



FOTO-ESTIMULADOR PROGRAMÁVEL PARA ESTUDO DE POTENCIAL EVOCADO VISUAL

Aluizio d' Affonsêca Netto

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Antonio Fernando Catelli Infantosi
Antonio Mauricio Ferreira Leite
Miranda de Sá

Rio de Janeiro
Março de 2012

FOTO-ESTIMULADOR PROGRAMÁVEL PARA ESTUDO DE POTENCIAL
EVOCADO VISUAL

Aluizio d’Affonsêca Netto

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Antonio Fernando Catelli Infantosi, Ph.D.

Prof. Alexandre Visintainer Pino, D.Sc.

Prof . Carlos Julio Tierra Criollo, D.Sc

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO DE 2012

D’Affonsêca Netto, Aluizio

Foto-estimulador programável para estudo de potencial evocado visual/ Aluizio d’Affonsêca Netto. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2012.

VII, 103 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador(es): Antonio Fernando Catelli Infantosi

Antonio Maurício Ferreira Leite

Miranda de Sá

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2012.

Referências Bibliográficas: p. 71-73.

1. Eletroencefalograma. 2. Potenciais evocados. 3. Sistema microcontrolado. I. Infantosi, Antonio Fernando Catelli, *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

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

FOTO-ESTIMULADOR PROGRAMÁVEL PARA ESTUDO DE POTENCIAL EVOCADO VISUAL

Aluizio d’Affonsêca Netto

Março/2012

Orientadores: Antonio Fernando Catelli Infantosi

Antonio Mauricio Ferreira Leite Miranda de Sá

Programa: Engenharia Biomédica

A fotoestimulação é uma das principais técnicas para estimular a atividade bioelétrica cortical. O uso da fotoestimulação permite estudar, avaliar ou evidenciar patologias presentes nas vias sensoriais e áreas relacionadas à visão, tendo como base o eletroencefalograma (EEG). Utilizando-se um foto-estimulador é possível evocar respostas (potenciais evocados - PE) que no sinal de EEG aparecem síncronas com o estímulo luminoso. Análises no EEG nos domínios do tempo e frequência permitem inferir sobre o estado do sistema nervoso visual. Há diversas formas de fotoestimulação, desde o simples uso de luz estroboscópica ao de telas ou óculos exibindo padrões espaciais. O estudo de potenciais evocados visuais, envolvendo novos protocolos de estimulação e novas técnicas de detecção, requer foto-estimuladores com capacidade de executar diferentes padrões de estímulo, que gerem pouco incômodo ao paciente, assim como evitem influências externas do ambiente. Neste trabalho, foi desenvolvido e construído um foto-estimulador com duas matrizes de 16 LEDs coloridos, controlados por um microcontrolador responsável por gerar os padrões de fotoestimulação e permitir a aquisição de 4 canais EEG.

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

PROGRAMMABLE PHOTIC STIMULATOR FOR STUDY THE VISUAL EVOKED
POTENTIAL

Aluizio d’Affonsêca Netto

March/2012

Advisors: Antonio Fernando Catelli Infantosi

Antonio Mauricio Ferreira Leite Miranda de Sá

Department: Biomedical Engineering

The photic stimulation is one of the main techniques to stimulate the cortical bioelectrical activity. The analysis of the electroencephalogram during photic stimulation allows studying, evaluating or even to assess pathologies within the sensory pathways and areas related to vision. The use of a photic stimulator can elicit responses (evoked potentials - PE), which appear in the EEG signal synchronous with the light stimulus. EEG analysis in the time and frequency allow inferences about the state of the visual nervous system. There are several forms of photic stimulation, ranging from the simple use of strobe lighting to screens or glasses showing spatial patterns. The study of visual evoked potentials, involving new stimulation protocols and new detection techniques, requires photic stimulators capable of performing different stimulus patterns, which generate little discomfort to the patient, and avoid external influences of the environment. This work was developed and constructed a photic stimulator with two matrixes of 16 coloreds LEDs, controlled by a microcontroller responsible for generating the patterns of photic stimulation and allows the acquisition of 4 channels EEG.

Índice

Capítulo 1. Introdução.....	1
1.1. Objetivos.....	2
Capítulo 2. Fundamentos Teóricos	4
2.1. Fisiologia do sistema visual	4
2.2. Potencial evocado visual – PEV.....	12
2.3. Aplicações e monitorização.....	15
2.4. Foto-estimuladores e parâmetros.....	21
Capítulo 3. <i>Hardware e software</i> do foto-estimulador.....	24
3.1. <i>Hardware</i>	24
3.1.1. Matrizes com LEDs RGB	25
3.1.2. Canais de sincronismo.....	29
3.1.3. Canais de EEG.....	30
3.1.4. Microcontrolador LM3S9B92.....	33
3.2. <i>Software</i>	35
3.2.1. <i>Firmware</i> do microcontrolador	36
3.2.2. Biblioteca de comunicação – DLL.....	40
3.2.3. Interface de configuração.....	43
Capítulo 4. Avaliação de desempenho do foto-estimulador.....	47
4.1. Avaliação na bancada	47
4.1.1. Frequências de fotoestimulação	47
4.1.2. Intensidade emitida pelos LEDs.....	48
4.1.3. Avaliação dos amplificadores de EEG.....	53
4.2. Avaliação <i>in vivo</i>	56
4.2.1. Estimulação com anteparo – Teste de compatibilidade eletromagnética.	58
4.2.2. Teste entre os diferentes tipos de estimulação R, G e B.	63
Capítulo 5. Discussão.....	66
Capítulo 6. Conclusão	70
Capítulo 7. Referências	71
Anexo A. Estrutura dos arquivos de estimulação.....	74
Anexo B. Estrutura dos arquivos de EEG	76
Anexo C. Endereçamento dos LEDs na matriz de estimulação.....	78
Anexo D. Esquema elétrico dos Amplificadores de EEG.....	79
Anexo E. Esquema elétrico do microcontrolador, canais de <i>trigger</i> e conversor AD	81
Anexo F. Esquema elétrico das matrizes de LEDs	84
Anexo G. Disposição dos componentes e montagem em gabinete	86
Anexo H. Blocos de comandos do foto-estimulador.....	88
Anexo I. Descrição das funções da DLL	97

Nomenclatura

Abreviaturas:

μDMA – *Micro Direct Memory Access Controller* – Controlador de acesso direto a memória;

AD – *Analog to Digital* – Conversor Analógico Digital

CIE – *International Commission on Illumination*

CSM – *Component Synchrony Measure* – Medida de Sincronismo de Componentes;

DLL – *Dynamic Link Library* – Biblioteca de vínculo dinâmico;

EEG – Eletroencefalograma;

FEI – Foto-estimulação intermitente;

LED - *Light Emitting Diode* – Diodo emissor de luz;

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

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

PA – Potencial de ação;

PE – Potencial Evocado;

PEV – Potencial Evocado Visual;

PWM – *Pulse Width Modulation* – Modulação em largura de pulso

RFC – Respostas Foto Convulsivas;

RFR - Respostas de Foto Recrutamento;

RGB – *Red, Green and Blue* – Vermelho, Verde e Azul;

SPI – *Serial Peripheral Interface Bus* – Interface serial de Periféricos;

SSI – *Synchronous Serial Interface* – Interface síncrona serial;

SSVEP – *Steady-state Visual Evoked Potential* – Potencial evocado em regime permanente;

USB – *Universal Serial Bus* – Barramento Serial Universal

Capítulo 1. Introdução

O eletroencefalograma (EEG) durante estimulação sensorial (visual, auditiva e somato-sensitiva) e os potenciais evocados (PE) decorrentes da estimulação sensorial se constituem em um paradigma experimental que permite estudos e diagnósticos neurofisiológicos mais específicos das vias sensoriais e das áreas corticais associadas a estas. O potencial evocado visual (PEV) permite avaliar a integridade das vias visuais e de funções corticais (CELESIA, PEACHEY, 2005), o que, às vezes, é impossível pelo exame clínico, como por exemplo, em pacientes em coma. Logo, este método de análise do PE tem a vantagem de poder ser utilizado na monitoração de pacientes durante a cirurgia ou em pacientes não cooperativos, como pacientes psiquiátricos e crianças de pouca idade. Há também estudos sobre uso do PEV para confecção de interfaces cérebro-computador que exigem menor treinamento do usuário, visto que estas interfaces dependem apenas da atenção deste ao estimulador (WOLPAW *et al.*, 2002; WANG *et al.*, 2006; WU *et al.*, 2008).

A fotoestimulação intermitente (FEI), efetuada geralmente com luz estroboscópica (*flash*) usada para desencadear o PE, é atualmente um procedimento de rotina na clínica, uma vez que, durante a mesma, anormalidades são acentuadas ou até mesmo um sinal de EEG em princípio normal torna-se patológico (TAKAHASHI, 2005). Estudos também estão sendo feitos com o uso de LEDs (*light emitting diode* - diodo emissor de luz) os quais geram PEVs com maior razão sinal ruído. Além disso, os LEDs possuem tamanho reduzido e facilidade de controle quando comparados às lâmpadas de xenônio usadas nos primeiros estudos de FEI (CHIN *et al.*, 1985; PRATT *et al.*, 1995; WU *et al.*, 2008).

A FEI é uma importante ferramenta de auxílio ao diagnóstico, pois diversas patologias e disfunções ligadas ao sistema nervoso e visual afetam os sinais de EEG obtidos durante fotoestimulação, tais como, doença de Alzheimer e esclerose múltipla. Além disso, tais enfermidades ou certas anomalias na visão que geram resultados imprecisos em outros exames objetivos são diagnosticadas corretamente com o uso da FEI (TOBIMATSU, CELESIA, 2006).

Novos protocolos além da FEI têm sido utilizados não só para detecção de distúrbios, mas também para estudar as interações e organização do sistema visual quanto à cognição e formação da memória (VIALATTE *et al*, 2010).

O Laboratório de Processamento de Imagens e Sinais (LAPIS) tem trabalhado em processamento de sinais de EEG e PE desenvolvendo técnicas de detecção objetivas de respostas (ORD) no domínio da frequência (MIRANDA DE SÁ, INFANTOSI, 2002). Tais técnicas se baseiam na obtenção de limiares estatísticos acima dos quais determinadas grandezas espectrais podem indicar a presença das respostas evocadas, para um dado nível de significância. No entanto, para o desenvolvimento e aprimoramento de técnicas ORD com ênfase no PEV, o laboratório não dispõe de fotoestimulador adequado para permitir desenvolver novos protocolos de estimulação visual. Assim, o desenvolvimento de um foto-estimulador capaz de gerar diversos padrões de estimulação visual é essencial para a continuidade dos estudos e aprimoramento de técnicas ORD aplicadas ao EEG.

1.1. Objetivos

Desenvolver um foto-estimulador programável para estudo do PEV por fotoestimulação intermitente constituído por duas matrizes de LEDs RGB, capaz de gerar pulsos luminosos de frequência ajustável de 0,2 a 100 Hz, com ajuste da

intensidade luminosa e de configuração de padrões de estimulação distintos para cada matriz. O foto-estimulador também deve ter acoplado 4 módulos de aquisição de EEG para permitir estudos de PEV usando apenas um equipamento.

Capítulo 2. Fundamentos Teóricos

2.1. Fisiologia do sistema visual

O olho é tanto um dispositivo óptico quanto um dispositivo neuronal (CELESIA, PEACHEY, 2005). A luz entra no olho e passa através de meios transparentes (córnea, o humor aquoso, o cristalino e o humor vítreo) para atingir a retina (Figura 2.1.1). Um pré-requisito para o funcionamento normal da retina é um sistema óptico intacto. Por exemplo, a catarata, que torna o cristalino opaco, pode impedir um estímulo luminoso de atingir a retina e a sua subsequente transdução em sinais elétricos que são transmitidos para o córtex visual onde a percepção do estímulo ocorreria.

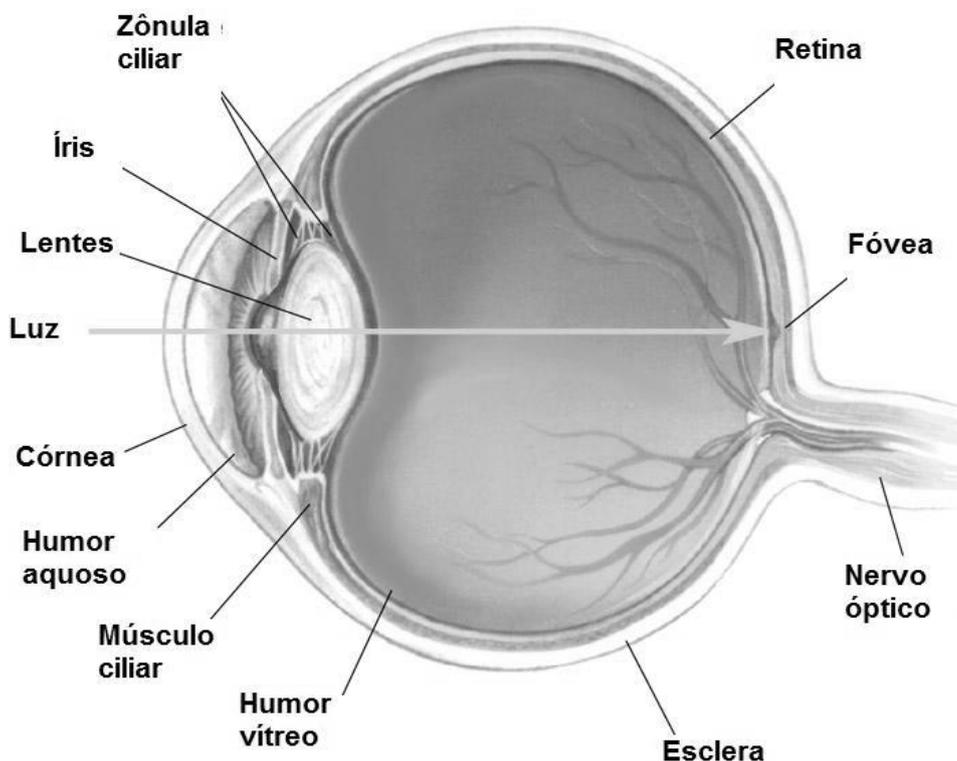


Figura 2.1.1: Representação do globo ocular. Adaptado de BEAR *et al.*, 2002.

A retina é uma membrana neuronal que reveste a parte posterior do olho. A luz entra pelo globo ocular e atravessa as lentes de projeção formadas pela córnea e o

crystalino e atinge os fotorreceptores. A intensidade da luz é determinada pelo diâmetro da pupila, que é controlada pela íris trabalhando como um diafragma que possui abertura controlada pela musculatura ciliar.

A retina apresenta organização laminar (Figura 2.1.2), estando às células organizadas em camadas ordenadas no sentido contrário ao que a luz entra pelo sistema ocular. A camada mais interna é a camada de células ganglionares (G) que contém os corpos celulares das células ganglionares que fazem conexão com nervo óptico, responsável por levar informação ao resto do encéfalo. A seguir está a camada nuclear interna, que contém os corpos celulares das células bipolares (B), as células horizontais (H) e as células amácrinas (A). Finalmente, tem-se a camada dos segmentos externos dos fotorreceptores (P) no epitélio pigmentado. Entre a camada de células ganglionares e camada nuclear interna encontra-se a camada plexiforme interna, na qual se estabelecem contatos sinápticos entre células bipolares, amácrinas e ganglionares. Entre as camadas nuclear interna e externa encontra-se a camada plexiforme externa, na qual os fotorreceptores estabelecem contatos sinápticos com células bipolares e horizontais.

