e azul (3,7s). Este resultado foi consistente nas outras duas derivações (O2 e Oz).

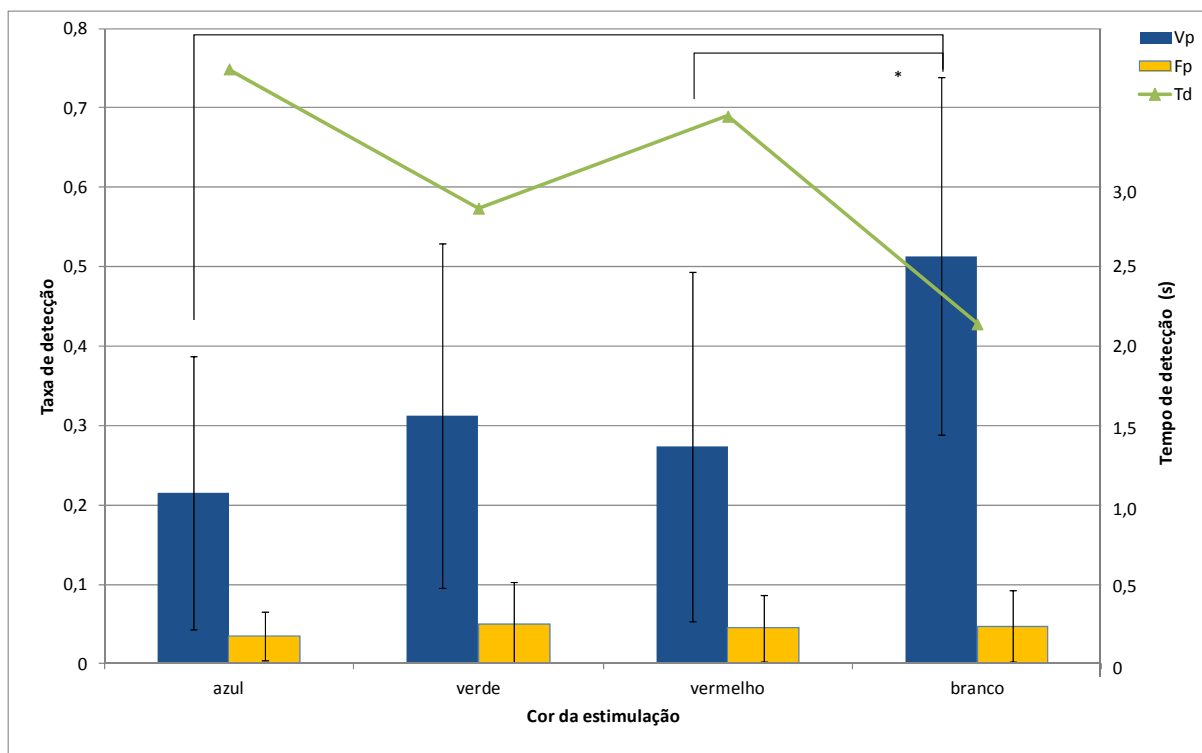


Figura 45 - Média da taxa de vp e fp e do tempo de detecção (td) com desvio padrão (10 vol.) na derivação O1. Os triângulos verdes indicam o tempo de detecção com a escala indicativa do lado direito. As quatro cores de estimulação foram realizadas na frequência de 13 Hz, intensidade de 38 cd/m² e dimensão de 2,86° de ângulo visual. O teste ANOVA e o teste de multi comparação mostrou que há diferenças significativas entre os pares de grupos de dados de vp e td onde indicado com * na parte superior da figura (p valor < 0,05).

5.3.4. Experimento de dimensão

Os resultados deste experimento em Oz mostraram claramente que quanto maior a dimensão do estímulo, maior a taxa de detecção e menor o tempo necessário para identificar o PEVRP (Figura 46). Neste caso também a taxa de falsos positivos foi em torno de 5%. Resultados similares foram obtidos para O1 e O2.

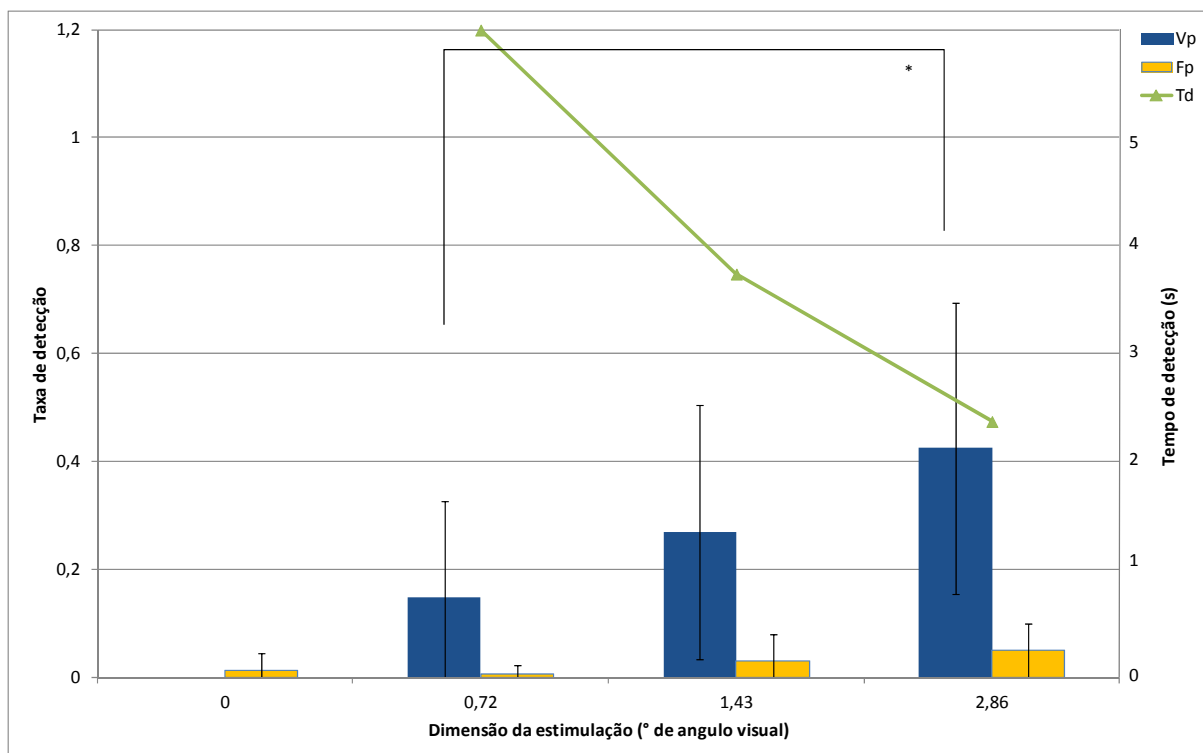


Figura 46 - Média da taxa de vp e fp e do tempo de detecção (td) com desvio padrão (10 vol.) na derivação Oz. Os triângulos verdes indicam o tempo de detecção com a escala indicativa do lado direito. As três dimensões de estimulação foram realizadas na frequência de 13 Hz, intensidade de 38 cd/m² e cor verde. O teste ANOVA e o teste de multi comparação mostrou diferenças significativas de vp somente entre os grupos de dimensões 0,72° e 2,86° e de td entre os grupos 0,72 e 1,43 e também 0,72 e 2,86 (p valor < 0,05).

5.4. Discussão

5.4.1. Experimento de frequência

Os resultados concordam com relatos da literatura que relacionam a resposta visual a estímulos de *flicker* a três subsistemas: baixas, médias e altas frequências (Wang, Wang, et al. 2006, Regan 1989). Pode-se ver claramente na Figura 43 dois subsistemas com picos em 9 Hz e outro em 27 Hz. Resultados similares foram encontrados por Herrmann (2001) e também por Pastor et al (2003). Neste experimento observaram-se os melhores resultados nas bandas de frequências 7-9 e 25-27 Hz, porém, como não foram verificadas outras frequências adjacentes a estas, possivelmente estas duas bandas podem ser expandidas com bons resultados, por exemplo, de 5 a 9 e de 25 a 30 Hz. Experimentos de coleta de potencial de campo local (LFP) registrados sobre o córtex visual de gatos sob estimulação visual intermitente de 2 a 50 Hz (Rager e Singer 1998) mostram forte similaridade com os resultados de PEVRP. Esta similaridade nos leva a supor que há uma íntima relação entre o LFP e o PEVRP. As respostas produzidas por algumas frequências de estimulação mostram uma seletiva preferência dos osciladores neurais, como um fenômeno de ressonância. O teste estatístico de igualdade entre pares de grupos de dados mostrou que há diferenças

significativas exatamente entre os grupos que apresentaram na média as maiores amplitudes (8, 9 e 27 Hz) e os grupos que apresentaram as menores amplitudes (15, 17 e 20 Hz) (Figura 43), o que confere consistência aos resultados.

5.4.2. Experimento de intensidade

Este experimento mostrou as maiores taxas de detecção na faixa intermediária de intensidade e os piores resultados foram encontrados na maior intensidade de estimulação. Isto ocorreu em 8 dos 10 voluntários. Este experimento mostrou que há uma modulação da resposta evocada em função da intensidade da estimulação, porém esta modulação não é diretamente crescente em toda a faixa. As respostas para as duas menores intensidades (7,5 e 15 cd/m²) apresentaram uma relação proporcional, ou seja, um aumento de intensidade produziu um aumento da taxa de detecção. Já nas intensidades de 15 a 45 cd/m², o aumento de intensidade produziu uma redução na taxa de detecção da resposta. Seria esperado que a maior intensidade do estímulo produzisse uma maior RSR, como mostrado em experimento de potencial evocado auditivo (Regan 1989). Esta relação complexa entre intensidade da estimulação visual e a resposta evocada sugere outros mecanismos. Primeiro, o mecanismo do reflexo pupilar, onde um aumento suficiente da intensidade luminosa de estimulação provoca a constrição pupilar, que reduz assim a luminância retinal (Chalupa e Werner 2003) e conseqüentemente reduz a resposta. Por outro lado, e uma redução da intensidade luminosa provoca o efeito contrário. Outro possível mecanismo é o da adaptação dos fotorreceptores, onde um aumento prolongado da intensidade de estimulação poderia provocar uma redução da resposta dos fotorreceptores (Kandel, Schwartz e Jessell 2000) e conseqüentemente uma redução do PEVRP. Possivelmente estes dois mecanismos de retroalimentação do sistema visual (reflexo pupilar e adaptação dos fotorreceptores), que têm por função a adaptação da visão às condições de iluminação ambiental, são responsáveis pela relativa estabilidade nas respostas. Em acordo com estes resultados, o teste estatístico ANOVA não mostrou diferenças significativas entre os grupos de dados.

5.4.3. Experimento de cor

Os resultados do experimento de cor monocromática mostraram similaridade com a curva de sensibilidade espectral do olho humano em condição de luz fotópica ($V_{10}(\lambda)$ CIE 1964), como esperado. A curva mostra um pico de sensibilidade na faixa do verde (550 nm) e

decai para outras frequências. Pelo fato das luzes verde e vermelha estarem espectralmente próximas, a estimulação nestas cores poderiam recrutar os dois tipos de cones (cones vermelhos e cones verdes) e por isto suas respostas seriam similares. Já a estimulação azul, por estar no extremo do espectro visível, possivelmente só recrutam os cones azuis. Como estes cones estão presentes em apenas 3 a 4% da fóvea (Dix, et al. 2004), poderia explicar o baixo desempenho do detector. Esta condição de resposta pode ser observada na Figura 45. Já a estimulação com LED branco é do tipo banda larga por ter componentes de frequência de todo o espectro visível. Desta forma, a luz branca supostamente pode recrutar os três tipos de cones (azul, verde e vermelho), o que justificaria as maiores taxas de detecção. Estes resultados são uma média dos 10 voluntários analisados. Porém, em 7 voluntários, a cor branca foi a que produziu as maiores taxas de detecção, seguido do verde (2 voluntários) e do vermelho (1 voluntário). Já a cor azul produziu as menores taxas de detecção em 8 voluntários e a cor vermelha em 2. O teste de multi comparação mostrou diferenças estatisticamente significativas, exatamente entre o grupo de estimulação branco e os grupos que apresentaram as menores taxas de detecção (azul e vermelho), não mostrando diferenças entre os grupos de estimulação monocromática e nem entre o branco e o verde, que apresentaram resultados intermediários.