Na retina de vertebrados, existem duas classes de fotorreceptores: os cones e os bastonetes. A retina humana é dominada por bastonetes, contendo apenas cerca de 5 % de cones (CELESIA, PEACHEY, 2005). Os fotorreceptores possuem três seções funcionais. O segmento externo contém os fotopigmentos sensíveis à luz, juntamente com a máquina de fototransdução organizada em uma série de discos membranosos formados por duplas camadas lipídicas (BEAR *et al.*, 2002). Os segmentos internos possuem o núcleo e organelas celulares responsáveis pela manutenção da estrutura celular. O terminal dos fotorreceptores contém as áreas de sinapses, onde o neurotransmissor glutamato permite a comunicação com neurônios de segunda ordem (BEAR *et al.*, 2002). Todos os bastonetes contêm o mesmo tipo de pigmento visual, a

rodopsina. Os três tipos de cones cada um sensível a um tipo de comprimento de onda (vermelho 558 nm, verde 531 nm ou azul 419 nm) são diferenciados pelo fotopigmentos contidos no segmento externo (CELESIA, PEACHEY, 2005).

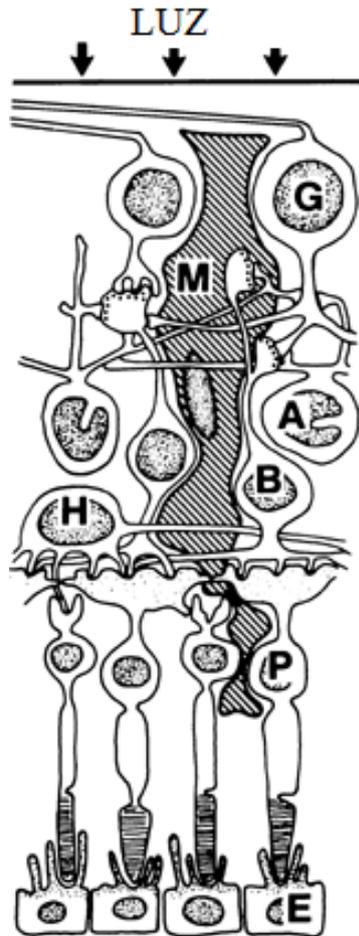


Figura 2.1.2: Representação das camadas encontradas nas retina. **G**, células ganglionares; **M**, células gliais; **A**, células amácrinas; **B**, células bipolares; **H**, células horizontais; **P**, fotorreceptores; **E**, epitélio pigmentado. (Adaptado de CELESIA, PEACHEY, 2005).

Os pigmentos visuais são ativados pela absorção da luz que dá início à cascata de fototransdução. Esta cascata culmina com o fechamento de canais iônicos ao longo do segmento externo, cuja membrana se encontra despolarizada no escuro, levando a hiperpolarização da membrana, e uma conseqüente redução na taxa de liberação do neurotransmissor no terminal sináptico na presença de luz. No olho humano, a amplificação adquirida com a cascata de fototransdução é tal que uma sensação visual pode ser resultado de uma absorção quântica de poucos fótons (BEAR *et al.*, 2002).

As células fotorreceptoras usam o glutamato como neurotransmissor, na camada plexiforme externa, cada fotorreceptor efetua contatos sinápticos com dois tipos de células: as células bipolares, que fazem conexão direta entre fotorreceptores e células ganglionares, e as células horizontais, que fornecem informação lateralmente para camada plexiforme externa, influenciando a atividade de células bipolares vizinhas (KANDEL *et al.*, 2008, BEAR *et al.*, 2002). As células bipolares podem ser divididas em duas classes: células tipo OFF, que apresentam canais cátions de sódio (Na^+) ativados por glutamato, levando à despolarização da célula, e células tipo ON, que respondem ao glutamato com uma hiperpolarização associada às proteínas G. Cada célula bipolar recebe aferências diretas dos grupos de fotorreceptores, cujo número varia de um, no centro da fóvea, a milhares, na retina periférica, e podem estar conectadas a fotorreceptores vizinhos pelas células horizontais em um anel circunscrito (CELESIA, PEACHEY, 2005). Estas conexões entre as células formam o campo receptivo de uma célula bipolar que corresponde à área da retina em que há modificação do potencial de membrana pela presença de luz. Este campo é composto por duas porções: uma área circular de retina que proporciona aferências diretas do fotorreceptor, chamada de centro receptivo, e uma área adjacente chamada de periferia do campo receptivo formado pelas aferências de células horizontais (BEAR *et al.*, 2002). As repostas entre o centro do campo receptivo e periferia são antagônicas.

A organização dos campos receptivos em centro-periferia passa das células bipolares para as ganglionares através das sinapses na camada plexiforme interna. As conexões laterais das células amácrinas também contribuem para formação de campos receptivos. O desenvolvimento de campos receptivos antagonistas forma a base para codificação de padrões espaciais e contraste (CELESIA e PEACHEY, 2005). A informação cromática líquida é derivada dos circuitos de comparadores formados pelos

campos receptivos de diferentes fotorreceptores e transmitidos a partir das células ganglionares através do nervo óptico até o núcleo geniculado lateral (NGL) do córtex visual (BEAR *et al.*, 2002).

Diferentes regiões da retina são especializadas em diferentes funções. Estas são evidenciadas por alterações na organização da arquitetura da retina. Por exemplo, a melhor acuidade visual ocorre na fóvea central, região denominada fovéola (Figura 2.1.3). Esta região contém apenas cones em uma estrutura altamente ordenada em que cada cone da fovéola faz contato com apenas uma célula bipolar e esta a uma célula ganglionar de cada classe. Como resultado, a resposta de cada cone da fovéola é transmitida com alta fidelidade através da retina. Por outro lado, ao se afastar da região da fóvea da retina, a acuidade visual decai, o que está correlacionado com a diminuição da densidade de células ganglionares sendo que estas fazem conexões com maior número de bastonetes (CELESIA e PEACHEY, 2005).

A maior parte das células ganglionares na retina, apresentam um campo receptivo organizado como centro-periferia com seu centro do tipo ON ou OFF. Na retina humana, distinguem-se dois tipos de células ganglionares principais: As células ganglionares do tipo M que são grandes e constituem a via magnocelular representando apenas 5 % do número de células. As células tipo P que são menores e representam cerca de 90 % do número de células formam o sistema parvocelular. Existe um terceiro grupo de células pouco caracterizado e denominado não-M e não-P (BEAR *et al.*, 2002). As células tipo M possuem maiores campos receptivos, conduzem com maior velocidade o potencial de ação no nervo óptico, são mais sensíveis a estímulos de baixo contraste e costumam responder com série rápida e transitória de potenciais de ação quando têm seus campos receptivos excitados. Estas células são importantes para reconhecimento de movimento. As células tipo P possuem menores campos receptivos e

disparam potenciais de ação com descarga sustentada que persiste enquanto houver estímulo. Estas células são importantes para reconhecimento de forma e de detalhes finos (BEAR *et al.*, 2002). As células tipo P e não-M e não-P são especializadas para o processamento de cores referentes ao vermelho-verde nas células P e azul-amarelo nas células não-M e não-P pelo mecanismo de oposição de cores em que um grupo de células formam centro receptivo ON para uma cor e OFF para outra (BEAR *et al.*, 2002).

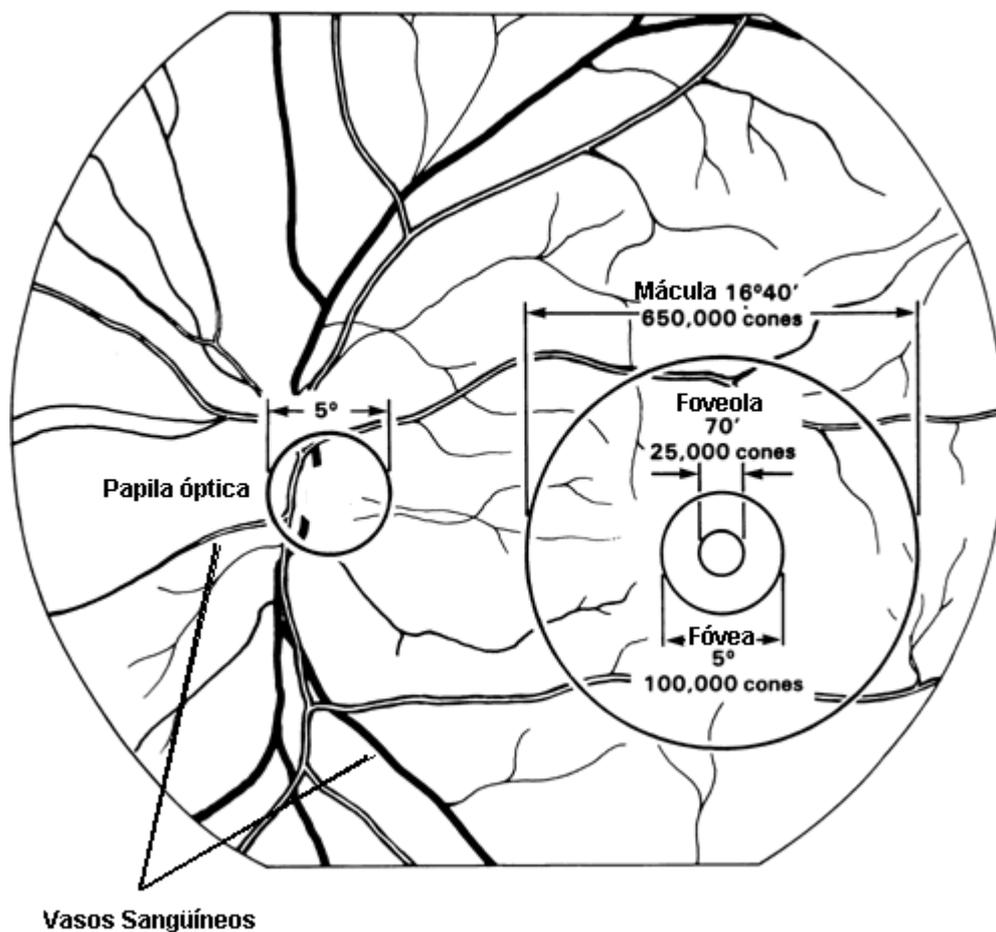


Figura 2.1.3: Fundo ocular. O tamanho da papila óptica, mácula, fóvea e foveola são expressas em graus de ângulo visual. A papila óptica corresponde ao ponto cego da retina onde há presença de grandes vasos sanguíneos e a saída do nervo óptico (Adaptado de CELESIA, PEACHEY, 2005).

Esta complexa fisiologia da retina pode ser parcialmente estudada por eletrorretinografia (ERG). A manipulação de estímulos visuais permite a avaliação da integridade funcional de fotorreceptores e circuitos neuronais da retina.

As fibras nervosas a partir das células ganglionares na mácula constituem o pacote papilomacular que ocupa o lado temporal da retina. Este feixe de fibras, em seguida, se projeta para o quiasma óptico, estrutura presente na base do crânio posicionada a frente da hipófise. O comprimento do nervo óptico do olho para o quiasma é de cerca de 50 mm e é composto por fibras nervosas originadas nas células ganglionares (CELESIA, PEACHEY, 2005). Fibras de células ganglionares periféricas ocupam poucas posições centrais na papila óptica e nervo óptico. As fibras do nervo óptico são pequenas fibras mielinizadas, sendo compostas por 92 % dos axônios de 2 µm ou menos de diâmetro (CELESIA, PEACHEY, 2005).

A retina humana possui projeções para ambos os lados ipsilateral (mesmo lado) e contralateral (lado oposto) do córtex. Fibras da retina nasal decussão (cruzam) no quiasma óptico, e a partir daí configuram o tracto óptico que passa abaixo da pia-máter nas superfícies laterais do diencefalo (Figura 2.1.4 a). O tracto óptico projeta-se em direção ao núcleo geniculado lateral (NGL) e deste há projeções de axônios em direção ao córtex visual primário (área 17 ou V1) pela via denominada de radiação óptica. Nos seres humanos, a informação viaja para duas outras áreas visuais (áreas 18 ou V2 e 19 ou V3) através da área 17 (Figura 2.1.4 b), sendo que não há nenhuma projeção direta do NGL ao córtex estriado (áreas 18 e 19). No cérebro dos primatas, 35 áreas do córtex visual já foram identificadas (CELESIA e PEACHEY, 2005). Desenvolvimento em neuroimagem e, especificamente, a tomografia por emissão de pósitrons (PET) e ressonância magnética funcional em conjunto com as novas tecnologias em histologia têm melhorado a compreensão do sistema visual humano (CELESIA, PEACHEY,

considerado um dispositivo de codificação multicanal, ou seja, possui diversas entradas de informação capaz de responder a informações específicas apresentadas em um estímulo visual.

Embora ainda haja debate sobre se as células corticais seriam detectores ou filtros de frequências espaciais, é geralmente aceito que o sistema visual é um dispositivo que processa a informação através de canais paralelos (CELESIA, PEACHEY, 2005).

2.2. Potencial evocado visual – PEV

A atividade elétrica cerebral é constituída por correntes geradas por fontes bioquímicas em nível celular. As células que constituem o córtex cerebral, região cuja atividade pode ser medida no escalpo, são os neurônios e as células gliais. Estas células apresentam um potencial de repouso em torno de -70 mV em relação ao meio extracelular (BEAR *et al.*, 2002). Este potencial sofre flutuações em função da atividade celular, principalmente em função das sinapses. Caso a célula nervosa seja excitada, esta pode gerar pulsos denominados potenciais de ação (PA) que se propagam para outras células por meio de sinapses. Os potenciais sinápticos são considerados de importância fundamental na geração dos campos elétricos extracelulares, que somados espacialmente e temporalmente conformam o sinal de eletroencefalograma (EEG) medido no escalpo.

O EEG é o registro sobre o escalpo de variações de tensão resultante da atividade elétrica cortical ao longo do tempo. Tal atividade se propaga pelas estruturas anatômicas (fluido cerebral, meninges e caixa craniana) entre córtex e o escalpo que a atenua e espalha. Segundo Niedermeyer (2005), as descargas elétricas no córtex apresentam amplitudes na faixa de 500 a 1500 μ V, enquanto a atividade registrada no escalpo tem seus valores restritos a faixa de 10 a 100 μ V. Em estudos com humanos, o EEG é

registrado a partir de uma rede padrão de colocação de eletrodos, o sistema 10-20, indicado na Figura 2.2.1.

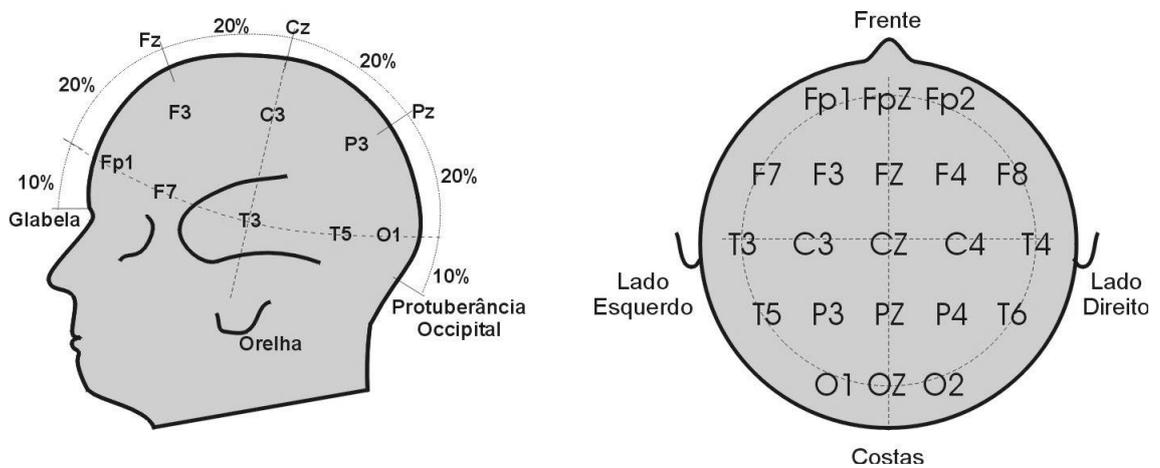


Figura 2.2.1: Sistema padrão 10-20 de colocação de eletrodos para o registro de sinal de EEG.