5.4.4. Experimento de dimensão

Os resultados mostraram uma relação direta entre a estimulação e a resposta, ou seja, quanto maior a dimensão da fonte de luz maior a RSR da resposta. Esta relação direta ocorreu em 100% dos voluntários em todas as três derivações. Este resultado é coerente com o conceito da somação espacial, onde quanto maior a área de estimulação, mais fotorreceptores são recrutados e, conseqüentemente maior a RSR da resposta. Mas pode-se expandir este raciocínio para dimensões além dos 2,86°? Com certeza sim, porém o ganho deve ser insignificante já que, na retina, a região da fóvea e sua periferia, com aproximadamente 2° (Regan 1989), é a mais rica em fotorreceptores, e um aumento além desta região recrutaria uma população relativamente menor de fotorreceptores. Neste experimento o teste de multi comparação mostrou que há diferenças estatisticamente significativas somente entre a menor e a maior dimensão (0,72° e 2,86°) com p valor < 0,05 que confirma a relevância destes resultados.

Nos quatro experimentos o tempo de detecção na média seguiu uma relação inversa e consistente com a RSR da resposta, ou seja, quanto maior a RSR menor o tempo de detecção, como esperado.

A principal contribuição deste estudo foi mostrar a influência dos parâmetros da estimulação visual (frequência, intensidade, cor e dimensão) na RSR do PEVRP. O tempo necessário para identificar a resposta foi próximo a 2 s com taxas de detecção em torno de 65% para os melhores parâmetros de estimulação. Comparativamente o detector SFT apresentou bons resultados, já que não foram adotadas outras técnicas de processamento para melhoria de desempenho como em (Friman, Volosyak e Graser 2007), que utilizaram múltiplas derivações de EEG e atingiu taxas de detecção média de até 84%, com segmentos de 1s. No próximo capítulo são investigadas técnicas de detecção objetiva no domínio da frequência que utilizam a energia (SFT), a fase (PSM) e coerência (MSC uni e multivariada).

Os experimentos foram realizados em ambiente controlado (acústica e luminosidade) buscando minimizar interferências externas que pudessem comprometer a avaliação dos parâmetros de estimulação visual. Uma vez determinados os parâmetros com melhor desempenho, a intenção é realizar experimentos em ambiente não controlado e assim desenvolver ICMs mais eficientes, que possa ajudar na comunicação de pessoas com deficiência.

5.5. Conclusão

Os achados do presente trabalho indicam que para obter a maior RSR do PEVRP e consequentemente uma detecção mais rápida e com maior taxa de detecção (por exemplo, para aplicações ICM) devem-se usar os seguintes parâmetros de estimulação visual:

- Faixa de frequência de estimulação: 5 a 9 Hz e 25 a 30 Hz
- Faixa de intensidade de estimulação: em torno de 15 cd/m². Sabendo-se que as respostas deste experimento não mostraram diferenças estatisticamente significativas. Desta forma conclui-se que a intensidade da estimulação tem baixo impacto na energia da resposta evocada.
- Cor do estímulo: branco, pode ser usado o verde, mas com menor desempenho.
- Faixa de dimensão: 2° a 3° de ângulo visual, o que cobre toda a região da fóvea.

6. DETECÇÃO OBJETIVA NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA DO POTENCIAL EVOCADO VISUAL DE REGIME PERMANENTE PARA APLICAÇÕES EM INTERFACE CÉREBRO MÁQUINA

Este capítulo mostra uma avaliação comparativa de quatro técnicas de detecção objetiva da resposta no domínio da frequência (SFT, PSM, MSC e MMSC), com sinais de EEG. O objetivo foi determinar o detector que apresenta o melhor desempenho (altas taxas e menor tempo de detecção) para aplicações em ICM.

6.1. Introdução

A resposta evocada cerebral à estimulação sensorial é utilizada na clínica médica e em estudos neurofisiológicos (Davila e Srebro 2000, Misulis 1994). Também tem sido usada para monitoração durante cirurgias (Miranda de Sá, Infantosi e Melges 2008, Felix, Miranda de Sá, et al. 2007) e como base para a construção de interfaces cérebro máquina (ICM) (Friman, Volosyak e Graser 2007). No eletroencefalograma (EEG) são registradas oscilações que estão relacionadas com a atividade neuronal espontânea, com respostas à estimulação síncrona no tempo e na fase (PE) e não síncrona na fase (ERS/ERD) (Basar-Eroglu, et al. 1996). A sobreposição destas oscilações no registro do EEG torna o sinal bastante ruidoso, pois a resposta evocada tem amplitude da ordem de alguns microvolts enquanto o EEG espontâneo pode atingir dezenas de microvolts. Conseqüentemente a separação da resposta evocada das demais atividades captadas torna-se uma tarefa muito árdua. Para transpor esta dificuldade, técnicas estatísticas de detecção objetiva da resposta (em inglês, *Objective Response Detection* - ORD) no domínio da frequência têm sido usadas em estudo do sistema auditivo (Dobie e Wilson 1996), somestésico (Simpson, et al. 2000) e visual (Infantosi, Lazarev e Campos 2005) em substituição a técnicas subjetivas de análise visual da morfologia do PE. As técnicas ORD permitem a automatização da identificação do PE. Dentre estas técnicas as mais utilizadas são: O teste espectral F (SFT), a medida de sincronismo de fase (PSM), a magnitude quadrática da coerência (MSC) e a magnitude quadrática coerência múltipla (MMSC) (Infantosi, Lazarev e Campos 2005, Miranda de Sá e Felix 2002, Simpson, et al. 2000). Apesar de essas técnicas utilizarem diferentes parâmetros do sinal (amplitude e ou fase) para a estimativa da detecção, baseia-se no mesmo critério como forma de avaliação, o teste de hipótese. Dada a hipótese nula (H_0) de ausência de resposta, as técnicas ORD baseiam-se na rejeição desta para avaliar a presença da resposta. Considera-se a existência

de resposta (hipótese H1) quando a estimativa da técnica de detecção ultrapassa um valor crítico, determinado a partir da distribuição estatística teórica para H0 com nível de significância α (taxa de falsos alarmes).

Em aplicações como ICM, onde o processamento tem a prerrogativa de ser de tempo real, almejam-se altas taxas de detecção e baixos tempos para permitir uma comunicação mais efetiva para uso cotidiano. Existem diversos tipos de sinais EEG que podem ser empregados na implementação de ICMs, porém o potencial evocado visual de regime permanente (PEVRP) tem sido muito estudado por apresentar relativamente alta relação sinal ruído e, desta forma, propiciarem ICMs com as maiores taxa de transferência de informação (TTI) (Wang, et al. 2008, Cheng, et al. 2002). ICMs baseadas em PEVRP podem atingir TTI de até 67 bits/minuto com tempo de detecção da ordem de 4 segundos (Brunner, Allison, et al. 2011, Bin, et al. 2009) ou até 101 bits/min (Muller, et al. 2010). Porém, apesar dos progressos alcançados nesta área do conhecimento nos últimos anos, as ICMs ainda não atingiram um grau de confiabilidade e rapidez que permita uma comunicação mais natural. Desta forma, os detectores ORD no domínio da frequência podem contribuir para tornar as ICMs mais factíveis para o uso cotidiano.

O objetivo deste estudo foi avaliar o desempenho, em termos de rapidez e taxa de detecção dos detectores SFT, PSM, MSC e MMSC, com vistas à sua aplicação em interfaces cérebro máquina que utilizam o potencial evocado visual em regime permanente.

6.2. Materiais e métodos

A aquisição dos sinais e o protocolo experimental foram descritos no capítulo 5. Neste estudo utilizou-se apenas o experimento de frequência dentre os quatro realizados. Este experimento consistiu da estimulação visual intermitente com 12 épocas consecutivas com 12 frequências de estimulação (5-40 Hz) aleatoriamente apresentadas, repetida 5 vezes. Cada época contém 10 segundos com estimulação visual, seguido de 4 segundos sem estimulação. Dentre as 12 frequências de estimulação foram utilizadas neste estudo somente aquelas que apresentaram a maior energia de PEVRP (7, 8, 9 e 27 Hz), conforme mostrado no capítulo 5. A intensidade das estimulações para todas as frequências foi mantida constante em 38 cd/m², a cor foi verde (520 nm) e a dimensão foi de 2,86° de ângulo visual. Para gerar o estímulo visual foi utilizado o LED AAD1-9090BRGC-01/3-S

(Kingbright, USA) e para acionar o LED foi usado o estimulador visual digital desenvolvido neste trabalho (da Silva Pinto, et al. 2011).

6.2.1. Técnicas para a detecção objetiva do PEVRP

6.2.1.1. Teste espectral F

O teste espectral F (em inglês, *Spectral F test* - SFT) utiliza somente a energia dos componentes harmônicos da resposta, o qual foi descrito no capítulo 5.

6.2.1.2. Medida de sincronismo de fase

A medida de sincronismo de fase (em inglês, *Phase Synchrony Measure* - PSM), também conhecida por *Component Synchrony Measure* – CSM, utiliza somente a fase do sinal, diferentemente da SFT que utiliza somente a energia. Esta técnica testa a consistência da fase das componentes de frequência da transformada discreta de Fourier (DFT) obtida de segmentos de dados consecutivos (Aoyagi, et al. 1993), e é definida como segue:

$$PSM(f) = \left[\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \cos\phi_i(f) \right]^2 + \left[\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \sin\phi_i(f) \right]^2 \quad (10)$$

Onde M é o número de segmentos consecutivos em que o sinal foi dividido, e $\phi_i(f)$ é a fase da i -ésima observação da componente de frequência f , $Y_i(f)$.

Considerando que haja resposta na frequência f , ocorrerá uma sincronia de fase entre o sinal de EEG e o estímulo, que leva a valores de $PSM(f)$ próximos de 1. Por outro lado, considerando a hipótese nula (H_0) de ausência de resposta, as fases tornam-se aleatórias e dessa forma, esperam-se valores de $PSM(f)$ próximos de zero com distribuição estatística dada por (Leite, Simpson e Infantosi 1996):

$$PSM(f)|_{H_0} \sim \frac{\chi_2^2}{2M} \quad (11)$$

Onde χ_2^2 é a distribuição chi-quadrado com dois graus de liberdade. Esta é uma aproximação baseada no teorema do limite central, o qual fornece bons resultados quando se usa M suficientemente grande (Simpson, et al. 2000). O valor crítico de $PSM(f)$ para um nível de significância α pode ser determinado por:

$$PSM_{crit} \cong \frac{\chi_{2,\alpha}^2}{2M} \quad (12)$$

A resposta ao estímulo visual será identificada para valores de $PSM(f) > PSM_{crit}$.

6.2.1.3. Magnitude Quadrática da Coerência

O detector de magnitude quadrática da coerência (em inglês, *Magnitude Squared of coherence* - MSC) é baseado na função coerência que avalia a dependência linear na frequência entre dois sinais aleatórios. O uso da função coerência em análise de sinais foi introduzido por Wiener em 1930 (Miranda de Sá 2006) e é definida por:

$$\gamma_{yx}(f) = \frac{P_{yx}(f)}{\sqrt{P_{yy}(f)}\sqrt{P_{xx}(f)}} \quad (13)$$

Sendo $P_{yx}(f)$ a Densidade Espectral de Potência (DEP) cruzada entre os sinais $y[k]$ e $x[k]$, e $P_{yy}(f)$ e $P_{xx}(f)$ suas respectivas DEPs individuais. Fazendo-se o quadrado do módulo da equação (13), tem-se:

$$k(f) = |\gamma_{yx}(f)|^2 = \frac{|P_{yx}(f)|^2}{P_{yy}(f)P_{xx}(f)} \quad (14)$$

A estimativa de $k(f)$ para sinais ergódicos pode ser escrita como (Dobie e Wilson 1989):

$$\hat{k}(f) = \frac{|\sum_{i=1}^M Y_i(f)X_i^*(f)|^2}{\sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2 \sum_{i=1}^M |X_i(f)|^2} \quad (15)$$

Sendo $Y_i(f)$ e $X_i(f)$ as DFTs da i -ésima época dos sinais $y[k]$ e $x[k]$. O operador $*$ denota o conjugado complexo e M é o número de épocas utilizadas na estimação. A Figura 47 mostra o modelo linear aditivo para a geração de potenciais evocados (PE) a partir de um estímulo $x[k]$ que é filtrado por $H(f)$, somado ao EEG espontâneo $n[k]$ e coletado no couro cabeludo ($y[k]$).

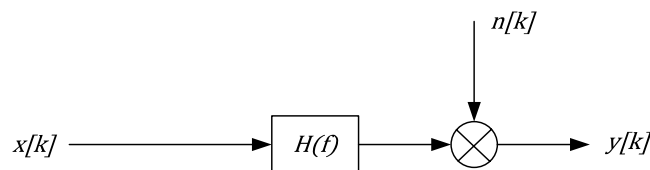


Figura 47 - Modelo linear aditivo do potencial evocado visual coletado no couro cabeludo ($y[k]$). Onde, $x[k]$ é o estímulo visual que é filtrado por $H(f)$ e somado ao EEG de fundo $n[k]$.

Pelo fato do estímulo $x[k]$ ser idêntico em todas as épocas e $y[k]$ um sinal aleatório, a estimativa de $\hat{k}(f)$ pode ser simplificada e denominada como a magnitude quadrática da coerência ($MSC(f)$) (Dobie e Wilson 1989):

$$MSC(f) = \frac{|\sum_{i=1}^M Y_i(f)|^2}{M \sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2} \quad (16)$$

Na ausência de resposta ao estímulo, Y_i torna-se um sinal aleatório de média zero, então o somatório de $Y_i(f)$ para M suficientemente grande tende a um valor muito pequeno, fazendo $MSC(f)$ tender a zero. Já na presença de resposta, a $MSC(f)$ tende a 1 para M grande.

O limiar de detecção considerando a hipótese H_0 de ausência de resposta está relacionado à estatística beta central (β) com 1 e $M-1$ graus de liberdade (Miranda de Sá, Infantosi e Simpson 2002):

$$MSC(f)|_{H_0} \sim \beta_{(1, M-1)} \quad (17)$$

Então o valor crítico da $MSC(f)$ para o nível de significância α é dado por:

$$MSC_{crit} = \beta_{1, M-1, \alpha} \quad (18)$$

Na hipótese de presença de respostas sincronizadas com o estímulo, espera-se que $MSC(f) > MSC(f)_{crit}$ na frequência de estimulação e também em seus harmônicos. Já na hipótese de não haver respostas, por exemplo, por não haver estímulo, espera-se uma taxa de falsos positivos (fp) ao nível de significância α .

6.2.1.4. Magnitude Quadrática da Coerência múltipla

A magnitude quadrática da coerência múltipla (em inglês, *Multiple Magnitude Squared of coherence* - MMSC) é uma extensão da MSC para múltiplas derivações. Considere o modelo linear aditivo multivariado (Figura 48):

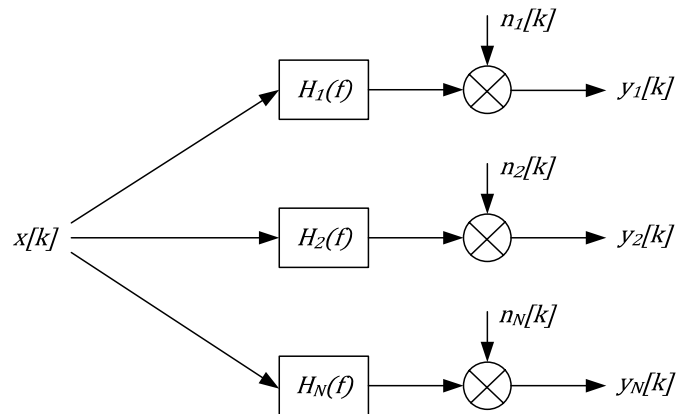


Figura 48 - Modelo linear multivariado do PEV coletado no couro cabeludo com y_N derivações. Modificado de (Miranda de Sá, Infantosi e Melges 2008).

Onde:

- $x[k]$ é o sinal da estimulação,
- $H_j(f)$, $j=1,2,\dots,N$ são filtros lineares.
- $y_j[k]$, $j=1,2,\dots,N$ são os sinais de EEG coletados de N eletrodos posicionados no couro cabeludo
- $n_j[k]$ representa o EEG de fundo para cada eletrodo.

A estimativa da MMSC entre um estímulo ($x[k]$) periódico, determinístico e sincronizado com os N sinais de EEG ($y_j[k]$) é definido pela equação (19) (Miranda de Sá, Infantosi e Melges 2008):

$$MMSC(f) = \frac{V^H(f) \hat{S}_{yy}^{-1}(f) V(f)}{M}, \quad (19)$$

Sendo:

$$V^H = \left[\sum_{i=1}^M Y_{1i}(f) \quad \sum_{i=1}^M Y_{2i}(f) \quad \dots \quad \sum_{i=1}^M Y_{Ni}(f) \right] \quad (20)$$

Onde o H sobrescrito denota o conjugado hermetiano, ou seja, o conjugado transposto da matriz e $Y_{ji}(f)$ ($j=1,2,\dots,N$; $i=1,2,\dots,M$) é a DFT da i -ésima janela do sinal de EEG na derivação j , M é o número de épocas utilizadas na estimação, e:

$$\hat{S}_{yy}(f) = \begin{bmatrix} \hat{S}_{y_1y_1}(f) & \hat{S}_{y_1y_2}(f) & \dots & \hat{S}_{y_1y_N}(f) \\ \hat{S}_{y_2y_1}(f) & \hat{S}_{y_2y_2}(f) & \dots & \hat{S}_{y_2y_N}(f) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \hat{S}_{y_Ny_1}(f) & \hat{S}_{y_Ny_2}(f) & \dots & \hat{S}_{y_Ny_N}(f) \end{bmatrix} \quad (21)$$

Sendo $\hat{S}_{y_p y_q}(f)$ a estimativa da densidade espectral de potência cruzada multiplicada por M , dos sinais nas derivações p e q ($p, q=1, 2, \dots, N$) dada por:

$$\hat{S}_{y_p y_q}(f) = \sum_{i=1}^M Y_{pi}^* Y_{qi}(f) \quad (22)$$

Considerando a hipótese nula (H_0) de ausência de resposta, a $MMSC$ pode ser relacionada à distribuição beta central com N e $M - N$ graus de liberdade (Miranda de Sá, Infantosi e Melges 2008):

$$MMSC(f)|_{H_0} \sim \beta_{(N, M-N)} \quad (23)$$

O limiar de detecção para o nível de significância α pode ser obtido da expressão:

$$MMSC_{crit} = \beta_{N, M-N, \alpha} \quad (24)$$

Desta forma considera-se que há resposta na frequência f quando o valor da $MMSC(f) > MMSC_{crit}$. Na ausência de resposta espera-se uma taxa de falsos alarmes igual a α .

Em todas as técnicas ORD supracitadas não devem ser consideradas as componentes DC ($f=0$) e a de Nyquist (metade de frequência de amostragem), pois as componentes da DFT são reais.

6.2.2. Tempo e taxa de detecção das técnicas ORD

O tempo de detecção (td) foi definido como o tempo decorrido entre o início da estimulação e o primeiro verdadeiro positivo (vp). Os verdadeiros positivos foram definidos como as detecções ocorridas durante a estimulação visual na frequência de detecção. Já os falsos positivos (fp) são todas as detecções ocorridas durante todo o experimento menos os vp . Caso não haja nenhum vp no período de estimulação, considera-se o tempo de detecção igual a 10 segundos. Já a taxa de detecção ou taxa de verdadeiros positivos (tx_{vp}) e a taxa de falsos positivos (tx_{fp}) é definida como segue:

$$tx_{vp} = \frac{vp}{nmaxvp} \quad (25)$$

$$tx_{fp} = \frac{det - vp}{nmaxdet - nmaxvp} \quad (26)$$

Sendo vp o número de verdadeiros positivos, $nmaxvp$ o número máximo de verdadeiros positivos possíveis, det é o número total de detecções e $nmaxdet$ o número máximo de tentativas de detecções possíveis no experimento. As detecções ocorridas durante estimulação visual de frequência sub-harmônica da frequência de detecção não foram consideradas.

O processo de detecção é baseado no monitoramento temporal do sinal de EEG com a utilização das técnicas ORD. Esta monitoração consiste de uma janela de tempo que percorre todo o sinal em passos de uma época. Para cada janela de tempo é realizada uma tentativa de detecção. Após a janela de tempo percorrer todo o sinal, conta-se o total de detecções ocorridas e o total de vp para então calcular as taxas de vp e de fp (tx_{vp} e tx_{fp}). No detector SFT a janela de tempo contém somente uma época que percorre o sinal em passos de 100 ms. Já nos detectores PSM, MSC e MMSC, a janela contém M épocas consecutivas sem sobreposição. Sabe-se que o aumento da janela de tempo aumenta a relação sinal ruído e aumenta a resolução espectral, e consequentemente, melhora a taxa de detecção, mas ao custo do aumento do tempo (Miranda de Sá, Infantosi e Melges 2008).

Para facilitar a comparação do desempenho dos detectores fixou-se o tamanho da janela de tempo e determinaram-se a taxa de acertos e o tempo de detecção. Desta forma, foram testadas janelas de tempo com 1, 2, 3, 4, 5 e 6 s, que nos detectores PSM, MSC e MMSC foram divididas em $M= 8, 16, 24, 32, 40$ e 48 épocas, respectivamente. Cada época deve ter uma largura que contenha um número inteiro de ciclos da frequência que se deseja detectar. Este fato é de vital importância para os detectores que utilizam a DFT no processo de detecção para evitar o espalhamento espectral (Felix 2006, Kelly, et al. 2005, Harris 1978). Assim, para 7, 8 e 9 Hz utilizou-se 1 ciclo e, para 27 Hz, 4 ciclos. Não foram consideradas as componentes de frequência inferiores a 2 Hz por ser a faixa na qual artefatos de movimento concentram sua maior energia (Fisch 2004). Também não foram consideradas frequências superiores a 50 Hz. No detector MMSC também se estudou o número de canais utilizados.

Baseado na taxa de detecção (tx_{vp}) e na taxa de fp (tx_{fp}) de todos os voluntários levantou-se a curva ROC (em inglês, *Receiver Operating Characteristic*). Determinou-se a área abaixo desta curva para avaliar o desempenho dos detectores. Além disso, mostrou-se a média do tempo e da taxa de detecção para cada frequência de estimulação avaliada.

Para inferir se as diferenças nas respostas são estatisticamente significativas foi aplicado o teste de comparação entre as médias de grupos (ANOVA multivariada) uma vez que foi verificada a normalidade na distribuição estatística destes dados (*Lilliefors test*). Aqui também se realizou a transformação dos dados (tx_{vp}) com a função arco seno, como descrito no capítulo 5, antes de se aplicar o teste estatístico.

6.3. Resultados

Os resultados dos detectores univariados SFT, PSM e MSC foram obtidos da derivação Oz por apresentar na média a maior energia do PEVRP (capítulo 5). Já para o detector multivariado MMSC após avaliação - cujo resultado mostra-se na Figura 49 - optou-se por usar as derivações O1, O2 e Oz, pois para $N > 3$ houve redução da taxa de acertos, além do aumento do tempo de detecção. As N derivações utilizadas nesta avaliação são mostradas na Tabela 7.

Tabela 7 - Derivações utilizadas na avaliação da MMSC para a escolha dos N canais.

N	Derivações
1	O1
2	O1, O2
3	O1, O2, Oz
4	O1, O2, Oz, P4
5	O1, O2, Oz, P4, T5

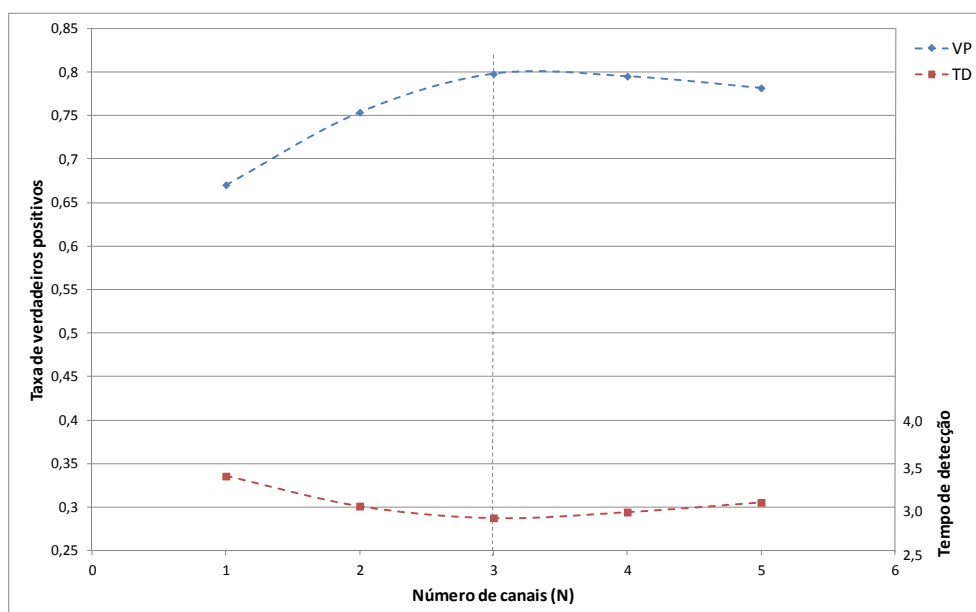


Figura 49 - Taxa vp e tempo de detecção (td) em função do número de canais (N) na estimativa da MMSC. Utilizou-se $M=32$ épocas (4s). O tempo de detecção tem escala indicativa do lado direito da figura. A linha tracejada vertical indica a taxa de acertos (79,8%) e o tempo de detecção (2,88 s) para $N=3$ canais.