Vários métodos, como a hiperventilação, FEI, ou o sono, podem ser utilizados para acentuar as anomalias pré-existentes ou até mesmo fazer com que um sinal de EEG em princípio normal torne-se patológico. Tais métodos são conhecidos como os procedimentos de ativação.

A FEI, que é considerada um procedimento de rotina na clínica médica, é uma das mais eficientes formas de ativação da atividade cortical. Segundo Takahashi (2005), o efeito da FEI no EEG humano foi primeiramente investigado por Adrian e Mattheus em 1934, usando uma modulação senoidal de uma luz contínua ao passar por um disco rotativo com setores circulares perfurados. A FEI senoidal foi a única forma de estimulação utilizada por mais de uma década, sendo a partir da metade da década de 1940 substituída pela FEI com luz estroboscópica (*flash*), que hoje é o método mais utilizado para ativação do EEG (TAKAHASHI, 2005). A FEI pode evocar respostas foto convulsiva e o foto recrutamento (TAKAHASHI, 2005).

A indução de respostas foto convulsivas (RFC) no EEG se caracteriza por complexos ponta-onda bilateralmente síncronos, simétricos e generalizados que podem persistir por alguns segundos após o estímulo. A RFC é induzida com maior frequência

por FEI na frequência em torno de 15 Hz, sendo a probabilidade de incidência de RFC em pessoas não epiléticas estimada em menos de 2 %, enquanto que em pacientes epiléticos tal probabilidade pode chegar a 50 % (TAKAHASHI, 2005).

O foto recrutamento (*photic driving*) é uma resposta fisiológica constituindo-se de uma atividade evidenciada nas regiões posteriores da cabeça em decorrência da FEI em frequências de cerca de 5 a 30 Hz (TAKAHASHI, 2005). O termo resposta foto recrutada (*photic driving response*) deve ser restrito à atividade sincronizada com a estimulação em que são evocadas respostas na mesma frequência do sinal de estimulação ou em seus harmônicos, podendo assim ser diferenciada dos outros estímulos aplicados ou da atividade de fundo do EEG (CELESIA, PEACHEY, 2005). Geralmente, as respostas de foto recrutamento (RFR) são encontradas nas regiões posteriores, região occipital, mas podem ser obtidas também em áreas frontais (TAKAHASHI, 2005).

A FEI com luz estroboscópica tem sido utilizada com intuito de provocar respostas convulsivas em indivíduos fotossensíveis, no entanto as RFRs nem sempre são evidentes nas regiões posteriores, devido ao valor reduzido das amplitudes destas respostas frente ao EEG de fundo (TAKAHASHI, 2005).

A área de potenciais evocados (PE) corresponde ao ramo da eletroencefalografia que estuda as respostas corticais decorrentes da estimulação sensorial como a FEI. Segundo CHIAPPA (1997), a importância dos PE advém de sua capacidade em:

- Demonstrar uma função anormal do sistema sensorial;
- Revelar a presença de disfunção associada a doenças desmielinizantes;
- Ajudar a definir a distribuição anatômica de um processo patológico;
- Permitir a monitorização objetiva de mudanças de estado do paciente.

2.3. Aplicações e monitorização.

Em geral, os PEs não podem ser vistos em registros de EEG de rotina, devido às suas reduzidas amplitudes, entre 0,1 e 20 μV , em comparação com atividade de fundo do EEG como, por exemplo, o ritmo alfa que pode apresentar amplitudes muito superiores (CHIAPPA, 1997).

Na técnica básica de processamento para realçar o PEV, denominada média coerente, trechos de EEG registrados sincronicamente ao estímulo são somados temporalmente, de forma que o sinal médio resultante pode ser assumido como uma estimativa do potencial evocado, visto que a média do EEG de fundo não sincronizado ao estímulo tende a zero. Técnicas quantitativas no domínio do tempo também têm sido utilizadas para detecção de potenciais evocados auditivos, com maior ou menor sucesso (MIRANDA DE SÁ, *et al.*, 2009).

A Figura 2.3.1 mostra um exemplo de um exame coletado em um indivíduo sob foto estimulação, usando FEI com lâmpada de flash a 10 Hz. A Figura 2.3.1a mostra um sinal de EEG e a Figura 2.3.1b mostra o resultado da promediação, ou seja, da estimativa do potencial evocado visual, PEV. O sinal em tracejado corresponde à segunda promediação feita com o restante do sinal, sendo usada para comparar com a primeira promediação em traço contínuo, para verificar a consistência das respostas evocadas.

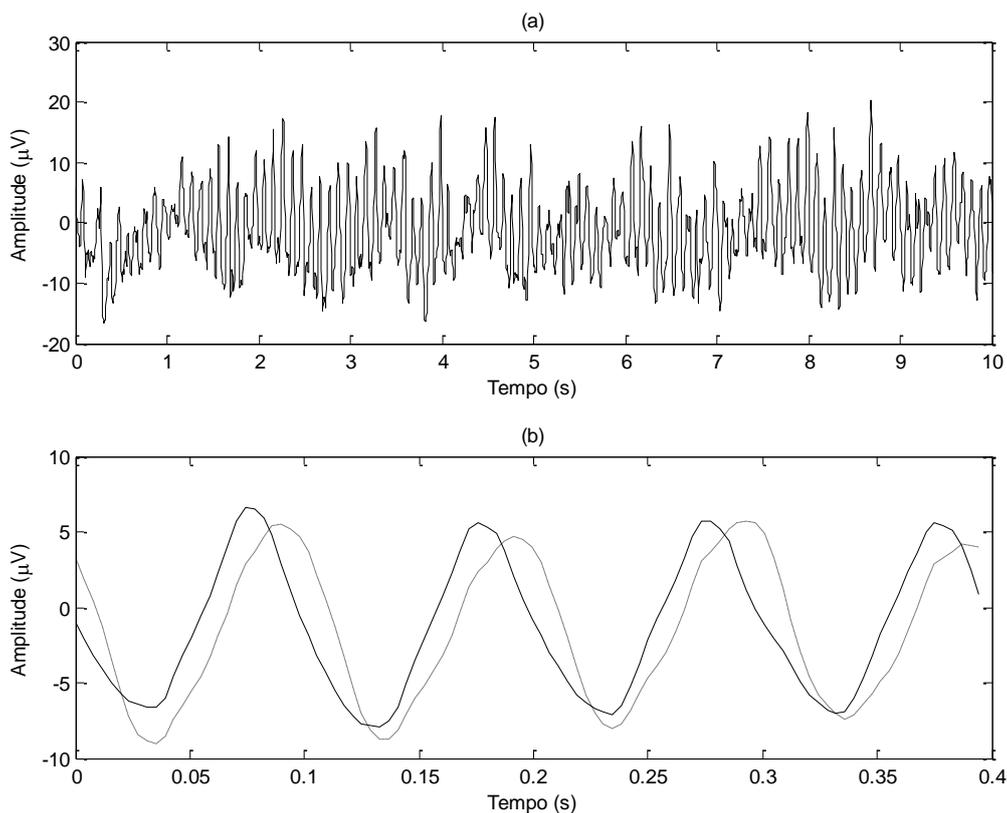


Figura 2.3.1: Trecho de 10 segundos de sinal de sinal EEG do eletrodo O1 durante foto estimulação na frequência de 10 Hz em indivíduo normal (a) e Potencial Evocado Visual (PEV) obtido pela promediação deste trecho (b) em linha contínua. O sinal de repetição obtido com promediação dos 10 segundos subsequentes é mostrado em linha tracejada.

Na literatura, encontram-se inúmeros trabalhos que apontam para a importância de se monitorar o PEV em pacientes. Os artigos citados a seguir são exemplos ilustrativos que se coadunam ao escopo do trabalho aqui desenvolvido. Woertz *et al.* (2004), em um estudo com 10 pacientes usando FEI, com óculos de lentes opacas, contendo 5 LEDs vermelhos, conseguiram mostrar relação de sincronismo e dessincronismo (ERS/ERD) para ritmo alfa no EEG dos pacientes. Foi usado teste ANOVA (análise de variância) para avaliar diferenças no espectro de potência do EEG dos pacientes em diferentes estados, de olhos fechados ou abertos antes e depois da fotoestimulação. Os autores obtiveram maior grau de dessincronismo com os olhos abertos, nível de significância de 5 % e tendo como referência o sinal de EEG sem estimulação.

Bergholz *et al.* (2008), em um estudo com dois grupos de pacientes, um composto de 9 pacientes saudáveis (sem distúrbios no sistema visual) e, outro de 6 pacientes, que passaram por procedimentos cirúrgicos para correção do sistema visual. Utilizaram fotoestimulação com óculos opacos contendo LEDs vermelhos gerando pulsos luminosos a uma frequência de 16 Hz. Como procedimento para análise do potencial evocado, foi aplicado filtragem média móvel de 20 épocas sincronizadas pelo sinal de estimulação. Com este procedimento, foi possível avaliar a razão sinal ruído (SNR – *signal-to-noise ratio*) e o grau de ativação do EEG. O potencial evocado visual em regime permanente (SSVEP – *steady-state visual evoked potential*) foi testado para monitorar as vias neuronais e o grau de anestesia em procedimentos cirúrgicos que envolvam o sistema visual. Os resultados mostraram que as amplitudes dos PEs, dependem do nível de anestesia e da integridade das vias neuronais envolvidas. Pacientes com vias neuronais já prejudicadas, ou que sejam prejudicadas durante o procedimento cirúrgico, apresentaram PEs reduzidos. Pacientes submetidos a níveis de anestésico reduzido durante o procedimento apresentaram PEs de maior intensidade mostrando a reativação do sistema nervoso.

Diante do aprimoramento da tecnologia de fabricação dos LEDs, diodos emissores de luz vêm substituindo as antigas fontes de fotoestimulação, tais como monitores com tubos de raios catódicos (CRT) e lâmpadas de xenônio. Para tal, alguns estudos foram conduzidos para comparar os novos foto-estimuladores usando LED com os antigos.

Pratt *et al.*, (1995) fizeram um estudo comparativo com 10 pacientes avaliando os PEs de curta latência obtidos por fotos estimulação com LEDs montados em óculos. Os resultados foram comparados com trabalhos usando fotoestimulação com lâmpadas de

xenônio ou CRT, e não apresentaram diferenças significativas (nível de significância de 5 %), mostrando que as latências obtidas com LEDs e outras técnicas não diferem.

Em um estudo comparativo, Wu *et al.*, (2008) coletaram 129 sinais EEG de 25 pacientes, mapeando o PEV resultante de três diferentes fontes de fotoestimulação: LEDs, CRT e displays de LCD, com ênfase em aplicações de Brain Computer Interface (BCI). Neste estudo, usando ANOVA como teste estatístico (nível de significância de 5 %), os foto-estimuladores baseados em LEDs produziram respostas com maior SNR e maiores amplitudes para potencial evocado em estado estacionário.

Para identificação e caracterização de PE, outras técnicas além da média coerente são usadas. Algumas dessas técnicas são a MSC (Magnitude Quadrada da Coerência), e CSM (Medida de Sincronismo de Componentes). Ambas operam no domínio da frequência.

A primeira é baseada no valor da coerência espectral entre o sinal de estímulo (um trem de pulsos) e o sinal registrado em componentes espectrais cuja frequência seja um harmônico da frequência do estímulo. Caso o valor exceda um limite, pode-se afirmar, com certo nível de significância, que a resposta evocada está presente. A MSC entre um sinal de estimulação, $x[k]$, e EEG, $y[k]$, conforme apontado por MIRANDA DE SÁ *et al.* (2002), pode ser obtida utilizando-se apenas as transformadas de Fourier dos segmentos deste último sinal, segundo a Equação 2.3.1, em que $\hat{\kappa}_y^2(f)$ denota estimativa do valor da coerência quadrática e $Y_i(f)$ são as i -ésimas transformadas de Fourier e M corresponde ao número de janelas usadas. A Figura 2.3.2 mostra exemplo da técnica em um indivíduo com estimulação visual por *flashes* de luz a uma taxa de 6 Hz.

$$\hat{\kappa}_y^2(f) = \frac{\left| \sum_{i=1}^M Y_i(f) \right|^2}{M \cdot \sum_{i=1}^M |Y_i(f)|^2} \quad (2.3.1)$$

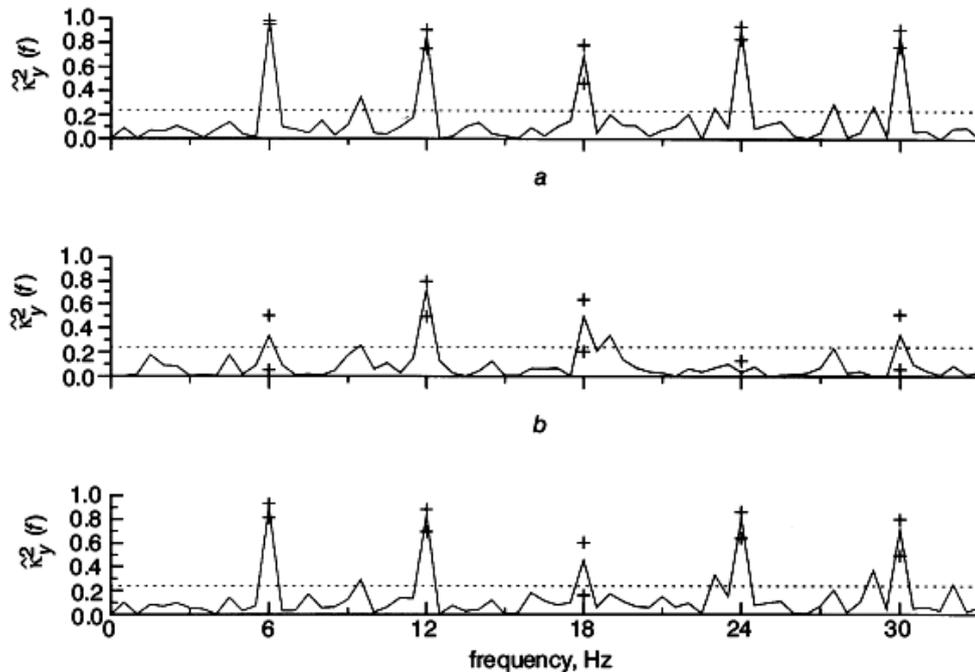


Figura 2.3.2: Valor da estimativa da Coerência Espectral entre o estímulo visual e o EEG em indivíduo estimulado à 6 Hz em (a) O1, (b) P3, e (c) T5. O sinal + indica o intervalo de confiança da estimativa (95 %) e a linha pontilhada o valor crítico. (Extraído de MIRANDA DE SÁ *et al.* 2002).

Deve-se salientar que o número de janelas (M) necessárias à adequada detecção é inversamente proporcional à razão sinal ruído do sinal coletado (MIRANDA DE SÁ *et al.*, 2002). De acordo com a Figura 2.3.3, fica evidente que, a partir de um pequeno número de janelas, ao se dobrar a quantidade delas (por exemplo, de 24 para 48), se obtém a mesma probabilidade de detecção, com uma razão sinal ruído 3 dB inferior. Essa propriedade da MSC pode ser útil no desenvolvimento de técnicas de redução de interferências.