Para otimizar a janela de tempo utilizada na monitoração com as técnicas ORD, avaliou-se a taxa de acertos (tx_{vp}) e o tempo de detecção com as quatro técnicas em função da janela de tempo (Figura 50 e Figura 51), com todos os voluntários e frequências (as Figura 53, Figura 54 e a Tabela 8 detalham os resultados para cada frequência e voluntário). As curvas de tx_{vp} (Figura 50) apresentam um perfil similar nos quatro detectores, com uma redução gradual no incremento da tx_{vp} após $t=2s$. Assim, a tx_{vp} com janela de 4s mostrou um incremento de aproximadamente 5% em relação à janela de 3 s, enquanto que para $t=5s$ o incremento foi de 2%. A MMSC apresentou consistentemente as melhores tx_{vp} para todos os tempos de janelas (exceto para 1 s), por exemplo, para $t=4s$ as tx_{vp} foram de 73,2%, 72,1%, 74,5% e 79,8% para a SFT, PSM, MSC e MMSC, respectivamente. Por outro lado, as curvas de tempo de detecção (Figura 51) mostram-se aproximadamente similares e lineares. Desta forma, para a janela de $t=4s$ tem-se um ganho satisfatório na taxa de acertos a um custo de tempo de detecção adequado, por exemplo, para a MMSC tem-se um tempo de detecção de 2,9 s para uma tx_{vp} de 79,8%, sendo esta janela de tempo utilizada nas avaliações posteriores.

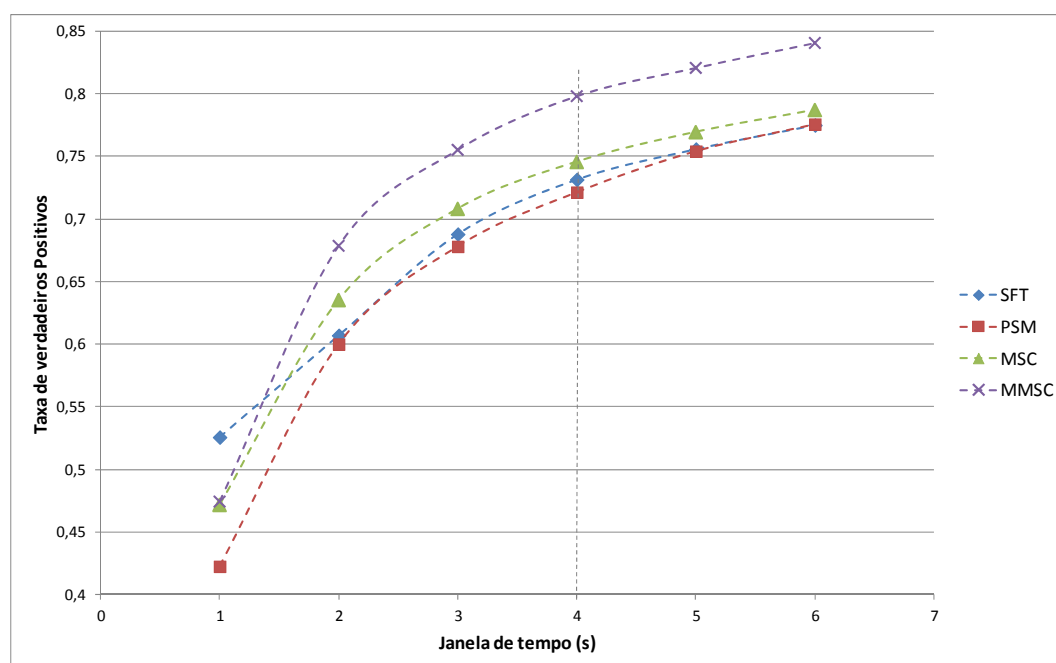


Figura 50 - Taxa de acertos com as técnicas SFT , PSM , MSC e MMSC obtidos em função da janela de tempo. A linha tracejada vertical indica a taxa de acertos para $t=4$ segundos: SFT (73,2%), PSM (72,1%), MSC (74,5%) e MMSC (79,8%).

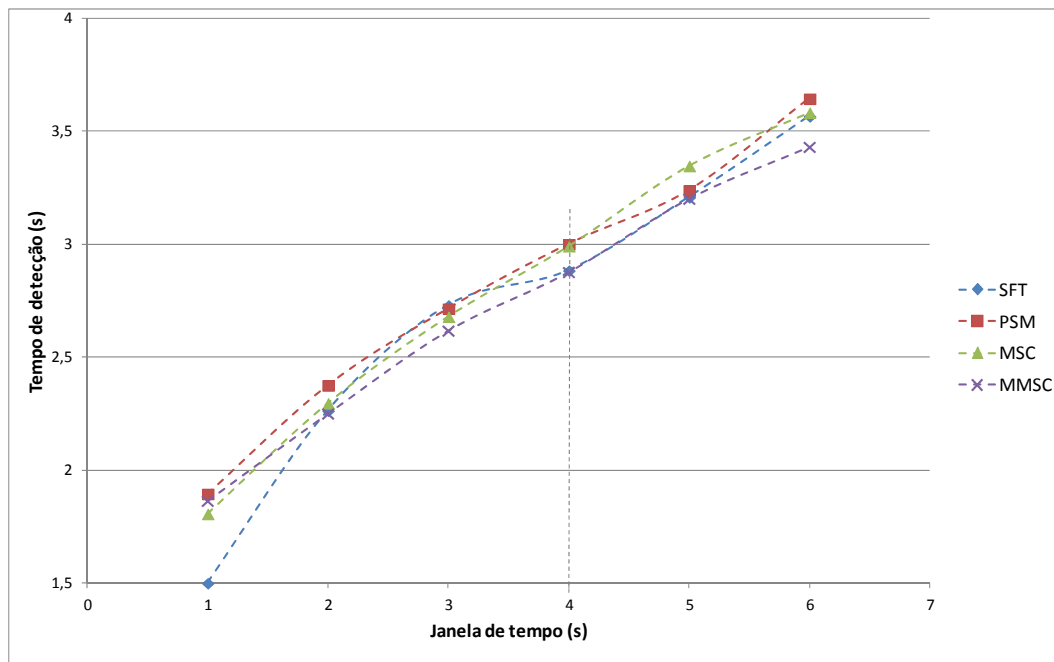


Figura 51 - Tempo de detecção com as técnicas SFT, PSM, MSC e MMSC obtidos em função da janela de tempo. A linha tracejada vertical indica o tempo de detecção para $t=4$ segundos: SFT (2,9 s), PSM (3,0 s), MSC (3,0 s) e MMSC (2,9 s).

A Figura 52 mostra exemplos de monitoração temporal (com janela de 4 s) da frequência de 9 Hz de um trecho do sinal de EEG com estimulação visual de 5, 9 e 25 Hz. Observa-se que durante os momentos onde não houve estimulação, ou houve estimulação em 5 e 25 Hz, praticamente não ocorreram detecções (fp) com os quatro detectores ORD (SFT, PSM, MSC e MMSC). Por outro lado, durante o período onde houve estimulação de 9 Hz ocorreram consistentemente detecções (vp). O tempo de detecção está em torno de 2s. No final da estimulação, um atraso, também em torno de 2s, é observado. Esse atraso é intrínseco ao processo de monitoração, visto que na medida em que a janela de monitoração avança sobre um trecho do sinal com ou sem estimulação, quanto mais épocas da janela estiver sob estimulação, maior a probabilidade de detecção.

A média da taxa de detecção e o desvio padrão entre os voluntários com os detectores ORD em cada uma das frequências de estimulação avaliadas é mostrada na Figura 53. Observa-se que o desempenho do detector MMSC apresenta consistentemente maior tx_{vp} , seguido pelo MSC. Já os detectores SFT e PSM tiveram desempenho similar. Porém, o teste estatístico (ANOVA multivariada) não mostrou diferenças significativas (p valor $> 0,75$) entre as 16 variáveis (4 frequências e 4 técnicas). A taxa de falsos positivos dos quatro detectores, na média, não ultrapassou os 5% como esperado.

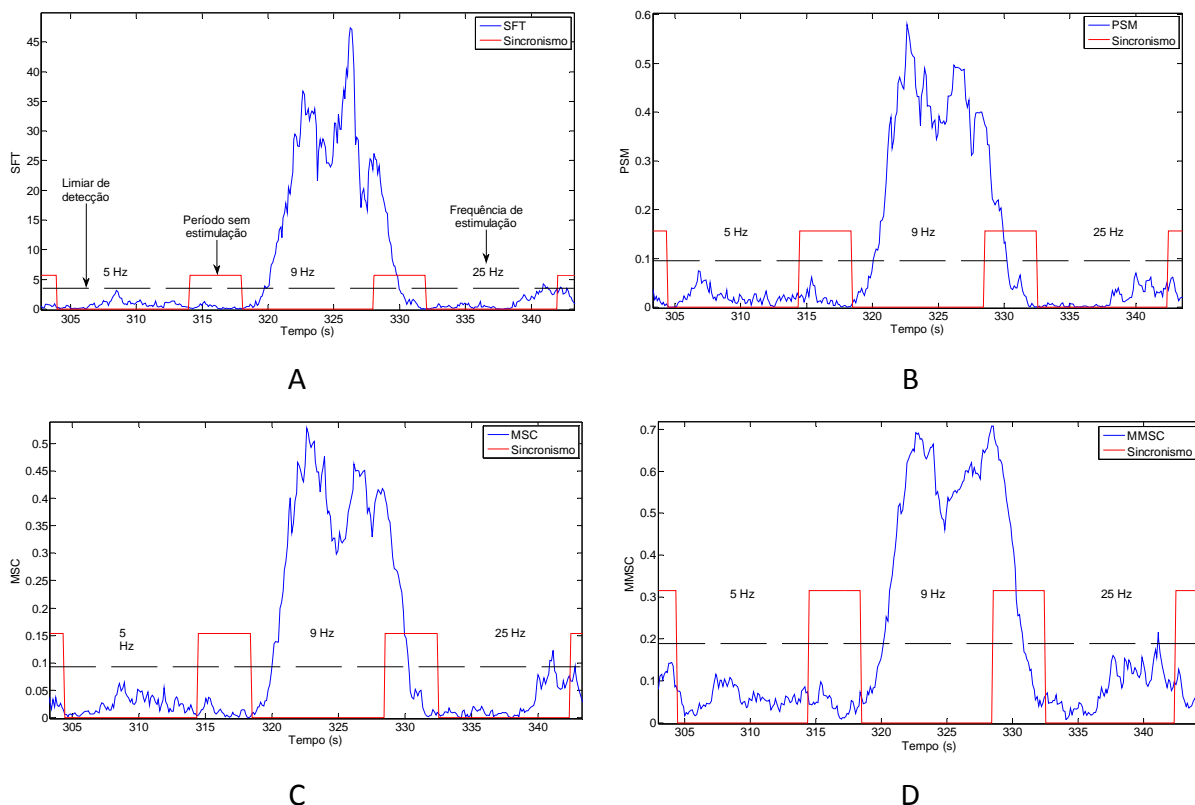


Figura 52 - Exemplo de monitoração temporal (vol. #12) de um trecho do sinal de EEG com estimulação visual de 5, 9 e 25 Hz com os detectores ORD(9Hz). Utilizou-se na monitoração janela de 4 segundos. O eixo das abscissas indica o tempo em segundos, e o eixo das ordenadas o valor da detecção. A linha vermelha é o sinal de sincronismo indicando no nível alto a ausência de estimulação e a linha tracejada horizontal indica o limiar de detecção. A linha azul é a detecção com A) SFT, B) PSM, C) MSC e D) MMSC

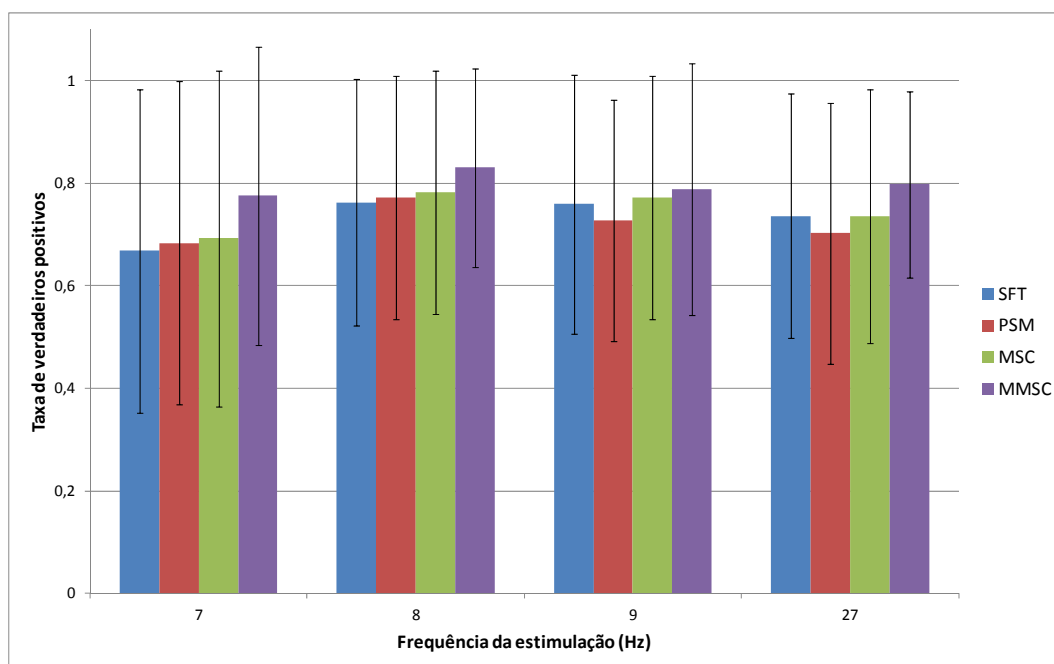


Figura 53 - Taxa de vp com o desvio padrão, nas frequências de estimulação de 7, 8, 9 e 27 Hz. Utilizou-se na monitoração janela de 4 segundos. A estimulação foi realizada com luminância de 38 cd/m², cor verde e dimensão de 2,86° de ângulo visual.