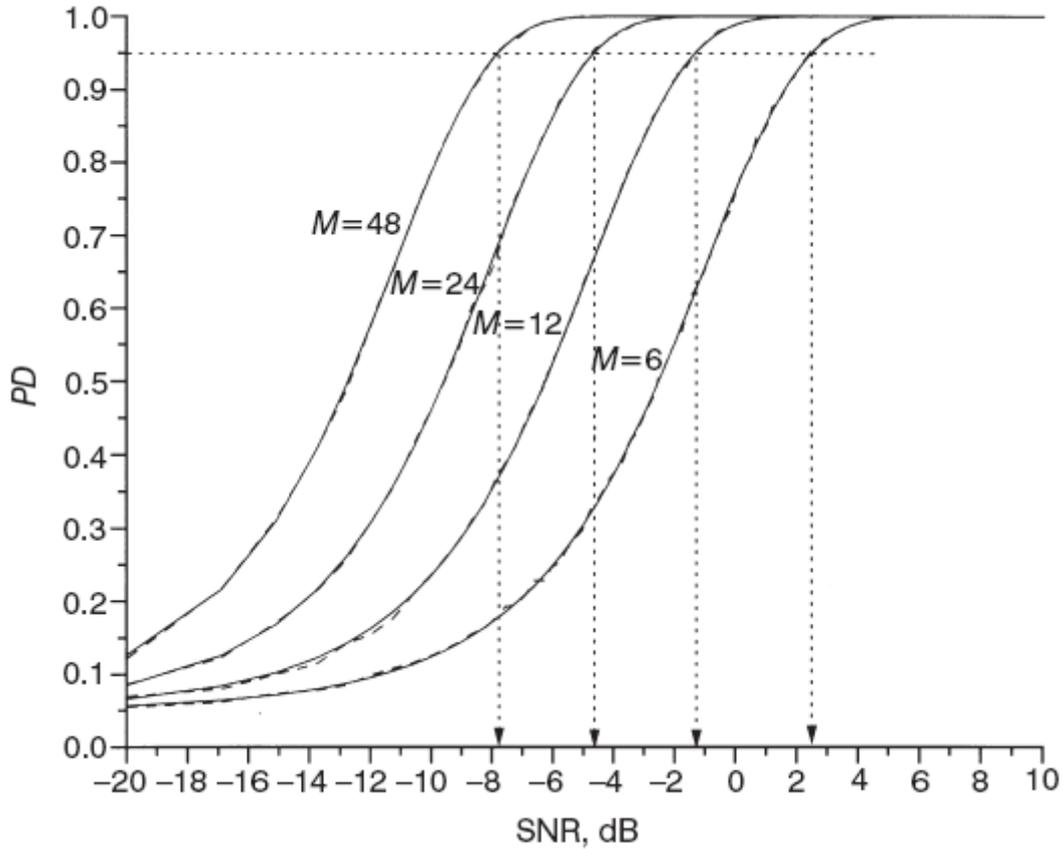


Figura 2.3.3: Valores de probabilidade de detecção (com nível de significância de 0,05) como função da relação sinal ruído (Extraído de MIRANDA DE SÁ *et al.* 2002).

A segunda técnica (CSM) avalia a distribuição de frequência da fase para cada componente espectral de trechos de sinais registrados. A CSM conforme apontado por Miranda De Sá e Felix (2002), pode ser obtida pela Equação 2.3.2, em que $\hat{\rho}_y^2(f)$ denota estimativa da CSM, $\theta_i(f)$ são as fases das i -ésimas transformadas de Fourier das janelas e M corresponde ao numero de janelas. Caso a distribuição da fase obtida seja diferente uma distribuição uniforme (a distribuição uniforme é o esperado na ausência de resposta evocada), pode-se afirmar com determinado grau de significância, que o potencial evocado está presente.

$$\hat{\rho}_y^2(f) = \left[\frac{1}{M} \cdot \sum_{i=1}^M \cos(\theta_i(f)) \right]^2 + \left[\frac{1}{M} \cdot \sum_{i=1}^M \sin(\theta_i(f)) \right]^2 \quad (2.3.2)$$

2.4. Foto-estimuladores e parâmetros

Existem diversos tipos de estimuladores visuais com diferentes interfaces de configuração e elementos de estimulação, tais como lâmpadas de Xênon, CRT, LCD e LEDs (WU, *et al.* 2008). Entretanto, considerando o objetivo deste trabalho, esta seção trata somente de estimuladores cujos estímulos são gerados por LEDs. Tais componentes são de pequena dimensão, baixo custo, fácil acionamento e intensidade de radiação luminosa que pode ser considerada variando linearmente com a corrente de acionamento, exceto em altas temperaturas na região de junção (NYGAARD e FRUMKES, 1982). Os LEDs podem ser acionados em ampla faixa de frequência (de 0 a dezenas de kHz) eliciando PEV com espectro seletivo (Wu, *et al.* 2008). Por terem baixa emissão eletromagnética, os LEDs, segundo Da Silva Pinto, *et al.* (2011), são considerados adequados para uso em protocolos de estimulação com captação de sinais EEG.

O acionamento do LED pode ser considerado simples, pois basta uma fonte de corrente estável controlada. No caso do acionamento com formas de onda, por exemplo senoidal, pode-se usar um gerador de funções (Nygaard e Frumkes 1982). Porém esta solução, apesar de simples, usa um gerador de funções que torna o equipamento dependente de uma fonte de sincronismo, além da limitação do número de modos de acionamento (apenas um tipo de estímulo programado pelo gerador).

Em sua revisão sobre PEV, Vialatte *et al.*, (2010) descreve vários protocolos experimentais que utilizam microcontroladores, alguns, inclusive, usando LED como elemento de estimulação, porém não detalha o desenvolvimento e as características técnicas destes equipamentos. Demontis *et al.* (2005) descrevem um estimulador baseado em microcomputador, placa de aquisição com saída analógica (para gerar o sinal de estimulação) e circuito baseado em amplificadores operacionais para

acionamento de um único LED de baixa potência. Também utilizando LED, Fadda e Falsini (1996, 1997) descrevem um estimulador para aplicação em eletrorretinografia, o qual utiliza microcontrolador, conversor AD para realimentação sobre intensidade do estímulo e amplificadores operacionais. Para aplicações diversas daquela originalmente proposta, este estimulador restringe a máxima frequência de acionamento (50 ou 100 Hz) e permite gerar apenas um tipo de estímulo.

Os estimuladores comerciais para aplicação clínica em geral são de um único tipo estímulos, acionamento de apenas um único elemento ou conjunto de LEDs simultâneos, banda estreita na frequência de acionamento e baixa capacidade de controle da intensidade dos estímulos. Este é o caso dos equipamentos da Grass Technologies (2012) e da Equipamentos Médicos Neurosoft do Brasil (2012).

Outro estimulador, desenvolvido no Laboratório de Engenharia Biomédica da UFMG (Universidade Federal de Minas Gerais) para aplicação em BCI, por Da Silva Pinto *et al.* (2011), foca na portabilidade e na capacidade de controlar 10 canais de estimulação com 14 séries programáveis por canal. Cada canal, com pelo menos um LED, permite gerar estímulos independentes com resolução de 1 ms e frequência de estimulação de até 500 Hz, sendo que os canais podem ser modulados por PWM para diferentes intensidades.

Na literatura não há consenso quanto às frequências de estimulação e intensidades dos estímulos aplicados. Segundo Kandel, Schwartz e Jessel (2000), intensidades baixas de luz, por exemplo 1 fóton, podem ser detectadas pelos bastonetes por meio da integração da luz incidente durante um intervalo de tempo de aproximadamente 100 ms. Logo, bastonetes têm respostas lentas e não respondem a *flashes* acima de 12 Hz. Por outro lado, os cones, por serem especializados na captação de luz intensa, não precisam

realizar integração prolongada e, portanto, têm respostas rápidas e podem responder a flashes de luz de até 55 Hz.

Herrmann (2001) realizou 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. Para estes experimentos foi utilizado um estimulador baseado em LEDs brancos montados em óculos binocular com intensidade de emissão de 3 cd. O sinal EEG foi processado no tempo (média coerente de épocas sincronizados) e em frequência (modelagem autoregressiva), tendo observado forte resposta no primeiro harmônico, para frequências de estimulação entre 5 e 30 Hz, e decaindo em amplitude até 50 Hz. Também reportou resposta, mais fraca, porém consistente, no segundo harmônico e decaimento até 70 Hz.

A máxima intensidade aplicada durante estimulação Brito *et al.*(2008), conforme recomendado pelas Normas do Consenso Europeu, é limitada a 100 Nit durante 1 s (equivalente a 100 cd/m² durante 1 s) quando do uso de lâmpada Xênon (como as usadas em *Flash* para fotografia).

Capítulo 3. *Hardware e software* do foto-estimulador

O projeto do foto-estimulador foi dividido em dois módulos. O primeiro deles é o *hardware*, que compreende a parte física do foto-estimulador, tal como os LEDs RGB, controlador ou *drivers* de potência para os LEDs, conversor AD, amplificador para sinais de EEG e fonte de alimentação. O segundo módulo corresponde ao *software*, sendo constituído pelo *firmware* interno do microcontrolador (responsável pelas etapas de controle do hardware e comunicação com PC via porta USB) e pelos *drivers* de comunicação (na forma de DLL), que são responsáveis pela inicialização das rotinas de comunicação com o foto-estimulador para configuração do mesmo, bem como permitir que a interface gráfica desenvolvida em linguagem G para LabView 8.2 se comunique com foto-estimulador.

3.1. *Hardware*

O foto-estimulador foi concebido com vistas a atender às necessidades de uso em diversos ambientes e também prover flexibilidade para pesquisas na área de PEV. Assim, além do foto-estimulador em si, foram incluídos quatro canais amplificados para aquisição de EEG de modo a tornar desnecessária a utilização de um eletroencefalógrafo externo para estudos do PEV em protocolos usualmente adotados em BCI.

Neste contexto, o estimulador pode ser dividido em nove blocos, conforme diagrama da Figura 3.1.1: (i) Fonte de alimentação do foto-estimulador; (ii) Transformador de isolamento (Trafo. Iso.) para os amplificadores de EEG; (iii) Circuito

de isolamento (Iso. Mag.) para conversor AD; (iv) conversor AD 16 bits para canais de EEG; (v) Amplificadores e filtros de EEG; (vi) Kit do Microcontrolador LM3S9B92 (*Texas Instruments*), responsável por todo controle do foto-estimulador e comunicação do mesmo com PC; (vii) Acoplamento para gerar e receber sinais de eventos externos; (viii) LEDs RGB dispostos em duas matrizes de 16 elementos cada, 4 linhas por 4 colunas, com controle independente responsáveis pelos estímulos luminosos; (ix) Placa de potência onde os sinais de controle do microcontrolador são convertidos em sinais de controle dos LEDs.

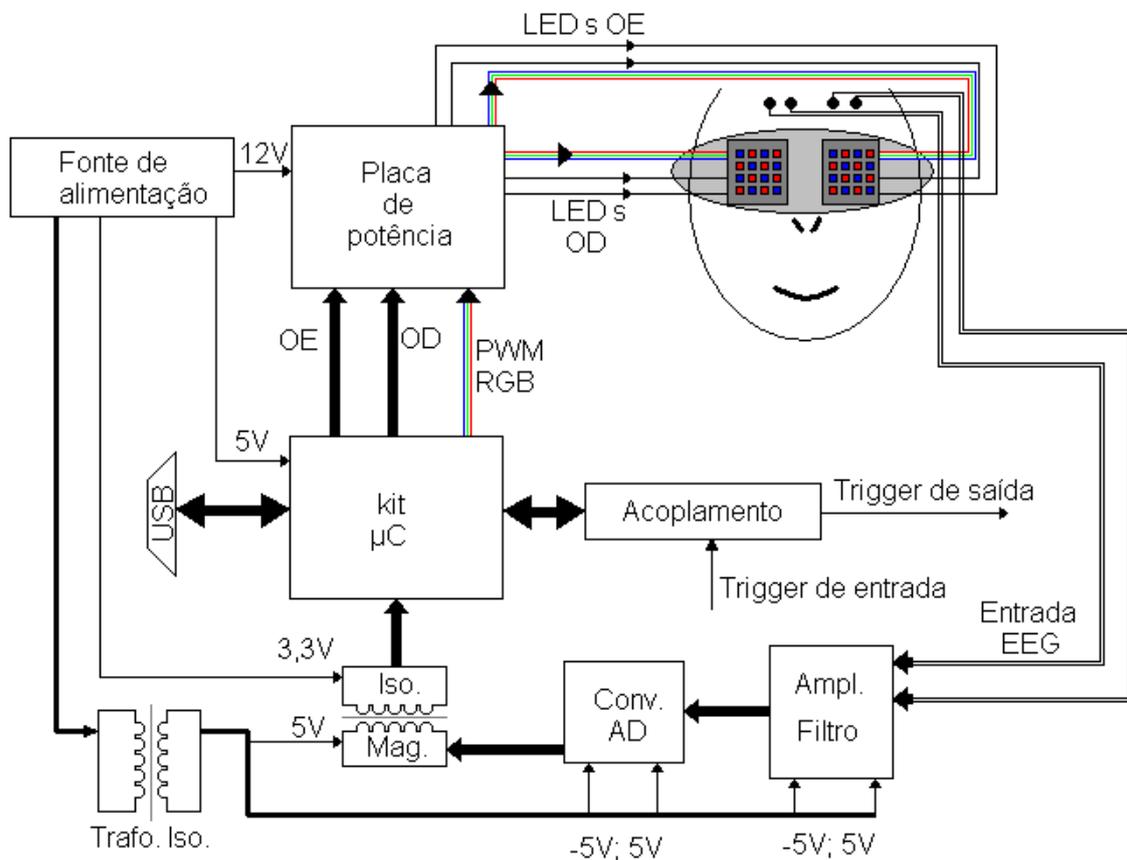


Figura 3.1.1 Diagrama em blocos do foto-estimulador.

3.1.1. Matrizes com LEDs RGB

Os elementos de fotoestimulação, neste caso LEDs RGB difusos de 5 mm de diâmetro, modelo YSL-R596CR3G4B5W-F12 (China Young Sun LED Technology Co. Ltd) são capazes de emitir luz em três diferentes comprimentos de onda: 623 nm para a

cor vermelha, 521 nm para cor verde e 466 nm para cor azul. Os 16 LEDs foram dispostos em matrizes de 4 x 4 com espaçamento entre os centros de 8 mm e presos a um anteparo opaco. Cada LED da matriz possui controle de ativação (LED ligado ou desligado) independente e controles de intensidade via PWM (*Pulse Width Modulation*) comuns, ou seja, em um quadro de estímulo não é possível ter dois ou mais LEDs com intensidades diferentes. Os LEDs de uma matriz são acionados simultaneamente sem uso de circuitos de varredura. Esta forma de controle foi adotada para evitar estímulos decorrentes de uma varredura (taxa de acionamento) dos LEDs, diferindo dos monitores de vídeo que operam pela varredura de um feixe luminoso ou acionamento sequencial de pontos, como ocorre nos monitores de CRT e LCD. Esta última forma de acionamento determinaria a taxa de atualização, ou *refresh*, apontada por WU *et al.* (2008) que provocaria estímulo visual indesejado. Os LEDs foram dispostos conforme configuração apresentada na Figura 3.1.2.

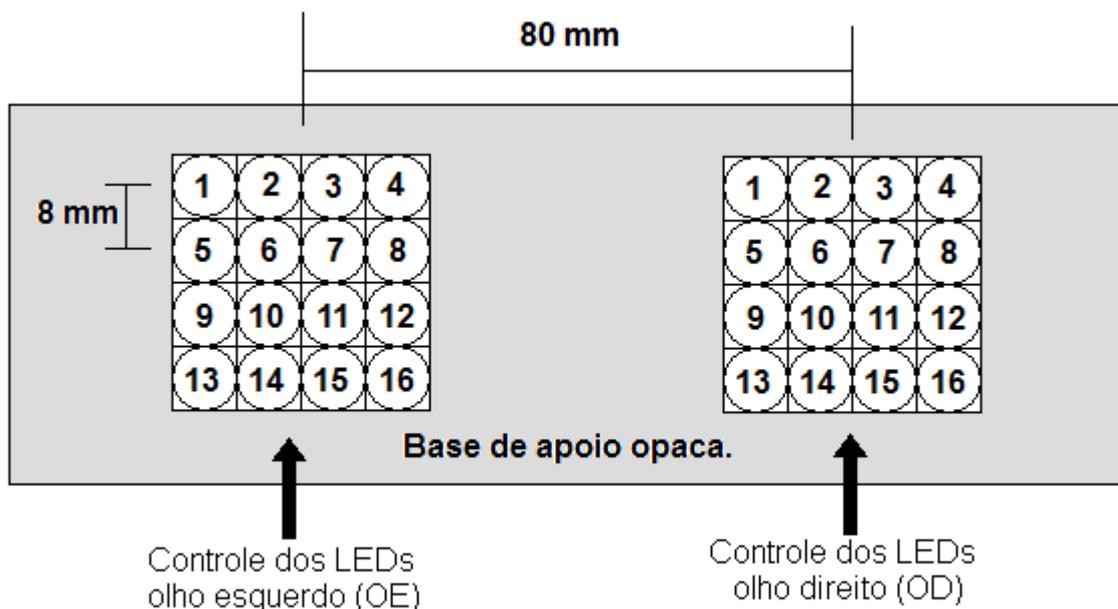


Figura 3.1.2: Disposição dos LEDs RGB no foto-estimulador.

Os LEDs são controlados por um registrador de deslocamento (*shift register*) 74HC595 (*NXP Semiconductors*), que recebe os dados do microcontrolador na forma serial usando 3 fios de sinais de controle denominados de *clock*, *data* e *enable*. O sinal

de *clock* é usado para sincronismo dos dados enviados, o sinal de *data* informa os estados de ativação de cada LED e o sinal de *enable* libera os sinais de ativação dos LEDs nas saídas do registrador de deslocamento que, após serem amplificados por transistores, são entregues aos catodos dos LEDs. Os canais de PWM responsáveis pelo controle de intensidade são enviados diretamente do microcontrolador, havendo um canal de controle para cada cor (vermelho R, verde G e azul B) e os sinais de controle são amplificados para excitar os anodos dos LEDs. O esquema simplificado de controle para dois LEDs é mostrado na Figura 3.1.3.

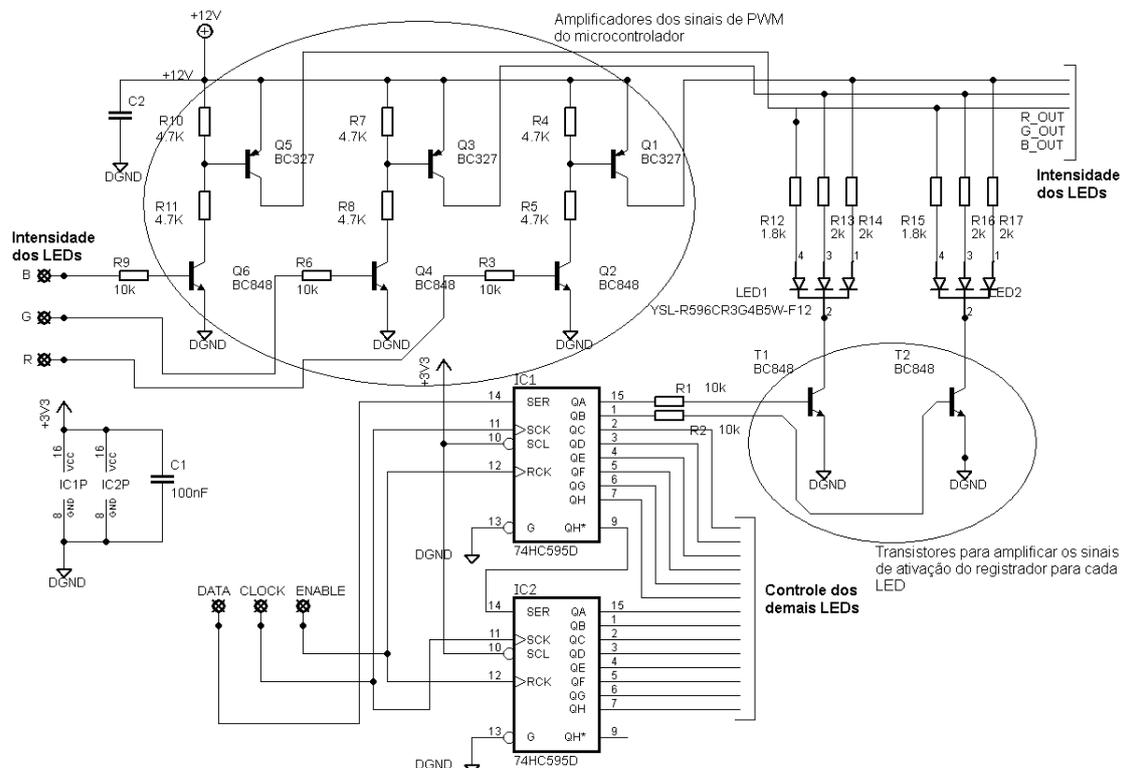


Figura 3.1.3: Esquema elétrico de controle e conexões para 2 dos LEDs.

Com a disposição espacial proposta para os 16 LEDs, é possível criar diversos padrões de estimulação (configuração) podendo-se escolher a cor a ser gerada pela combinação das intensidades dos LEDs e quais LEDs devem estar ativos durante cada quadro de estimulação. Um exemplo de configuração de um quadro de estimulação é mostrado na Figura 3.1.4. Os dados de ativação de cada LED são enviados no padrão serial síncrono, em que cada bit de ativação na linha de *data* corresponde ao estado de

um LED aceso quando ocorre uma borda de subida no pulso de sincronismo de *clock*, ou seja, quando este muda de estado de 0 para 1. Após 16 pulsos de *clock* necessários para endereçar os 16 LEDs deve haver um pulso na linha de *enable* para que os dados alocados nos registradores internos sejam transferidos para as saídas de ativação dos LEDs e, assim, os LEDs são ativados simultaneamente.

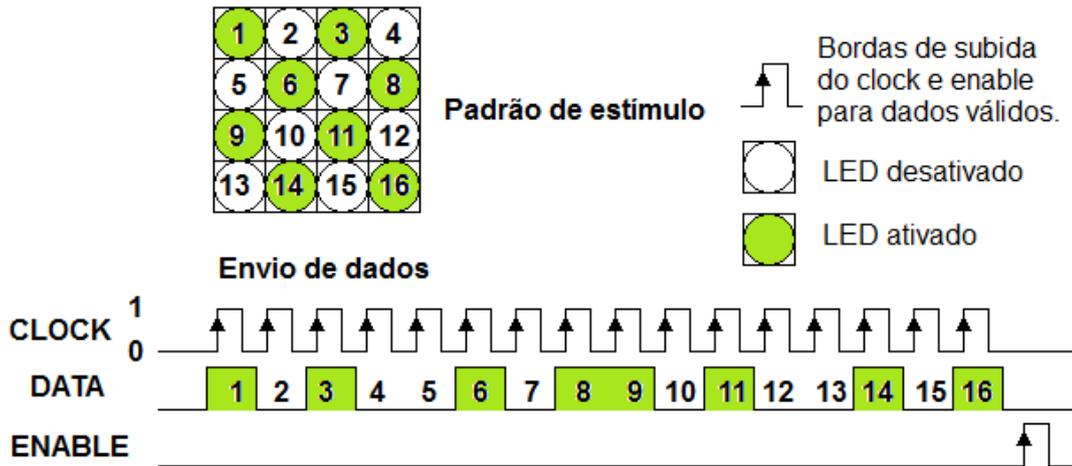


Figura 3.1.4: Envio de dados para matriz de estímulos. Envio de dados no formato serial com 16 bits.

As intensidades dos LEDs são controladas por PWM sobre a tensão da linha de 12 V usada para alimentar os LEDs, como indicado na Figura 3.1.3., e, portanto a intensidade luminosa média do estímulo é proporcional ao ciclo de trabalho do PWM. Esta modulação é realizada a uma frequência superior aos estímulos visuais. Neste trabalho, existe a possibilidade de selecionar a frequência do PWM entre 800 a 5000 Hz e controle de ciclo de trabalho variando de 0 a 100 % com resolução de 0,1 %. O período de estimulação entre quadros ativos pode variar de 10 ms (100 Hz) a 5 s (0,2 Hz) com resolução de 0,1 Hz, podendo o quadro ativo permanecer como tal por até o período selecionado, com uma resolução de 1 %. Tais parâmetros de duração e frequência de estimulação baseiam-se em trabalhos realizados com FEI por CHIN *et al.* (1985), PRATT *et al.* (1995), WU *et al.* (2008) e VIALATTE *et al.* (2010). Além disso, foram consideradas as especificidades de operação do *hardware* usado. A Figura 3.1.5

ilustra uma série de estímulos RGB evidenciando a duração do quadro ativo e o período de estimulação.

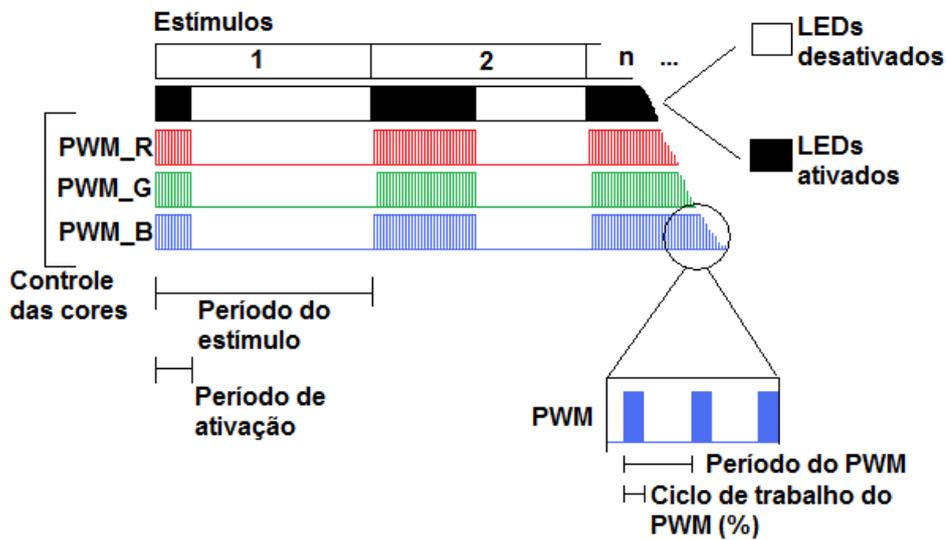


Figura 3.1.5: Exemplo esquemático de uma série de estímulos RGB. Controle da intensidade por PWM período de ativação dos estímulos.

3.1.2. Canais de sincronismo.

Os estímulos aplicados pelo foto-estimulador geram sinais de sincronismo ou podem ser sincronizados por sinais externos ao foto-estimulador por meio de canais de *trigger*. Para tal, foram adicionados ao foto-estimulador quatro canais de *triggers*, sendo dois de saída e dois de entrada, os quais foram projetados para enviar e receber sinais de níveis de 0 ou 5 V. Para evitar problemas de acoplamento com dispositivos externos, como eletroencefalógrafos ou outras fontes de estímulo, os canais foram opto-isolados, bloqueando, assim, possível circulação de corrente entre os canais e o circuito de controle do foto-estimulador. Esquema simplificado dos canais é apresentado na Figura 3.1.6 onde se nota a presença dos opto-acopladores e conversores DC-DC usados para alimentar as etapas externas dos canais.

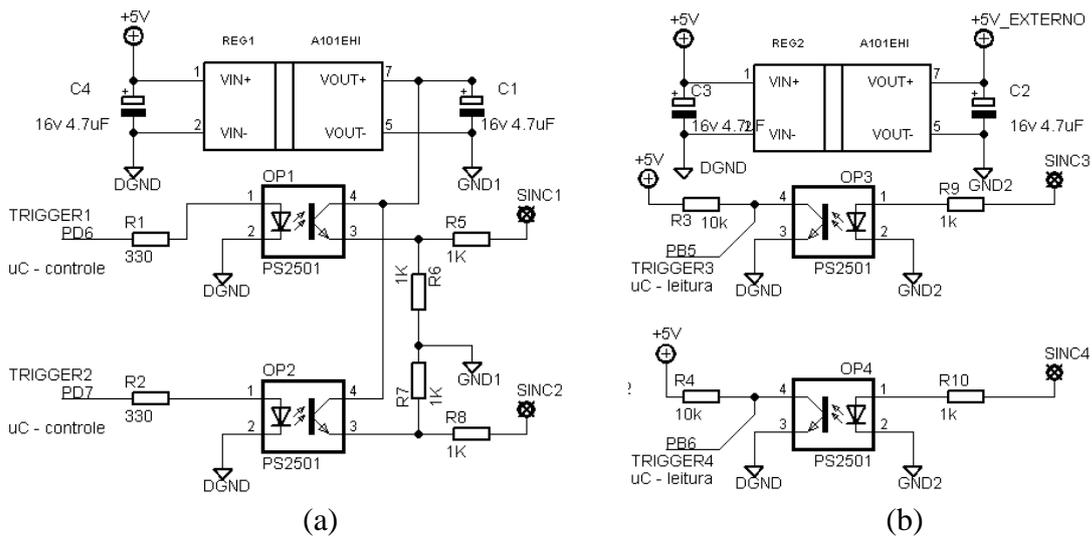


Figura 3.1.6: Esquema elétrico dos canais de trigger. (a) SINC1 e SINC2 são canais de saída. (b) SINC3 e SINC4 são canais de entrada, 5 V_EXTERNO é uma alimentação de 5 V com corrente máxima de 200 mA disponível para alimentar dispositivos externos. GND1 e GND2 são as referências para os sinais.

Os estados dos canais de saída podem ser afetados apenas pelo sinal de estimulação, sendo o sinal de sincronismo gerado em função da série programada no foto-estimulador. A cada quadro ativo da série de estímulos, é gerado um pulso. Quando o quadro for o primeiro da série, o pulso tem largura de 30 % da duração do período entre quadros. No restante dos quadros da série, a largura do pulso passa a ser de 10 % da duração do período entre quadros. Deste modo, é possível, pelo sinal de *trigger*, reconhecer o início dos estímulos e o intervalo entre os estímulos. Por outro lado, os estados dos canais de entrada são apenas lidos e enviados para o microcomputador ao qual o estimulador está conectado e, portanto, não afetam a série de estímulos programada.

3.1.3. Canais de EEG

Para permitir estudo do EEG durante fotoestimulação usando um único equipamento, quatro módulos de aquisição de sinais EEG foram incluídos ao foto-

estimulador. Além de evitar a necessidade do uso de outro equipamento, os módulos possuem características diferenciadas em relação aos eletroencefalógrafos convencionais. A frequência de amostragem pode ser configurada em uma ampla faixa de valores (800 a 4000 Hz), bem como possuem filtro *anti aliasing* de segunda ordem da topologia Bessel com frequência de corte de 356,0 Hz e um filtro passa-alta de 0,8 Hz de primeira ordem para filtrar componentes DC. Os módulos foram divididos em duas etapas de ganho; a primeira com amplificador de instrumentação de 19,93 V/V (26,0 dB) e segunda etapa após passar pelos filtros passa-alta e *anti aliasing* de 16,03 V/V (24,1 dB), resultando em ganho total de 319,48 V/V (50,1 dB). Os amplificadores foram desenvolvidos em conjunto com a empresa EMSA Equipamentos Médicos tentando manter as mesmas características quanto a ganho e níveis de ruídos do Eletroencefalógrafo comercial da EMSA, enquanto o procedimento para aquisição do EEG difere, por permitir diferentes frequências de amostragem e possibilitar acesso ao EEG original quantificado.