Os tempos de detecção em cada uma das frequências de estimulação avaliadas podem ser vistos na Figura 54. Percebe-se claramente que os quatro detectores apresentaram tempos muito próximos. O teste estatístico ANOVA confirma isto, ao indicar que não há diferenças significativas entre os grupos de dado com p valor $> 0,47$.

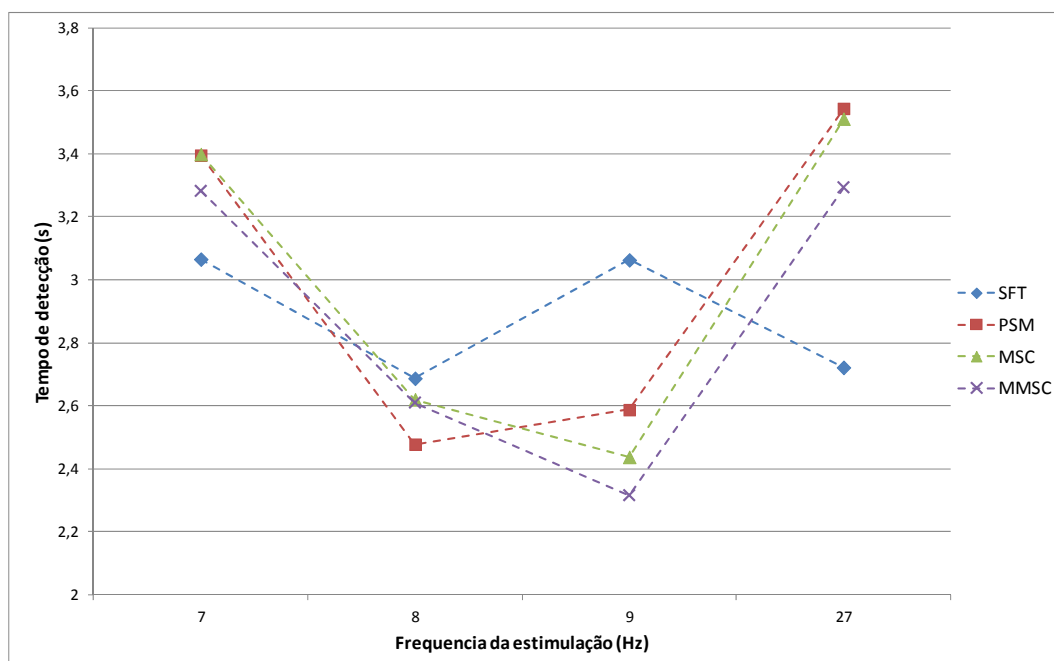


Figura 54 - Tempo de detecção em segundos para as frequências de estimulação: 7, 8, 9 e 27 Hz. Utilizou-se na monitoração janela de 4 segundos. A estimulação foi realizada com luminância de 38 cd/m^2 , cor verde e dimensão de $2,86^\circ$ de ângulo visual.

Uma análise das curvas ROC (Figura 55) mostrou melhor desempenho (maior área abaixo da curva) com o detector MMSC (0,928), seguido pelo MSC (0,9). Os detectores PSM (0,896) e SFT (0,889) apresentaram desempenho similar, o que confirma os resultados mostrados na Figura 50 e Figura 53. Aqui também se observa que o desempenho dos detectores é muito parecido, pela proximidade das curvas ROC, como também pela quase igualdade das áreas abaixo das curvas.

A Tabela 8 mostra a média da taxa de detecção ($t_{x_{vp}}$) entre as frequências avaliadas (7, 8, 9 e 27 Hz) para cada um dos 10 voluntários com o desvio padrão (dp) e o tempo de detecção (td) com os detectores ORD. O voluntário #12 apresentou as maiores taxas de detecção com os quatro detectores (SFT-0,93; PSM-0,93; MSC-0,95 e MMSC-0,98) e os menores tempos de detecção (1,72; 1,80; 1,82 e 1,88 respectivamente). Já os voluntários #3 e #6 apresentaram os piores resultados (menores $t_{x_{vp}}$ e maiores td). O detector MMSC apresentou consistentemente o melhor resultado em 8 dos 10 voluntários. No final da

tabela determinou-se o número de voluntários com taxa de tx_{vp} maior que 0,70 (6 em SFT e PSM e 7 em MSC e MMSC) e com tempo de detecção menor que 3 segundos (7 para SFT e MSC e 6 para PSM e MMSC).

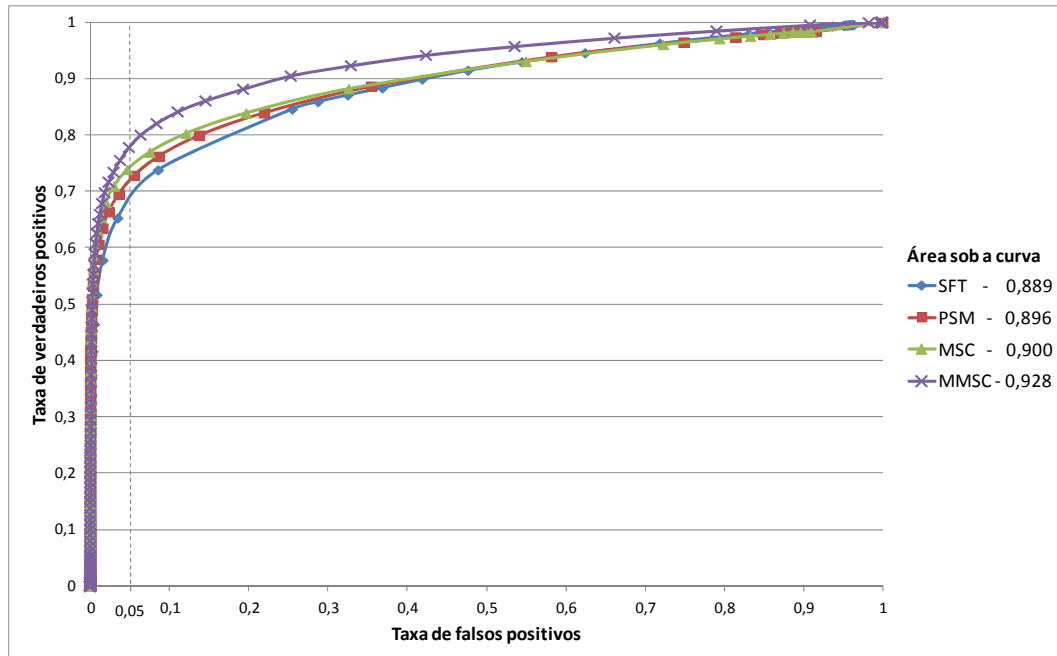


Figura 55 - Curvas ROC (10 vol.) com os detectores ORD para as frequências de estimulação de 7, 8, 9 e 27 Hz. Utilizou-se janela de 4 segundos. A linha vertical pontilhada indica as taxas de vp para uma taxa de fp de 5%. Os números à direita indicam as áreas abaixo de cada curva.

Tabela 8 - Taxa média de detecção (tx_{vp}), desvio padrão (dp) e tempo de detecção (td) entre as quatro frequências de estimulação avaliadas para cada voluntário.

Vol	SFT			PSM			MSC			MMSC		
	tx_{vp}	dp	td (s)	tx_{vp}	dp	td (s)	tx_{vp}	dp	td (s)	tx_{vp}	dp	td (s)
#1	0,80	0,21	2,24	0,84	0,14	2,08	0,83	0,18	2,31	0,91	0,09	2,14
#2	0,68	0,20	2,19	0,63	0,21	3,40	0,68	0,22	2,95	0,87	0,19	2,48
#3	0,47	0,34	4,77	0,45	0,36	4,66	0,48	0,36	4,93	0,57	0,32	4,08
#4	0,90	0,08	2,21	0,89	0,10	2,32	0,92	0,08	2,19	0,95	0,07	2,08
#5	0,81	0,17	2,51	0,78	0,26	2,27	0,80	0,22	2,71	0,88	0,13	2,69
#6	0,42	0,34	4,25	0,45	0,29	3,89	0,44	0,33	4,20	0,51	0,24	3,85
#8	0,79	0,14	2,66	0,78	0,10	2,84	0,81	0,10	2,60	0,74	0,16	3,29
#10	0,69	0,26	3,82	0,67	0,26	3,86	0,71	0,25	3,82	0,68	0,24	3,97
#12	0,93	0,09	1,72	0,93	0,06	1,80	0,95	0,07	1,82	0,98	0,04	1,88
#14	0,82	0,25	2,47	0,79	0,25	2,90	0,83	0,24	2,39	0,89	0,16	2,30
*	6			6			7			7		
**			7			6			7			6

* – Número de voluntários com $tx_{vp} > 0,70$

** – Número de voluntários com tempo de detecção < 3 segundos

6.4. Discussão

No presente trabalho comparou-se o desempenho dos detectores objetivos no domínio da frequência SFT, PSM, MSC e MMSC com sinais de EEG de 10 voluntários sob estimulação visual intermitente. No capítulo anterior se estudou a energia do PEVRP na banda de frequência de 5 a 40 Hz com 12 frequências de estimulação. Nesse capítulo concluiu-se que as bandas de frequência 5-9 e de 25-30 Hz são as que apresentam as maiores energia de PEVRP, sendo então estas faixas mais indicadas para estimulação visual para aplicação em ICM. Além disso, resultados, para as outras bandas de frequências de estimulação, os detectores consistentemente apresentaram $t_{x_{vp}}$ e t_d inferiores. Desta forma, somente as frequências 7, 8, 9 e 27 Hz foram utilizadas no presente capítulo. Por exemplo, enquanto a MMSC mostrou em média uma $t_{x_{vp}} = 0,63$ e $t_d = 3,5$ s para as 12 frequências, com a utilização somente das frequências de maior energia (7, 8, 9, e 27 Hz), a $t_{x_{vp}}$ cresceu para 0,80 e o t_d reduziu para 2,9 s.

Os resultados (Figura 50, Figura 53 e Figura 55) indicaram que o detector MMSC com 3 derivações tem o melhor desempenho. Comparando o desempenho dos três detectores univariados (SFT, PSM e MSC), observou-se que o MSC apresentou um desempenho levemente melhor. Esses resultados sugerem que pelo fato dos detectores SFT e PSM negligenciarem uma parte da informação contida na DFT, a fase (SFT) e o módulo (PSM), poderia explicar o desempenho inferior. Por outro lado, o detector MSC utiliza toda a informação contida na DFT (módulo e fase), daí o seu melhor desempenho (Simpson, et al. 2000). Já o desempenho do detector multivariado MMSC se mostrou consistentemente melhor em relação aos detectores univariados em todas as frequências (Figura 53) e voluntários (Tabela 8). Esses resultados poderiam ser justificados pelo fato de que o detector MMSC além de utilizar toda informação contida na DFT (módulo e fase), também utiliza várias derivações em sua estimativa, podendo então obter as contribuições do PEV contido em cada uma delas. Porém, quando se utiliza mais que três derivações ($N > 3$) a estimativa piora (Figura 49). Esses resultados concordam com o estudo de PEVRP utilizando MSC e MMSC (Miranda de Sá e Felix 2002) e imagética motora (Santos Filho 2010). Para que a MMSC apresente uma melhora na taxa de detecção quando um novo sinal é acrescentado é necessário um valor mínimo de RSR desse sinal (Miranda de Sá e Felix 2002). Além disso, Felix et al. (2007) demonstraram, por meio de simulações, que para uma taxa de detecção fixa as derivações acrescentadas na MMSC podem apresentar uma RSR inferior a primeira

derivação. Entretanto, a partir de três derivações, a próxima derivação deve possuir uma RSR superior à última para manter a taxa de detecção. Desta forma, fica claro que ao adicionar derivações com menor RSR (P4 e T5), a estimativa da MMSC piora, e leva a uma menor taxa de detecção (Miranda de Sá, Infantosi e Melges 2008, Felix, Miranda de Sá, et al. 2007). Este fato é esperado, pois já está estabelecido na literatura que as derivações occipitais são as que apresentam maior energia do PEVRP (Pastor, et al. 2003, Herrmann 2001, Misulis 1994, Regan 1989). Ressalta-se aqui que, apesar dos indícios apresentados, o teste estatístico (ANOVA multivariada) não mostrou diferenças significativas entre as médias da taxa de detecção dos quatro grupos de dados (SFT, PSM, MSC e MMSC) na população de voluntários. Além disto, as curvas ROC também mostraram diferenças muito pequenas. A diferença entre a área abaixo da curva ROC do detector de melhor desempenho (MMSC: 0,928) e de pior desempenho (SFT: 0,889) não passou de 0,04.

Tomando como base para análise o detector MMSC na Figura 53, temos uma média de acertos da ordem de 80% e tempo de detecção de 2,9 s com uma variabilidade entre os sujeitos de aproximadamente 20%. Desta forma, alguns sujeitos apresentaram taxa de acertos em torno de 60% enquanto que os sujeitos de melhor desempenho apresentaram taxa de acertos próximos de 100%. A Tabela 8 mostra que a maioria dos voluntários (seis) teve taxa de acertos acima de 87%, o que mostra a alta eficiência deste detector. Outro aspecto importante na análise de desempenho é o tempo de detecção. Em aplicações onde o detector é do tipo “*on line*”, como em uma ICM, são desejáveis altas taxas de detecção e também baixos tempos. Sob este ponto de vista, os detectores ORD se mostraram bastante eficientes, já que a literatura recente mostra tempos de detecção da ordem de 4 s (Brunner, Allison, et al. 2011) e aqui conseguiu-se com a MMSC tempos médios da ordem de 2 segundos (Tabela 8, porém não considerou-se o custo computacional) com taxas de detecção próximos a 90% em 6 dos 10 voluntários. Ressalta-se aqui que apesar de alguns trabalhos mostrarem resultados melhores, como em Friman et al. (2007) e Muller et al. (2010) que apresentaram taxas média de acerto de até 84% e 96%, respectivamente, e tempo de detecção de 1 segundo, estes utilizaram outras técnicas conjuntas ao detector para melhorar a RSR, como a utilização de múltiplas derivações e filtros espaciais. Desta forma, o detector apontado pelo presente estudo como o mais adequado, poderia melhorar ainda mais seu desempenho com o uso conjunto de técnicas para aumento da RSR do PEVRP.

Ao observar a monitoração do sinal de EEG (Figura 52), nota-se uma tendência consistente de subida do detector muito antes da detecção ocorrer. Então, com a utilização desta tendência, e alguma técnica de predição, como por exemplo, a estatística sequencial, poder-se-ia diminuir o tempo de detecção.

Torna-se importante salientar a simplicidade matemática dos quatro detectores ORD utilizados. Esta simplicidade matemática pode levar a um baixo custo computacional, muito importante em aplicações de tempo real como em ICM. Outra importante característica dos detectores analisados é o fato de ser assíncrono, ou seja, o detector não recebe informação dos momentos onde há estimulação. Esta característica em uma ICM torna a comunicação mais natural e rápida, pois o usuário é que define o momento que deseja enviar os comandos.

6.5. Conclusão

Os quatro detectores testados (SFT, PSM, MSC e MMSC) podem ser usados para avaliação da presença do PEVRP em sinais de EEG. Porém, o detector MMSC é o mais indicado para aplicações de ICM por apresentar as maiores taxas e os menores tempos de detecção consistentemente em todas as frequências avaliadas (7, 8, 9 e 27 Hz) e todos os voluntários, desde que mais de uma derivação esteja disponível. Mas, se apenas uma derivação estiver disponível, o detector MSC é o mais indicado por apresentar probabilidade de detecção maior (74%, Figura 50) que os outros detectores univariados.

Apesar de ter sido verificado neste estudo somente as frequências de 7, 8, 9 e 27 Hz, no capítulo 5 concluiu-se que as bandas de frequência 5-9 e 25-30 Hz são adequadas para aplicações em ICM. Desta forma, pode-se ampliar o número de frequências alvo em uma ICM, desde que se tenha uma resolução espectral suficiente para a sua detecção.

7. CONCLUSÃO E DESENVOLVIMENTO FUTURO

O objetivo deste trabalho foi avaliar métodos para a redução do tempo e aumento da taxa de detecção do potencial evocado visual de regime permanente para aplicações em interface cérebro máquina com a utilização de diodo emissor de luz, para estimulação. Foi desenvolvido um protótipo de estimulador visual, com o qual foram investigados os parâmetros da estimulação para melhor desempenho na detecção do PEVRP. Também foi estudado quatro técnicas de detecção ORD.

Conclui-se que o estimulador visual projetado e construído no Laboratório de Engenharia Biomédica/UFMG tem funcionamento satisfatório e pode gerar estimulações com frequências precisas e estáveis. Os resultados mostrados no capítulo 4 indicaram que o protótipo não produz interferência eletromagnética (conduzida, radiada ou cruzada) que possa gerar falsas detecções nos sinais de EEG, além de ser adequado para gerar estímulos para PEVRP. Desta forma, o protótipo do estimulador visual pode ser usado para implementar uma ICM, além de outras aplicações.

Conclui-se também que os parâmetros da estimulação visual que produzem maior RSR do PEVRP, e conseqüentemente, uma detecção mais rápida e com maior probabilidade foram:

- Faixa de frequência: 5-9 Hz e 25-30 Hz;
- Faixa de intensidade da estimulação: em torno de 15 cd/m², sabendo-se que a intensidade da estimulação tem uma pequena contribuição na RSR da resposta;
- Cor do estímulo: branco, mas pode ser usado verde com desempenho ligeiramente inferior;
- Faixa de Dimensão do estímulo: 2° a 3° de ângulo visual, que cobre toda a região da fóvea.

Esses são os parâmetros de estimulação visual mais adequado para a construção de uma ICM baseada em PEVRP de alto desempenho.

Baseado nos resultados apresentados no capítulo 6, conclui-se que dos quatro detectores avaliados, o detector MMSC, por apresentar consistentemente melhor desempenho em toda a faixa de frequência avaliada, e na maioria dos voluntários, é o mais adequado para aplicações em ICM. Ressalta-se aqui que o detector MMSC obteve melhor desempenho (menor tempo e maior probabilidade de detecção) com a utilização de três

canais de EEG (O1, O2 e Oz). Porém, ao comparar apenas os detectores univariados, o detector MSC apresentou um desempenho ligeiramente superior. Desta forma se apenas uma derivação de EEG estiver disponível, o detector MSC é o mais indicado.

7.1. Desenvolvimento futuro

Avaliar técnicas que vise melhorar a RSR do PEVRP, como filtros espaciais, e assim tornar sua detecção com maior probabilidade e mais rápida.

Determinar qual é a mínima variação de frequência de estimulação visual que se pode detectar. Desta forma, pode-se contribuir para aumentar o número de frequências alvo em uma ICM, já que a faixa de frequências apontada como adequada é bastante estreita.

A partir das conclusões apresentadas, propõe-se desenvolver uma ICM para tempo real baseada em PEVRP. O detector MMSC deverá ser implementado com o método da monitoração temporal dos sinais de EEG, conforme descrito no capítulo 6. Como nesta proposta a monitoração é “on line”, o monitor então deverá colecionar as amostras de dados até preencher uma janela de temporal (por exemplo, de 4s) e só então rodará o algoritmo de detecção e classificação.

A ICM será do tipo portátil, constituída pelo estimulador visual com seis LEDs estimuladores, e um sistema embutido para a coleta, digitalização e todas as etapas do processamento dos sinais de EEG e de saída. Cada um dos seis LEDs pisca com frequência diferente (por exemplo, 7, 8, 9, 26, 29 e 30 Hz). Esta ICM deverá funcionar como um *joystick*, ou seja, cada LED estimulador codifica uma ação (acima, abaixo, direita, esquerda, enter e esc). O voluntário deverá ser capaz de gerar comandos externos bastando focar sua atenção no LED estimulador. Inicialmente estes comandos externos poderão ser monitorados por sinalizadores (LEDs) para indicar a ativação da ação desejada e depois estes comandos podem ser usados para acionar, por exemplo, uma cadeira de rodas. O sistema embutido deverá ser implementado em uma FPGA (Field-Programmable Gate Array).

Produção científica durante o doutorado

Artigo completo publicado em periódico

- da Silva Pinto, M A; Schettino de Souza, J K; Baron, J e Tierra-Criollo, C J. “A low-cost, portable, micro-controlled device for multi-channel LED visual stimulation.” *Journal of Neuroscience Methods*, v. 197, p. 82-91, 2011.
- Santos filho, S A; Tierra-Criollo, C J; Souza, A P; da Silva Pinto, M A; Lima, M L C e Manzano, G M. “Magnitude Squared of Coherence to Detect Imaginary Movement.” *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, v. 2009, p. 1-13, 2009.

Depósito de pedido de patente

- Marcos Antonio da Silva Pinto, John Kennedy Schettino de Souza, Carlos Julio Tierra-Criollo e Jerome Baron. “Dispositivo portátil e processo para estimulação visual, com base em diodo emissor de luz” Instituto Nacional de Propriedade industrial INPI, protocolo nº 221106989303 de 31/08/2011.

Trabalho completo publicado em anais de congressos

- da Silva Pinto, M A; Baron, J; Tierra-Criollo, C J. **Potencial evocado visual de regime permanente com diferentes intensidades de flash de luz difusa.** *In: XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Tiradentes-MG, p. 98-98, 2010.*
- Schettino de Souza, J K; da Silva Pinto, M A; Neto, D C V; Baron, J; Tierra-Criollo, C J. **Pupilômetro portátil.** *In: XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Tiradentes-MG, p. 89-89, 2010.*

Resumo publicado em anais de congressos

- Akemy, B; Souza, J P; da Silva Pinto, M A; Tierra-Criollo, C J; Baron, J. **Human difference limens for flicker frequency of achromatic light.** *In: XXVI Reunião anual Federação de Sociedades de Biologia Experimental - FeSBE 2011, Rio de Janeiro-RJ, 2011.*
- Vieira, P G; Almeida, F; Souza, J K S; da Silva Pinto, M A; Souza, J P M D; Tierra-Criollo, C J; Baron, J. **Dynamics of spontaneous and reflex blinks in the burrowing owl (Athene Cunicularia).** *In: XXVI Reunião anual Federação de Sociedades de Biologia Experimental - FeSBE 2011, Rio de Janeiro-RJ, 2011.*

Textos em jornais de notícias/revistas

- da Silva Pinto, M A; Schettino de Souza, J K; Tierra-Criollo, C J. **Implementação de um estimulador visual com diodo emissor de luz para potencial evocado visual.** *Revista médica de Minas Gerais, Belo Horizonte, v. 19, nº 3, supl. 4, p. 70-70, 2009.*
- da Silva Pinto, M A; Baron, J; Tierra-Criollo, C J. **Potencial evocado visual de regime permanente com flash de luz difusa e intensidades variáveis.** *Revista médica de Minas Gerais, Belo Horizonte, v. 20, nº 3, supl. 1, p. 95-95, 2010.*
- Schettino de Souza, J K; da Silva Pinto, M A; Neto, D C V; Baron, J; Tierra-Criollo, C J. **Pupilômetro portátil.** *Revista médica de Minas Gerais, Belo Horizonte, v. 20, nº 3, supl. 1, p. 96-96, 2010.*
- da Silva Pinto, M A; Baron, J; Tierra-Criollo, C J. **Otimização do potencial evocado visual de regime permanente eliciado por LED através dos parâmetros da estimulação.** *Rev. Neurocienc., v. 19, supl. 2011, p. 76-76, 2011.*

8. BIBLIOGRAFIA

Albeanu, D F, E Soucy, T F Sato, M Meister, e V N Murphy. "LED Arrays as Cost Effective and Efficient Light Sources for Widefield Microscopy." *PLoS ONE*, May de 2008: 7.