Na Figura 3.1.7 é mostrado um diagrama de blocos dos 4 módulos de aquisição de canais de EEG. Os sinais EEG, após condicionamento, são amostrados por um conversor AD de 16 bits de aproximação sucessiva, modelo ADS8344 (*Texas Instruments*). Com tal número de bits e ganho total de amplificação de 319,48 V/V, tem-se nível de quantização de 0,239 μV e faixa dinâmica de $\pm 7,83 \text{ mV}$. Tais características permitem a coleta do sinal EEG original, ao qual se pode posteriormente aplicar filtragem digital. A Figura 3.1.8 mostra o esquema elétrico de um dos canais de EEG com os amplificadores utilizados em cada estágio.

Os amplificadores e o conversor AD são isolados do foto-estimulador e da rede elétrica por meio de transformadores (Figura 3.1.7). Para a alimentação, foram usados dois transformadores de núcleo toroidal em cascata para diminuir a influência do ruído

gerado pela rede elétrica e aumentar a tensão de isolamento em relação ao paciente e a própria rede elétrica. Para isolar os sinais digitais do conversor AD, foram usados 4 transformadores de isolamento disponíveis no circuito integrado modelo ADUM1401 (*Analog Device*) que permite isolar dispositivos com comunicação serial do tipo SPI (*Serial Peripheral Interface*).

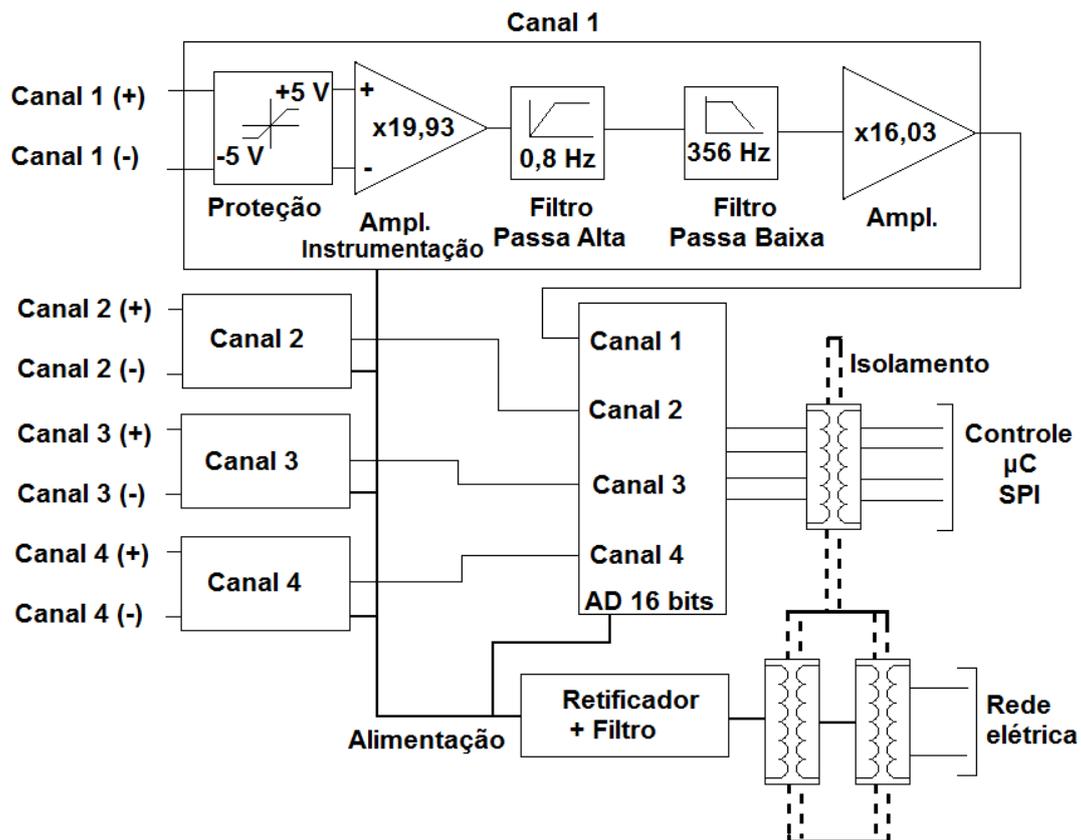


Figura 3.1.7: Diagrama de blocos dos canais de EEG. Cada canal possui circuito de proteção para limitar tensão de entrada sobre amplificadores em ± 5 V evitando a queima dos mesmos.

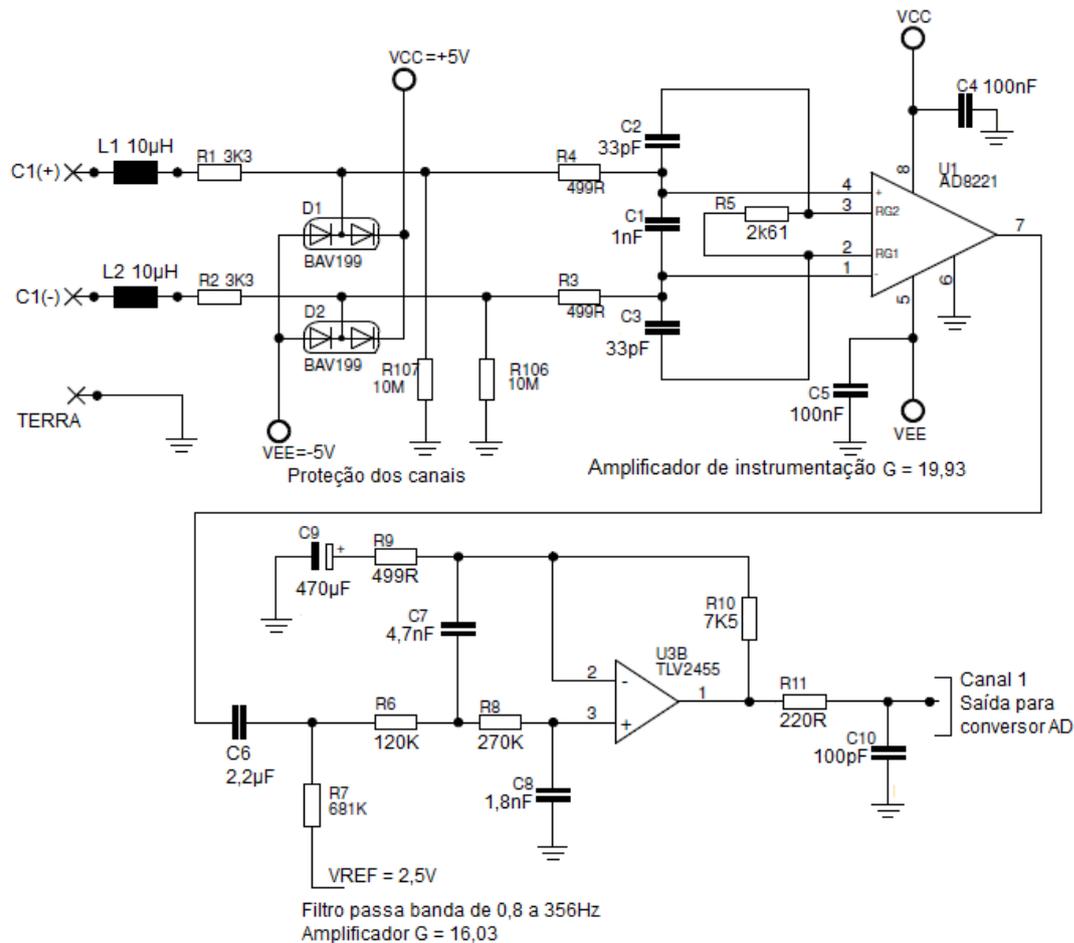


Figura 3.1.8: Esquema elétrico de um dos amplificadores usados para compor os canais de EEG. Todos os estágios de amplificação são alimentados por ± 5 V.

3.1.4. Microcontrolador LM3S9B92

Para controle de funções internas do foto-estimulador, como gerenciar os padrões de estimulação e aquisição dos sinais de EEG, foi escolhido um microcontrolador especializado no tratamento de interrupções ou eventos de curta latência, ou seja, eventos que demandam curto período de tempo para serem processados. O microcontrolador escolhido foi o LM3S9B92 - *Stellaris Ware* (Texas Instruments) baseado no núcleo ARM7 série *Cortex M3*. Para este microcontrolador utilizou-se a plataforma de desenvolvimento EKI-LM3S9B92 que possui o compilador de linguagem C/C++ IAR da *Workbench*, que em sua versão gratuita é limitado a 32 KB para

programação do microcontrolador. A foto do microcontrolador na placa de desenvolvimento é mostrada na Figura 3.1.9.



Figura 3.1.9: Placa de desenvolvimento com LM3S9B92 usada para controle do foto-estimulador.

Dentre os diversos periféricos do microcontrolador, alguns foram configurados para serem usados no controle das seguintes funções do foto-estimulador:

USB no modo Device: O periférico USB foi usado para transmitir dados do (e.g., configuração dos padrões de estimulação) e para (e.g., dados de aquisição do EEG) o microcontrolador. O modo de comunicação adotado foi o *Bulk* com três *endpoints* sendo um de controle, um para receber dados do *Host* (computador) e outro para enviar dados;

SSI no modo SPI com μ DMA: O periférico SSI (*Synchronous Serial Interface*) foi usado no modo SPI (*Serial Peripheral Interface*) no módulo de μ DMA (*Micro Direct Memory Access Controller*) com vistas a controlar a aquisição de sinais no conversor AD. O módulo de SSI faz interface direta com o conversor que é controlado pela μ DMA, que, além de enviar os dados de controle, recebe os valores quantizados durante a amostragem e os aloca direto na memória RAM do microcontrolador. Tal configuração, libera o microcontrolador para atender a outros eventos de controle do foto-estimulador.

Timers de 32 bits: Dos quatro *timers* de 32 bits, 2 foram usados para temporização da fotoestimulação e 1 para temporização da aquisição dos sinais EEG;

GPIO (*General input output purpose*): Deste periférico, responsável pelos pinos de entrada e saída digitais do microcontrolador, foram usadas saídas e entradas para controle dos LEDs das matrizes de foto estimulação, dos LEDs de sinalização e dos *triggers* de entrada e saída do foto-estimulador;

Módulos PWM: duas saídas de cada um dos 4 módulos PWM (disponíveis de 6) foram usadas para controle da intensidade do estímulo luminoso;

Memória RAM: Dos 96 KB de memória RAM disponíveis, 32 KB foram utilizados como *buffer* para as amostras do EEG adquirido e 1 KB como *buffer* de recepção de dados de configuração do foto-estimulador.

3.2. *Software*

O funcionamento adequado do hardware do foto-estimulador, além de depender da qualidade de seus componentes, depende também do *software* de comunicação entre microcontrolador e computador, o qual gerencia as tarefas de operação do equipamento, tal como, a aquisição de sinais EEG e o controle do tempo de estimulação.

O *software* foi dividido em três camadas de desenvolvimento. A primeira é composta pelo *firmware*, programa gravado na memória do microcontrolador responsável pela inicialização e funcionamento do foto-estimulador. A segunda camada é composta pela biblioteca de funções, ou seja, uma DLL de comunicação do computador com o foto-estimulador, enquanto a terceira é a interface de configuração desenvolvida em LabView, na qual o usuário pode configurar e obter tanto os dados do foto-estimulador quanto os sinais EEG.

3.2.1. *Firmware* do microcontrolador

O *firmware* foi desenvolvido em linguagem C usando o compilador da IAR versão 5.30. Todos os eventos de controle do foto-estimulador são tratados como interrupções com diferentes níveis de prioridade. Dentre os eventos de alta prioridade, têm-se as interrupções para comunicação USB, *Timer 3* para controle dos módulos SSI-0 com μ DMA para comunicação com conversor AD. Como prioridade média tem-se os *Timers 0 e 1* para controle do tempo de estimulação, enquanto, como baixa prioridade tem-se os erros que podem ocorrer no μ DMA e no *Systick* (timer de 24 bits para contagem de tempo).

Para o protocolo de comunicação USB, utilizou-se o modo *Bulk* para transferência de bloco de dados. Seguindo as especificações do protocolo de comunicação USB 2.0, foram usados três *endpoints*, sendo um de controle obrigatório para comunicação entre *host* PC e o *device* foto-estimulador e dois *endpoints* para enviar e receber comandos do *host* com tamanho máximo de 64 bytes. O controle da comunicação USB é realizado pelo *host*, sendo que o pedido de envio ou resposta a comandos é processado pelo microcontrolador por meio de uma rotina de interrupção que, inicialmente, verifica os comandos enviados pelo *host*, efetua as configurações segundo os argumentos informados e, então, envia resposta confirmando ou não o comando. Os comandos são de 64 bytes e não podem ocorrer em intervalos menores que 1 ms. Além disso, são codificados segundo os blocos de comando de 1 a 18 (Anexo H), onde o primeiro byte do bloco é o identificador, o segundo indica o tamanho dos dados válidos e os demais bytes representam os argumentos do comando. Caso o argumento seja composto por 2 ou mais bytes, utiliza-se a orientação *little endian*, na qual os bytes são ordenados do menos significativo para o mais significativo.

Os comandos dos blocos são processados pela interrupção do módulo USB e os argumentos são avaliados e usados para configurar os periféricos destinados ao controle da tarefa relacionada ao comando. Para as informações referentes à série de estímulos programados, os dados são alocados na memória RAM do microcontrolador permitindo que sejam configurados 200 quadros de estimulação para cada estimulador. O tempo entre os estímulos é determinado pelos *timers* 0 e 1 de 32 bits que são configurados para gerar uma interrupção em um intervalo 100 vezes menor do que o solicitado pelo comando. Desta forma, implementou-se o controle de tempo em que cada quadro é exibido, assim como a largura do pulso de trigger em função do período de estimulação entre quadros (Figura 3.2.1). O valor de estouro dos *timers* 0 ou 1 (V_{timer}) que determina o período de interrupção dos *timers* segue a Expressão 3.1.1 em que F_{OSC} é a frequência de *clock* do microcontrolador (50 MHz) e F_{EST} é a frequência de estimulação. A cada 100 interrupções o próximo quadro da série de estímulos programada é enviado para as matrizes de estimulação.

$$V_{timer} = \frac{F_{OSC}}{F_{EST} \cdot 100} - 1 \quad (3.1.1)$$

Cada quadro de uma série de estimulação é enviado para as matrizes de LEDs usando a comunicação serial (descrita na sessão 3.1.1) por meio dos pinos digitais do GPIO H do microcontrolador. Devido ao pequeno volume de dados para configuração dos LEDs, optou-se em não usar o controle via hardware.