Allison, B Z, D J McFarland, G Schalk, S D Zheng, M M Jackson, e J R Wolpaw. "Towards an independent brain-computer interface using steady state visual evoked potentials." *Clinical Neurophysiology*, 2008: 399-408.

Altkorn, R, S Milkovich, e G Rider. *Light Emitting Diode Safety and Safety Standards*. 2010.
<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=01529515> (acesso em 02 de February de 2010).

Aoyagi, M, T Fuse, Y Kim, e Y Koile. "An application of phase spectral analysis to amplitude modulation following response." *Acta Oto-Laryngol. Suppl.*, 1993: 82-88.

Bach, M, T Meigen, e H. Strasburger. "Raster-scan cathode-ray tubes for vision research limits of resolution in space, time and intensity, and some solutions." *Spatial Vision*, 1997, 10 ed.: 403-414.

Bakardjian, H, T Tanaka, e A Cichocki. "Optimization of SSVEP brain responses with application to eight-command Brain-Computer Interface." *Neuroscience Letters*, 2010: 34-38.

Basar-Eroglu, C, D Struber, M Schurmann, e M Stadler. "Gamma-band responses in the brain: a short review of psychophysiological correlates and functional significance." *International Journal of Psychophysiology*, 1996: 101-112.

Bauer, A, et al. "Phase-rectified signal averaging detects quasi-periodicities in non-stationary data." *Physica A*, 2006: 423-434.

Bayliss, Jessica D. *A Flexible Brain-Computer Interface*. Rochester, New York: Tese. University of Rochester, 2001.

Beverina, F, G Palmas, S Ssilvoni, F Piccione, e S Giove. "User adaptive BCIs: SSVEP and P300 based interfaces." *PsychNology Journal*, 19 de December de 2003: 331-354.

Bierbaumer, N, T Hinterberger, A Kubler, e N Neumann. "The Thought-Translation Device (TTD): Neurobehavioral Mechanisms and Clinical Outcome." *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2 de June de 2003: 120-123.

Bin, G, X Gao, Z Yan, B Hong, e S Gao. "An online multi-channel SSVEP-based brain-computer interface using a canonical correlation analysis method." *Journal of Neural Engineering*, 2009: 6pp.

Braga, E Q. *Estimação da resposta evocada à estimulação somatossensorial elétrica senoidal de 5 Hz e 2 kHz, utilizando wavelets e análise em componentes independentes*. Edição: . Vol. . . ., 2007.

Brunner, C, B Z Allison, C C Altstatter, e C Neuper. "A comparison of three brain-computer interfaces based on event-related desynchronization, steady state visual evoked potentials, or a hybrid approach using both signals." *Journal of Neural Engineering*, 2011: 7pp.

Brunner, C, R Scherer, B Gramann, G Supp, e G Pfurtscheller. "Online Control of a Brain-Computer Interface Using Phase Synchronization." *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 12 de December de 2006: 2501-2506.

Buzsaki, G. *Rhythms of the Brain*. New York: OXFORD UNIVERSITY PRESS, 2006.

Chalupa, L M, e J S Werner. *The Visual Neurosciences*. London: The Mit Press, 2003.

Cheng, M, X Gao, S Gao, e D. Xu. "Design and Implementation of a Brain-Computer Interface With High Transfer Rates." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 10 de October de 2002.

- Cohen, B A, e A Jr Sances. "Stationarity of the human electroencephalogram." *Medical & Biological Engineering & Computing*, setembro de 1977: 513-518.
- da Silva Pinto, M A, J K Schettino de Souza, J Baron, e C J Tierra-Criollo. "A low-cost, portable, micro-controlled device for multi-channel LED visual stimulation." *Journal of Neuroscience Methods*, 01 de February de 2011: 82-91.
- Davila, C E, e R Srebro. "Subspace averaging of steady state visual evoked potential." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 6 de june de 2000: 720-728.
- Davila, C E, R Srebro, e I A Ghaleb. "Optimal Detection of Visual Evoked Potentials." *IEEE Transactions on Biomedical Engeneering*, 6 de June de 1998: 800-803.
- Dawson, W, T Nakanishi-Ueda, D Armstrong, e D Reitze. "Local Fundus Response to Blue (LED and Laser) and Infrared (LED and Laser) Sources." *Exp. Eye Res.*, 2001: 137-147.
- Demontis, G C, A Sbrana, C Gargini, e L Cervetto. "A simple and inexpensive light source for research in visual neuroscience." *Journal of Neuroscience Methods*, 2005: 13-21.
- Ding, J, G Sperling, e R. Srinivasan. "Attentional Modulation of SSVEP Power Depends on the Network Tagged by the Flicker Frequency." *Cerebral Cortex Advance Access*, 12 de October de 2005.
- Dix, Alan, Janet Finlay, Gregory D Abowd, e Russell Beale. *Human-Computer interaction*. 3rd edition. Prentice-Hall, 2004.
- Dobie, R A, e M J A Wilson. "Analysis of auditory evoked potentials by magnitude-square of coherence." *Ear and Hearing*, 1 de February de 1989: 2-13.
- . "A Comparison of T Test, F Test and Coherence Methods of Detecting Steady-state Auditory-evoked Potentials, Distortion-product Otoacoustic Emissions, or other Sinusoids." *J Acoust Soc Am*, October de 1996: 2236-2246.
- Dornhege, G. "Increasing information transfer rates for brain computer interfacing." Dissetation. Germany, University of Potsdam, 2006.
- Ens, J, J A McEwen, e C W Beattie. Visual Stimulator. USA Patente 4618230. 21 de Oct de 1986.
- Equipamentos médicos Neurosoft do Brasil. *Equipamentos médicos Neurosoft do Brasil*. 2010. http://www.neurosoftbrasil.com.br/products_details.php?product_id=117&cat_id=5 (acesso em 05/04/2010 de abril de 2010).
- Fadda, A, e B Faisini. "Precision LED-based stimulator for focal electroretinography." *Medical & Biological Engineering & Computing*, July de 1997: 441-444.
- Fadda, A, e B Falsini. "Instrumentation for Electroretinography: A LED-based Stimulator." *18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Amsterdam, 1996. 152-153.
- Farwell, L A, e E Donchin. "Talking off the top of your head: Toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials." *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.*, December de 1988: 510-523.
- Felix, L B. *Detecção objetiva de respostas auditivas em regime permanente: aplicação em exames audiológicos. Magnitude Quadrática da Coerência na Detecção da Imaginação do*, 2006.
- Felix, L B, A M F L Miranda de Sá, A F C Infantosi, e H C Yehia. "Multivariate Objective Response Detectors (MORD): Statistical Tools for Multichannel EEG Analysis During Rhythmic Stimulation." *Annals of Biomedical Engineering*, March de 2007: 443-452.

- Fiesta, M P, e D M. Eagleman. "A method for achieving an order-of magnitude increase in the temporal resolution of a standard CRT computer monitor." *Journal of Neuroscience Methods*, 2008, 174 ed.: 103-105.
- Fisch, B J. "Fundamentals of EEG Interpretation." *American Academy of Neurology*, 2004.
- Forslund, Pontus. *A Neural Network Based Brain Computer Interface for Classification of Movement Related EEG*. Dissertation. Linkoping, Sweden, Linkoping University, 2003.
- Friman, O, I Volosyak, e A Graser. "Multiple channel detection of steady state visual evoked potential for brain computer interfaces." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 4 de abril de 2007: 742-750.
- Gamma, Erich, Richard Helm, Ralph Johnson, e John Vlissides. *Design patterns: Elements of reusable object-oriented software*. Addison Wesley professional computing series, 1994.
- Gao, X, D Xu, M Cheng, e S Gao. "A bci based environmental controller for the motion disabled." *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2 de June de 2003: 137-140.
- Garcia, G. "High frequency ssveps for bci applications." 2008.
- Harris, F J. "On the Use of Windows for Harmonic Analysis with the Discrete Fourier Transform." *Proceedings of the IEEE*, 1 de January de 1978: 51-83.
- Herrmann, C S. "Human eeg responses to 1 - 100 Hz flicker: resonance phenomena in visual cortex and their potential correlation to cognitive phenomena." *Exp Brain Res*, 1 de march de 2001: 346 - 353.
- Hinterberger, T, A Kubler, J Kaiser, N Neumann, e N Birbaumer. "A brain-computer interface (BCI) for the locked-in: comparison of different EEG classifications for the thought translation device." *Clinical Neurophysiology*, 2003: 416-425.
- Hinterberger, T, B Wilhelm, J Mellinger, B Kotchoubey, e N Birbaumer. "A Device for the Detection of Cognitive Brain Functions in Completely Paralyzed or Unresponsive Patients." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2 de February de 2005: 211-220.
- Hogg, C. "Stimulus devices, calibration, and measurement of light." Cáp. 19 em *Principles and Practice of Clinical Electrophysiology of Vision*, edição: J R Heckenlively e Arden G B., 265-283. MIT Press, Mosby, 2006.
- Hong, B, F Yang, Y Pan, Q Tang, K Chen, e Y Tie. "Single trial estimation and analysis of PVEP based on independent component analysis." 2001: 503-508.
- Hubel, D H. *Eye, Brain, and Vision*. Scientific American Library, 1995.
- ICNIRP. "Guidelines on limits of exposure to broad-band incoherent optical radiation (0.38 to 3 μm)." *Health Physics Society*, 03 de September de 1997: 539-554.
- Infantosi, A F C, V V Lazarev, e D V Campos. "Detecção de resposta a fotoestimulação intermitente no eletroencefalograma utilizando o teste F-espectral." *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, abril de 2005: 25 - 36.
- Kandel, E R, J H Schwartz, e T M Jessell. *Principles of Neural Science*. New York: McGraw-Hill, 2000.
- Kay, S M. *Modern spectral estimation: theory and application*. New Jersey: Prentice Hall, 1988.
- Kelly, S P, E C Lalor, R B Reilly, e J J Foxe. "Visual spatial attention tracking using high density ssvep data for independent brain computer communication." *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2 de June de 2005: 172-178.
- Kingbrighth. *xPower Data sheet*. 19 de January de 2009.

- Kluge, T, e M Hartmann. "Phase Coherent Detection of Steady-State Evoked Potentials: Experimental Results and Application to Brain-Computer Interfaces." *Proceedings of the 3rd International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering Kohala Coast, Hawaii, USA, May 2-5, 2007*. Kohala Coast, Hawaii, USA, 2007. 425-429.
- Krause, C M, C A Boman, L Sillanmaki, T Varho, e Holopainen I E. "Brain oscillatory EEG event-related desynchronization (ERD) end synchronization (ERS) responses during an auditory memory task are altered in children with epilepsy." *Seizure*, 23 de may de 2008: 1-10.
- Krepki, R. *Brain-Computer Interfaces: Design and implementation of an online BCI system for the control in gaming applications and virtual limbs - TESE*. Berlin: University of Berlin, 2004.
- Lalor, E C, et al. "Steady-State VEP-Based Brain-Computer Interface Control in an Immersive 3D Gaming Environment." *EURASIP Journal on Applied Signal Processing*, 2005: 3156-3164.
- Lebedev, M A, e M A L Nicolelis. "Brain-machine interfaces: past, present and future." *TRENDS in Neurosciences*, 21 de July de 2006: 537-546.
- Leite, R T, D M Simpson, e A F C Infantosi. "Comparison of Techniques for the Objective Identification of EEG Responses to Somatosensory Stimulation." *Proceedings of the 18th IEEE Annual International Conference on Engineering in Medicine and Biology, CD-ROM: paper n. 78*. Amsterdam, 1996.
- Levine, S P, et al. "A Direct Brain Interface Based on Event-Related Potentials." *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 2 de June de 2000: 180-185.
- Mainster, M A. "Espectro, Classificação e Fundamentos das Lentes Intra-Oculares com Proteção Ultravioleta." *American Journal of Ophthalmology*, Dezembro de 1986: 727-732.
- Martinez, P, H Bakardjian, e A Cichockil. "Fully Online Multicommand Brain-Computer Interface with Visual Neurofeedback Using SSVEP Paradigm." *Hindawi Publishing Corporation Computational Intelligence and Neuroscience*, 2007.
- Materka, A, e M. Byczuk. "Alternate half-field stimulation technique for SSVEP-based brain-computer interfaces." *Electronics Letters*, 16 de March de 2006.
- Middendorf, M, G McMillan, G Calhoun, e K S Jones. "Brain-Computer Interfaces Based on the Steady-State Visual-Evoked Response." *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 2 de June de 2000: 211-214.
- Miranda de Sá, A M F L. "A note on the coherence-based signal-to-noise ratio estimation in systems with periodic inputs." *Journal of the Franklin Institute*, 19 de May de 2006: 688-698.
- Miranda de Sá, A M F L, A F C Infantosi, e D B Melges. "A multiple coherence-based detector for evoked responses in the EEG during sensory stimulation." *Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE. 30th Annual International Conference of the IEEE, Columbia, Canada, August de 2008*: 3516-3519.
- Miranda de Sá, A M F L, e A F C Infantosi. "Evaluating the entrainment of the alpha rhythm during stroboscopic flash stimulation by means of coherence analysis." *Medical Engineering & Physics*, 2005: 167-173.
- Miranda de Sá, A M F L, e L B Felix. "Improving the detection of evoked responses to periodic stimulation by using multiple coherence—application to EEG during photic stimulation." *Medical Engineering & Physics*, 28 de January de 2002: 245-252.
- Miranda de Sá, A M L, A F C Infantosi, e D M Simpson. "Coherence between one random and one periodic signal for measuring the strength of responses in the EEG during sensory stimulation." *Med Biol Eng Comput*, 2002: 99-104.
- Misulis, Karl E. *Spehlmann's evoked potential primer*. Newton, MA: Butterworth-Heinemann, 1994.