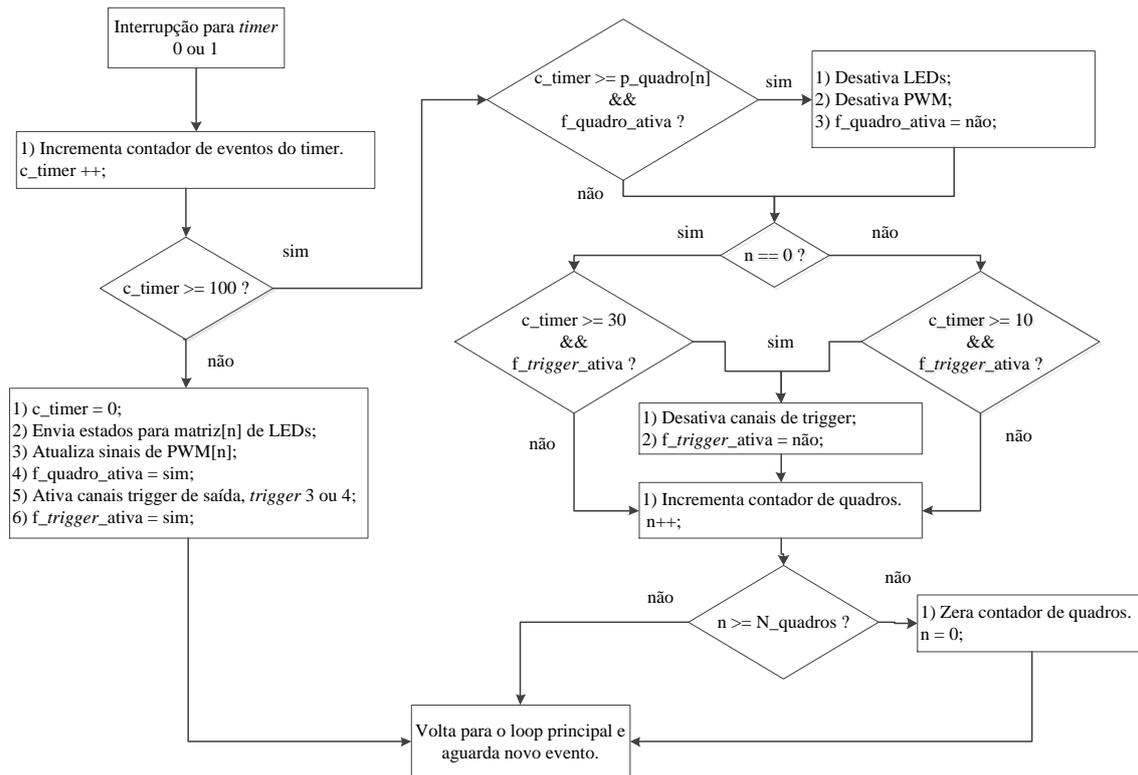


Figura 3.2.1: Fluxograma de operação dos *timers* para fotoestimulação. Os sinalizadores “*f_quadro_ativa*” e “*f_trigger_ativa*” são usados para evitar acessos desnecessários ao hardware de PWM e GPIO para controle dos LEDs e *triggers*.

Para transferir as amostras dos sinais quantizados (pelo conversor AD) utilizaram-se três periféricos, a saber, *timer 3*, SSI e μ DMA. O *timer 3* foi usado para sincronizar os eventos de aquisição (Figura 3.2.2), gerando interrupção no intervalo de tempo definido pela frequência de amostragem segundo Expressão 3.1.2 em que o V_{timer} é o valor de estouro do *timer*, F_{osc} a frequência do *clock* (50 MHz) e $F_{amostragem}$ a frequência de amostragem. Os módulos de SSI e μ DMA foram destinados ao controle do tráfego de dados entre conversor AD e microcontrolador (Figura 3.2.2). A cada evento de interrupção do *timer 3*, um pedido de envio de dados é feito ao módulo de μ DMA para enviar os dados de comando ao conversor para a aquisição dos sinais EEG amplificados. Em seguida, o conversor AD envia as amostras, uma para cada sinal EEG, para o módulo SSI controlado pelo μ DMA que, então, acumula as amostras em um *buffer*, juntamente com 7 amostras de cada um dos sinais de *triggers* 1, 2, 3 e 4 (Figura

3.2.3). Assim, conforme indicado no bloco 18, pode-se ter também 7 amostras de cada um dos sinais EEG, o que totalizaria 64 bytes enviado ao *buffer* de saída do módulo USB. O *buffer* para envio de dados do módulo USB foi configurado com 32 KB de modo a permitir o armazenamento de 3584 amostras de sinais EEG.

$$V_{timer} = \frac{F_{osc}}{F_{amostragem}} - 1 \quad (3.1.2)$$

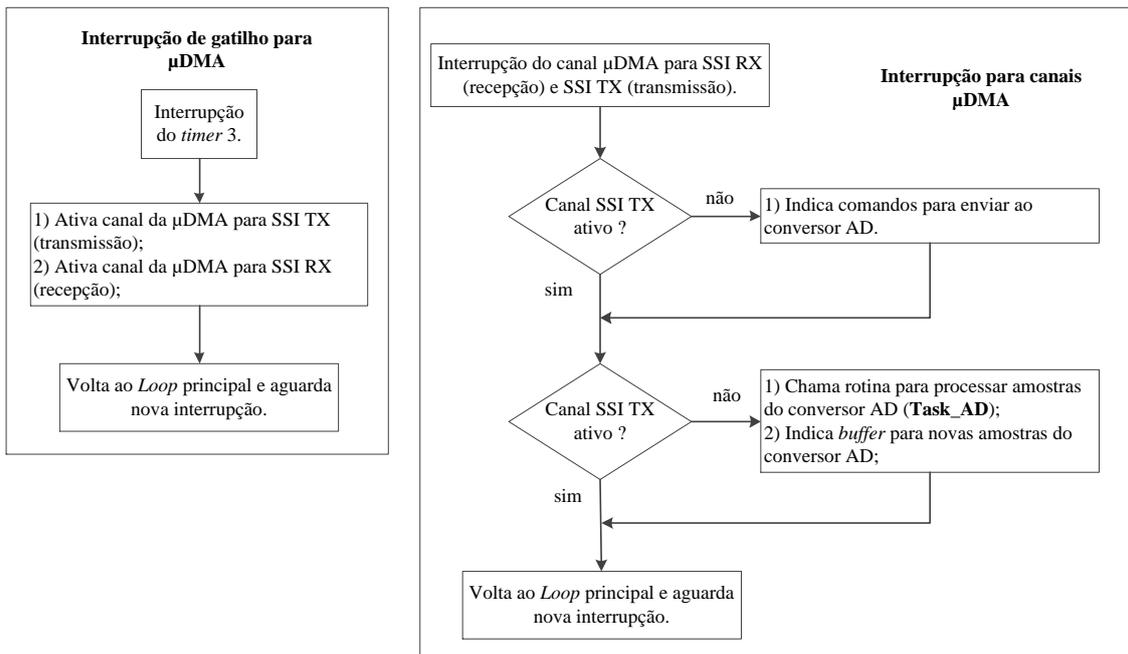


Figura 3.2.2: Tarefas executadas para comunicação com conversor AD.

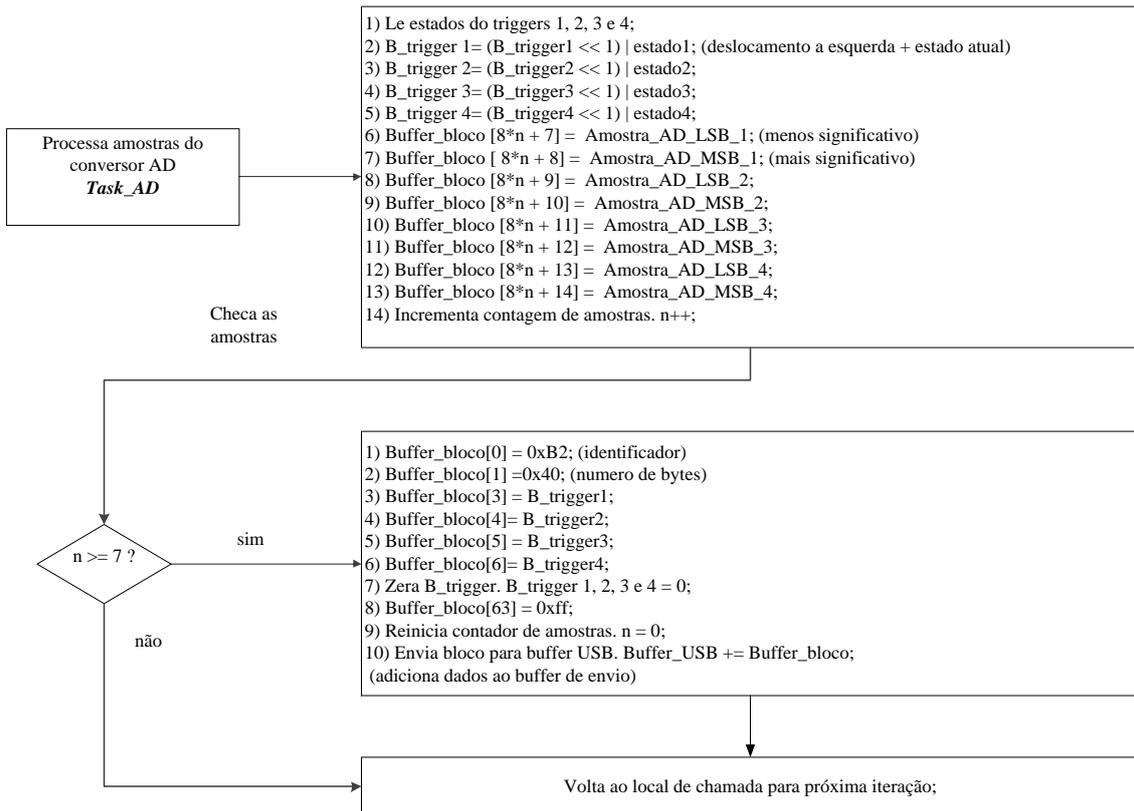


Figura 3.2.3: Tarefas executadas para organizar amostras do conversor AD e *triggers*.

3.2.2. Biblioteca de comunicação – DLL

A comunicação do computador *host* com o foto-estimulador pelo protocolo USB é feito por intermédio de uma DLL (*Dynamic link library*) programada em linguagem C++ e compilada com compilador *Visual C++ Express 2008* de distribuição gratuita. A DLL criada, além de traduzir os comandos descritos nos Blocos 1 a 18 do Anexo I em funções, é responsável por rastrear e inicializar o foto-estimulador quando conectado ao computador. Uma segunda DLL é usada como *driver* que contem as funções de comunicação com dispositivos USB em modo *Bulk*, sendo esta encapsulada pela DLL principal. A segunda DLL (*driver*) é de distribuição gratuita denominada *libusb-win32* disponível em <http://libusb-win32.sourceforge.net> na versão 1.2.5.0. Com uso deste *driver* é possível manter a compatibilidade do equipamento com os diversos sistemas operacionais Windows existentes, como, Windows 2000, Windows XP, Windows Vista

e Windows 7. Desta forma a atualização das funções de comunicação ou versões de sistema operacional implica na mudança apenas do *driver*.

A DLL principal ao ser inicializada também inicializa o *driver* para estabelecer comunicação USB com o foto-estimulador e criar um processo paralelo denominado *Thread* responsável por ficar monitorando os comandos enviados pelo foto-estimulador. O *Thread* dentro da DLL é encarregado de verificar se o foto-estimulador está conectado e fazer a separação dos comandos recebidos em dois grupos: respostas dos comandos de configuração enviados ou pacotes de amostras do conversor AD. O funcionamento do *Thread* da DLL é representado pela Figura 3.2.4.

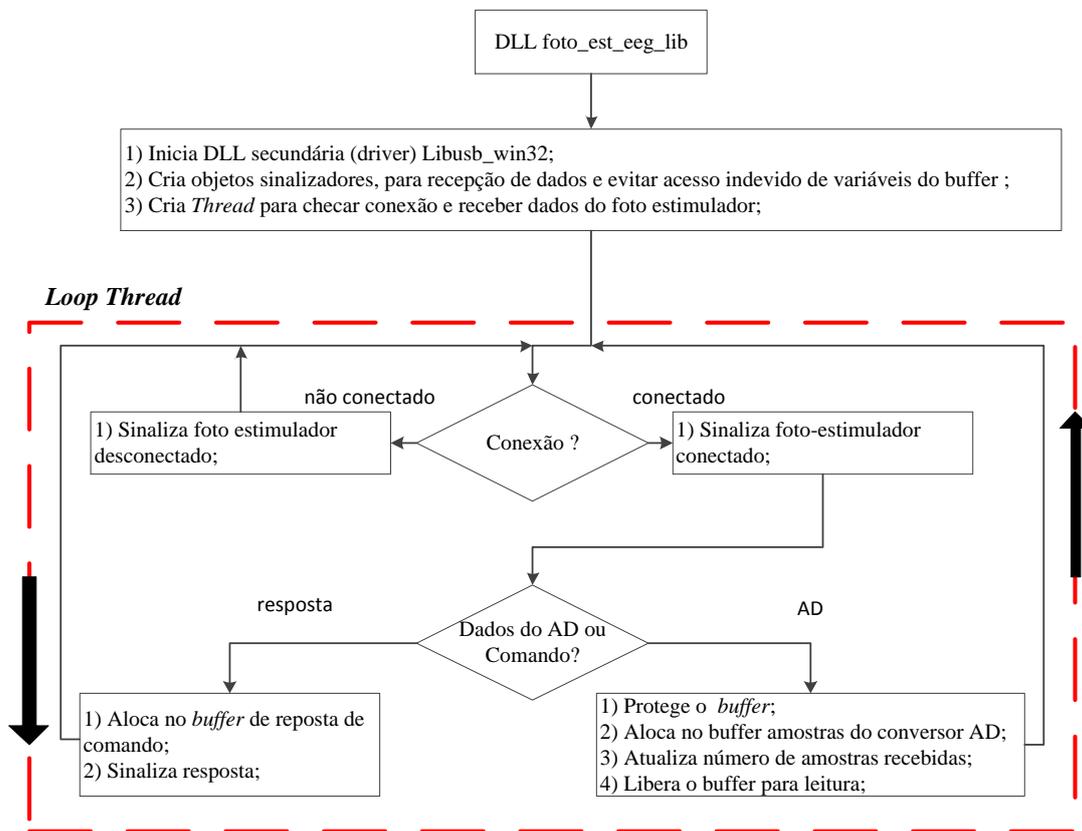


Figura 3.2.4: Fluxograma de funcionamento da DLL

Cada função desenvolvida é traduzida em um dos blocos de comandos e aguarda o *Thread* sinalizar que houve resposta que é alocada em um buffer separado. Cada comando enviado tem sua resposta aguardada por um tempo de 5 s, caso não ocorra resposta um erro retornado e a comunicação com o foto-estimulador é perdida. As

amostras do conversor AD e sinais de *trigger* são alocados em um *buffer* cíclico separado com tamanho definido na inicialização da DLL entre 1024 e 268435456 pontos de 16 bits para amostras do conversor AD e 8 bits para sinais de *trigger*.

Na DLL para permitir configuração e verificação dos estados do foto-estimulador, foram criadas 22 funções, sendo 4 funções de operação e inicialização da DLL, 4 funções para controle dos canais de aquisição de EEG e 14 funções para controle dos estimuladores. A descrição das funções pertencentes a cada grupo é dada no Anexo I.

Todas as funções retornam código de erro associados aos comandos e as resposta do foto-estimulador. Os códigos foram escolhidos fora da faixa de valores usados pelo LabView para evitar conflitos com os códigos de erros já definidos nas funções internas do LabView. Os códigos seguem a Tabela 3.2.1.

Tabela 3.2.1: Códigos de erros retornados pelas funções da DLL.

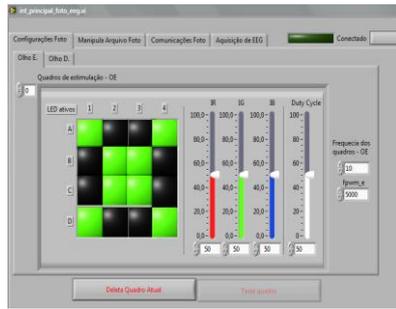
Código	String de Erro	Descrição.
-8000	SEM ERRO	Sem erro na execução da função ou comando.
-8001	SEM RESPOSTA DO DISPOSITIVO	Dispositivo não responde.
-8002	PROBLEMAS AO ALOCAR MEMORIA	Problemas de inicialização com tamanho do <i>buffer</i> escolhido.
-8003	ERRO DE COMUNICACAO	Erro ao tentar comunicar com dispositivo.
-8004	ERRO AO INICIAR ESTRUTURA INTERNA	Erro inicializar <i>Thread</i> ou objetos de controle internos da DLL.
-8005	ERRO DE TIMEOUT	Estouro do tempo limite para respostas do microcontrolador. Tempo definido de 5 s.
-8006	ERRO DE DADOS DE RESPOSTA INVALIDOS	Dados fora dos valores esperados ou corrompidos.
-8007	ERRO INESPERADO	Erro inesperado sem possibilidade de definir causa.
-8008	ERRO INTERNO DO MICROCONTROLADOR	Erro interno do microcontrolador encontra-se travado ou com dados inválidos alocados nos <i>buffers</i> de entrada e saída da USB.
-8009	DISPOSITIVO NAO CONECTADO	Dispositivo foi desconectado.