- Morgan, S T, J C Hansen, e S A Hillyard. "Selective attention to stimulus location modulates the steady-state visual evoked potential." *Proc. Natl. Acad. Sci. USA Neurobiology*, May de 1996: 4770-4774.
- Muller, S M T, W C Celeste, T F Bastos-Filho, e M Sarcinelli-Filho. "Brain-computer interface based on visual evoked potentials to command autonomous robotic wheelchair." *Journal of Medical and Biological Engineering*, 08 de Oct de 2010: 407-416.
- Muller-Putz, G R, E Eder, S C Wriessnegger, e G Pfurtscheller. "Comparison of DFT and lock-in amplifier features and search for optimal electrode positions in SSVEP-based BCI." *Journal of Neuroscience Methods*, 2008: 174-181.
- Muller-Putz, G R, e G Pfurtscheller. "Control of an Electrical Prosthesis With an SSVEP-Based BCI." *IEEE Transactions on Biological Engineering*, 1 de January de 2008: 361-364.
- Muller-Putz, G R, R Scherer, C Brauneis, e G Pfurtscheller. "Steady-state visual evoked potential (SSVEP)-based communication: impact of harmonic frequency components." *Institute of Physics Publishing Journal of Neural Engineering*, 25 de October de 2005: 123-130.
- Nishifuji, S, H Ohkado, e S Tanaka. "Characteristics of Alpha Wave Response to Flicker Stimuli with Color Alternation." *Electronics and Communications in Japan*, 2006: 1-10.
- Nygaard, Rolf W., e Thomas E. Frumkes. "LEDs: convenient, inexpensive sources for visual experimentation." *Vision Res.*, 1982: 435 - 440.
- Nykopp, T. *Statistical Modelling Issues for The Adaptive Brain Interface-master's thesis*. HELSINKI: Helsinki University of Technology, 2001.
- Obermaier, B, C Guger, C Neuper, e G Pfurtscheller. "Hidden Markov models for on line classifications of single trial EEG data." *Pattern Recognition Letters*, 2001: 1299-1309.
- Obermaier, B, G R Muller-Putz, e G Pfurtscheller. "'Virtual Keyboard' Controlled by Spontaneous EEG Activity." *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 4 de December de 2003: 422-426.
- Pastor, M A, J Artieda, J Arbizu, M Valencia, e J C Masdeu. "Human cerebral activation during steady state visual evoked responses." *The Journal of Neuroscience*, 17 de december de 2003: 11621-11627.
- Pfurtscheller, G. "EEG event-related desynchronization (ERD) and synchronization (ERS)." *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1 de July de 1997: 26-26.
- Pfurtscheller, G, e F H Lopes da Silva. "Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles." *Clinical Neurophysiology*, 26 de May de 1999: 1842-1857.
- Pfurtscheller, G, G R Muller-Putz, J Pfurtscheller, H J Gerner, e R Rupp. "'Thought'-Control of functional electrical stimulation to restore hand grasp in a patient with tetraplegia." *Neuroscience Letters*, 4 de August de 2003: 33-36.
- Purves, D, et al. *Neuroscience: Third Edition*. Sunderland, Massachusetts U.S.A.: Sinauer Associates, Inc., 2004.
- Rager, Gunter, e Wolf Singer. "The response of cat visual cortex to flicker stimuli of variable frequency." *European Journal of Neuroscience*, 1998: 1856-1877.
- Ravden, D, e J Polich. "On P300 measurement stability: habituation, intra-trial block variation, and ultradian rhythms." *Biological Psychology*, 1999: 59-76.
- Rebsamen, B, Teo Q L, Q Zeng, e M H Ang Jr. "Controlling a wheelchair in a building using thought." *IEEE Intell. Syst.*, 2 de March/April de 2007: 18-24.

Regan, D. *Human Brain Electrophysiology*. New York: Elsevier Science Publishing Co., Inc., 1989.

Santos Filho, S A. *Magnitude Quadrática da Coerência na Detecção da Imaginação do Movimento para Aplicação em Interface Cérebro-Máquina*. Belo Horizonte: Tese de doutorado. Belo Horizonte, Brasil, PPGEE, UFMG, 2010.

Santos filho, S A, C J Tierra-Criollo, A P Souza, M A Silva Pinto, M L C Lima, e G M Manzano. "Magnitude Squared of Coherence to Detect Imaginary Movement." *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, 8 de June de 2009.

Scherer, R, F Lee, A Schlogl, R Leeb, H Bischof, e G Pfurtscheller. "Toward Self-Paced Brain-Computer Communication: Navigation Through Virtual Worlds." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2 de February de 2008: 675-682.

Scherer, R, G R Muller-Putz, C Neuper, B Graimann, e G Pfurtscheller. "An Asynchronously Controlled EEG-Based Virtual Keyboard: Improvement of the Spelling Rate." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 6 de June de 2004: 979-984.

Schnitzler, E M, M Baumeister, e T Kohnen. "Scotopic measurement of normal pupils: Colvard versus Video Vision Analyzer infrared pupillometer." *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, June de 2000: 859-866.

Semmlow, J.L. *Biosignal and Biomedical Image Processing: MATLA B-Based Applications*. New Jersey, U.S.A.: Marcel Dekker Inc., 2004.

Shannon, C E, e W Weaver. *The Mathematical Theory of Communication*. Illinois: Urbana, IL: Univ. Illinois Press, 1964.

Siegle, G J, N Ichikawa, e S Steinhauer. "Blink before and after you think: Blinks occur prior to and following cognitive load indexed by pupillary responses." *Psychophysiology*, 2008: 679-687.

Simpson, D M, C J Tierra-Criollo, R T Leite, E J B Zayen, e A F C Infantosi. "Objective Response Detection in an Electroencephalogram During Somatosensory Stimulation." *Annals of Biomedical Engineering*, 10 de May de 2000: 691-698.

Souza, A P, S A Santos filho, P A Moraes Xavier, C A Maia, L B Felix, e C J Tierra-Criollo. "Modeling movement and imaginary movement EEG by means of Hidden Markov Model." *ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference 2010*, 2010.

Sutter, E E. "The brain response interface: communication through visually induced electrical brain responses." *Journal Microcomputer Applications*, 1992: 31-45.

Teplan, M. "Fundamentals of EEG Measurement." *Measurement Science Review*, 2002.

Texas Instruments. *Data sheet*. February de 2001.

Tierra-Criollo, C J. *Monitoração objetiva da resposta a estimulação somatosensitiva utilizando parâmetros espectrais*. Edição: . Rio de Janeiro: Tese de doutorado. COPPE-UFRJ, 2001.

Tommaso, M, et al. "Steady-state visual evoked potentials in the low frequency range in migraine: a study of habituation and variability phenomena." *International Journal of Psychophysiology*, 6 de May de 2003: 165-174.

Touyama, H. "Brain-CAVE Interface Based on Steady-State Visual Evoked Potential." In: *Advances in Human Computer Interaction*, por Shane Pinder, 437-450. Tokio, Japan: InTech Education and Publishing, 2008.

Vaadia, E, e N. Birbaumer. "Grand challenges of brain computer interfaces in the years to come." *Frontiers in Computational Neuroscience*, 2009, 3 ed.: 151-154.

- van Gerven, M, et al. "The brain-computer interface cycle." *Journal of Neural Engineering*, 2009: 10.
- Vialatte, F B, M Maurice, J Dauwels, e A Cichocki. "Steady State Visual Evoked Potentials in the Delta Range (0.5-5 Hz)." *15th International Conference on Neural Information Processing, ICONIP*. Auckland, New Zealand, 2008.
- Vialatte, F B, M Maurice, J Dauwels, e A. Cichocki. "Steady-state visually evoked potentials: Focus on essential paradigms and future perspectives." *Progress in Neurobiology*, 2010, 90 ed.: 418-438.
- Vidaurre, C, A Schlogl, R Cabeza, R Scherer, e G Pfurtscheller. "A Fully On-Line Adaptive BCI." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 6 de June de 2006: 1214-1219.
- Wang, Gao, B Hong, C Jia, e S Gao. "Brain-Computer Interfaces Based on Visual Evoked Potentials." *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, October de 2008: 64-71.
- Wang, R, X Gao, e S Gao. "Frequency Selection for SSVEP-based Binocular Rivalry." *Proceedings of the 2 International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, 16-19 de March de 2005: 5 - 8.
- Wang, Y T, Y Wang, e T P Jung. "A cell-phone-based BCI for communication in daily life." *J. Neural Eng.*, 2011: 5pp.
- Wang, Y, R Wang, X Gao, B Hong, e S Gao. "A Practical VEP-Based Brain-Computer Interface." *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, June de 2006: 234-239.
- Wang, Y, Z Zhang, X Gao, e S. Gao. "Lead selection for SSVEP-based brain-computer interface." *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*. San Francisco, CA, USA • September 1-5, 2004: IEEE, 2004. 4507-4510.
- Wells, E F, G M Bernstein, B W Scott, P J Bennett, e J R Mendelson. "Critical flicker frequency responses in visual cortex." *Exp Brain Res*, 12 de May de 2001: 106-110.
- Wilson, J J, e R Palaniappan. "Analogue mouse pointer control via an online steady state visual evoked potential (SSVEP) brain-computer interface." *J. Neural Eng.*, 2011: 6pp.
- Wolpaw, J R, H Ramoser, D J McFarland, e G Pfurtscheller. "EEG-Based Communication: Improved Accuracy by Response Verification." *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 3 de September de 1998: 326-333.
- Wolpaw, J R, N Bierbaumer, D J McFarland, G Pfurtscheller, e T M Vaughan. "Brain computer interfaces for communication and control." *Clinical Neurophysiology*, 2 de March de 2002: 767-791.
- Wolpaw, J R, N Bierbaumer, W J Heetderks, D J McFarland, e P H Pechan. "Brain computer interface technology: A review of the first international meeting." *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 2 de June de 2000: 164-173.
- Wu, C H, et al. "Frequency recognition in an SSVEP-based brain computer interface using empirical mode decomposition and refined generalized zero-crossing." *Journal of Neuroscience Methods*, 2011: 170-181.
- Wu, W, X Gao, B Hong, e S Gao. "Classifying Single-Trial EEG During Motor Imagery by Iterative Spatio-Spectral Patterns Learning (ISSPL)." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 6 de June de 2008: 1733-1743.
- Wu, Z, Y Lai, Y Xia, D Wu, e D Yao. "Stimulator selection in SSVEP-based BCI." *Medical Engineering & Physics*, 28 de January de 2008: 1079-1088.
- Zhang, D, A Maye, X Gao, B Hong, A K Engel, e S Gao. "An independent brain-computer interface using covert non-spatial visual selective attention." *J. Neural Eng.*, 2010: 11pp.

Zhang, H, C Guan, e C Wang. "Asynchronous P300-Based Brain–Computer Interfaces: A Computational Approach With Statistical Models." *IEEE Transactions on Biomedical Engeneering*, 6 de June de 2008: 1754-1763.

Zhu, Danhua, Jordi Bieger, Gary Garcia Molina, e Ronald M. Aarts. "A Survey of Stimulation Methods Used in SSVEP-Based BCIs." *Computational Intelligence and Neuroscience*, 4 de January de 2010: 12 pages.

Zurek, P M. "Detectability of Transient and Sinusoidal Otoacoustic Emission." *Ear and Hearing*, 1992: 307-310.