As funções foram desenvolvidas com intuito de serem usadas no LabView, devido a isso os parâmetros de entrada e saída são simples restritos apenas ao usos de tipos

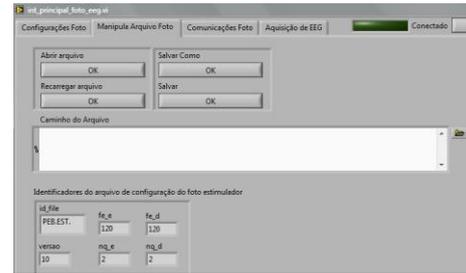
primitivos da linguagem C para evitar incompatibilidade com as variáveis padrão do LabView. O uso da DLL em outras interfaces ou linguagem como usadas em MatLab é possível mas não é abordada neste trabalho.

3.2.3. Interface de configuração.

Para configuração de características do foto-estimulador, tais como criação dos perfis de estimulação, visualização dos sinais coletados dos 4 canais de EEG, salvar dados da estimulação e sinais coletados, foi criada uma interface em LabView versão 8.2 que através da DLL criada acessa o foto-estimulador e executa os comandos necessários para operação do mesmo. O LabView foi escolhido para criação da interface por ser simples de ser modificado para estudos futuros sem necessidade de compilação como em outras linguagens e de ser já usado dentro dos laboratórios do PEB. A interface possui quatro abas de configuração e visualização de sinais (Figura 3.2.5).



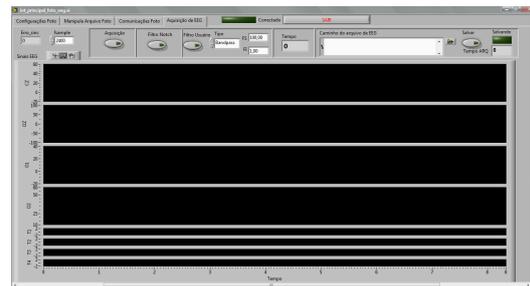
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 3.2.5: Abas de configuração da interface do foto-estimulador. (a) Aba de configuração dos estímulos. (b) Aba de manipulação de arquivos com perfis de estímulos programados. (c) Aba de comunicação com o foto-estimulador. (d) Aba de coletar e salvar sinais EEG.

Interface durante a inicialização efetua carregamento da DLL e entra em um *loop* principal em que faz a checagem se o foto-estimulador está conectado para habilitar os controles de estimulação e aquisição dos sinais EEG. A checagem dos comandos efetuados pelo usuário e sinais EEG coletados é feita no *loop* principal, em que cada botão pressionado efetua as chamadas das funções da DLL para enviar comandos ao microcontrolador do foto-estimulador.

Para criar os perfis de estimulação na aba “Configurações Foto” (Figura 3.2.6) há um diagrama da disposição dos LEDs no estimulador, assim através de cliques sobre os LEDs do diagrama no painel da interface é possível determinar quais LEDs ficam ativos e inativos, determinar intensidade das cores para o quadro de estímulo e frequências de estimulação e dos canais de PWM. As configurações para os estimuladores foram

divididas em duas abas descritas como “Olho Esquerdo” e “Olho Direito” representado estimulador 1 e 2 respectivamente. Quando o estimulador está conectado, é possível verificar como será estímulo programado através do botão “Testa quadro”. Todos os quadros configurados para uma série de estímulos podem enviados ao foto-estimulador para iniciar estimulação através da aba “Comunicações Foto” (Figura 3.2.5. c) ou serem salvos em arquivo binário (Anexo A) na aba “Manipula Arquivo Foto” (Figura 3.2.5. b).

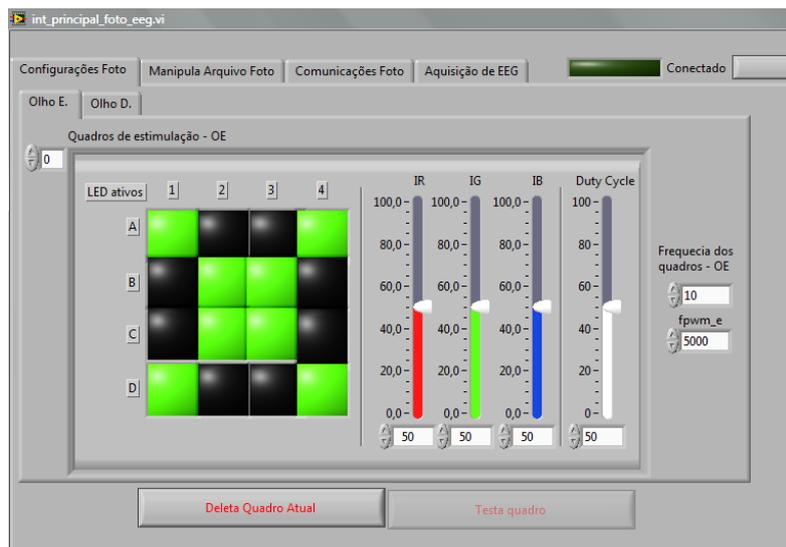


Figura 3.2.6: Aba de configuração dos estímulos visuais.

A coleta e configuração dos sinais EEG podem ser efetuadas na aba “Aquisição de EEG” (Figura 3.2.7). Nesta aba é possível configurar filtros digitais para os amplificadores de EEG, visualizar e salvar os sinais. Os sinais são salvos em arquivo binário sem qualquer tipo de filtragem que é usada apenas para visualizar os sinais. O arquivo criado com sinais segue o padrão de arquivo binário já usado no laboratório (Anexo B), permitindo usos dos sinais em rotinas já desenvolvidas em estudos anteriores. Durante a coleta dos sinais EEG, é possível verificar os estados dos *triggers* de entrada denominados na interface de T1 e T2 e os *triggers* de saída síncronos aos estimuladores denominados T3 e T4. As informações dos *triggers* são salvas em arquivo juntos aos sinais EEG como sinais analógicos com valores 0 para desativado e 1 para a ativado.

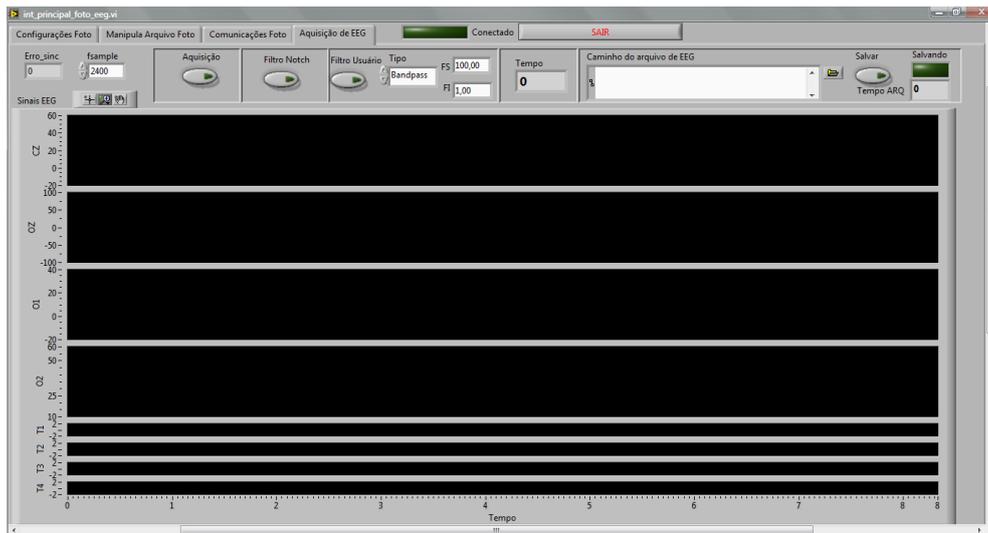


Figura 3.2.7: Aba de aquisição dos sinais EEG.

Todos os comandos enviados ao microcontrolador do foto-estimulador são seguidos de uma resposta do mesmo, dessa forma, a interface retorna ao usuário erro ocorrido. Um exemplo de erro é mostrado na Figura 3.2.8 em que o foto-estimulador é desconectado durante aquisição dos sinais EEG.

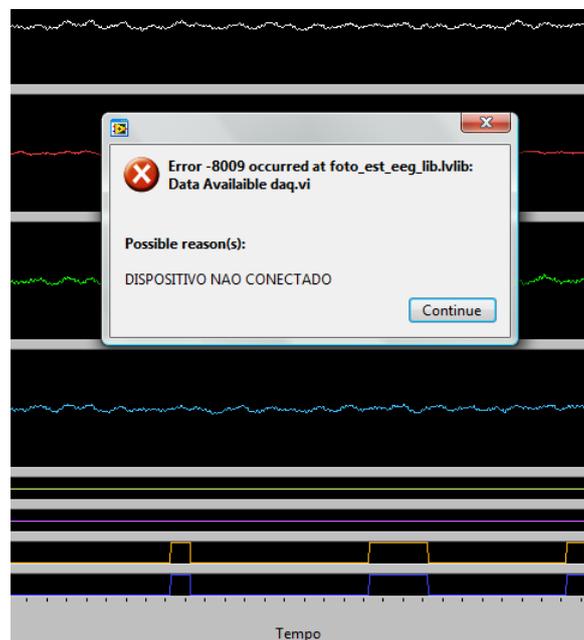


Figura 3.2.8: Retorno de erro da interface durante execução.

Capítulo 4. Avaliação de desempenho do foto-estimulador

A verificação do funcionamento do foto-estimulador foi realizada em duas etapas. Na primeira foi avaliado se as rotinas de *software* e *hardware* desenvolvido atendiam às características requeridas, enquanto na segunda etapa testou-se o foto-estimulador na coleta de sinais EEG e quanto à eliciação do potencial evocado visual.

4.1. Avaliação na bancada

4.1.1. Frequências de fotoestimulação

Para um funcionamento adequado do foto-estimulador, é fundamental que o mesmo tenha capacidade de gerar padrões de estimulação com as características selecionadas pelo usuário. Deve-se salientar que a resolução para a frequência de estimulação é de 0,1 Hz e para período de ativação é de 1 % do período entre quadros ativos, logo, é de se esperar do teste valores próximos as estes. Para verificar a frequência de estimulação em diferentes padrões de estimulação, utilizou-se um osciloscópio digital *Tektronix* modelo TDS1001B. Os testes foram executados acoplando-se os sinais de *trigger* do foto-estimulador ao osciloscópio, sendo a frequência dos *flashes* luminosos mensurada por meio uma fotocélula genérica previamente calibrada com Luxímetro digital da *Instrutherm* modelo LD200.

Utilizando-se as frequências de estimulação de 10,0 Hz até 100,0 Hz, com passo de 0,1 Hz, o maior erro obtido na avaliação ocorreu para a maior frequência de operação do equipamento (100,0 Hz) com desvio de somente 0,05 Hz. A Figura 4.1.1 apresenta a tela do osciloscópio para um dos testes executados, os quais foram executados em ambiente sem iluminação, ou seja, o luxímetro indicava zero de intensidade luminosa.

Com todos os LEDs ativos em PWM de 50 %, a uma distância de 40 cm da fotocélula, a medida indicada pelo luxímetro foi de 12,8 Lux.

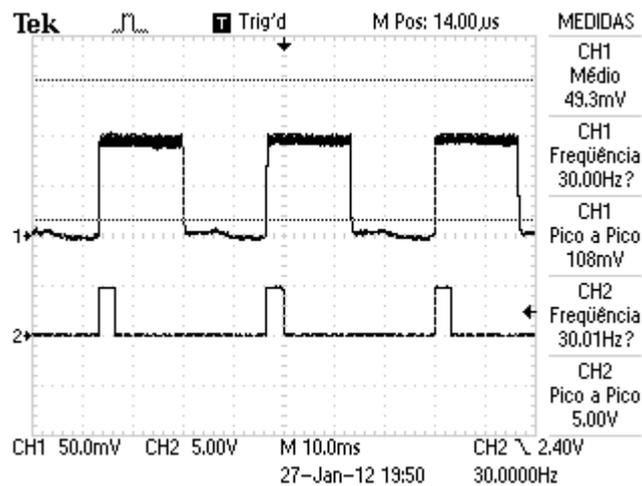


Figura 4.1.1: Teste de fotoestimulação em 30 Hz. O canal 1 superior representa o sinal da fotocélula e no canal 2 inferior representa sinal de *trigger*.

4.1.2. Intensidade emitida pelos LEDs

A intensidade luminosa dos LEDs foi calibrada com Luxímetro digital LD200 (*Instrutherm*) usando a curva de sensibilidade fotópica CIE (*International Commission on Illumination*) (Figura 4.1.3). A calibração foi executada na forma estática para cada cor (comprimentos de onda indicados na Figura 4.1.3) emitida usando PWM na frequência de 5000 Hz. Os testes foram executados com PWM de 0 a 100 % em passos de 10 %, distâncias de 10 cm a 100 cm em passos de 10 cm e com diferentes de LEDs acionados. As intensidades mensuradas (Figura 4.1.2) foram corrigidas pela curva de sensibilidade fotópica, mostrando o comportamento da intensidade emitida em função da distância e nível de PWM.

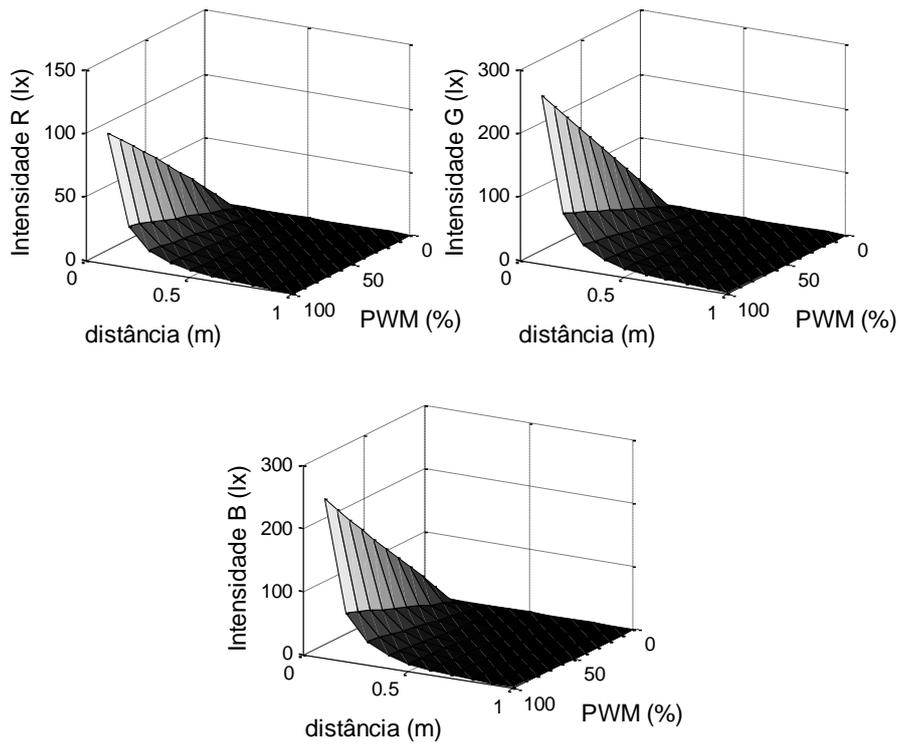


Figura 4.1.2: Intensidades emitidas pelos LEDs em diferentes comprimentos de onda (R 623 nm, G 521 nm e B 466 nm) usando curva inversa CIE fotópica.

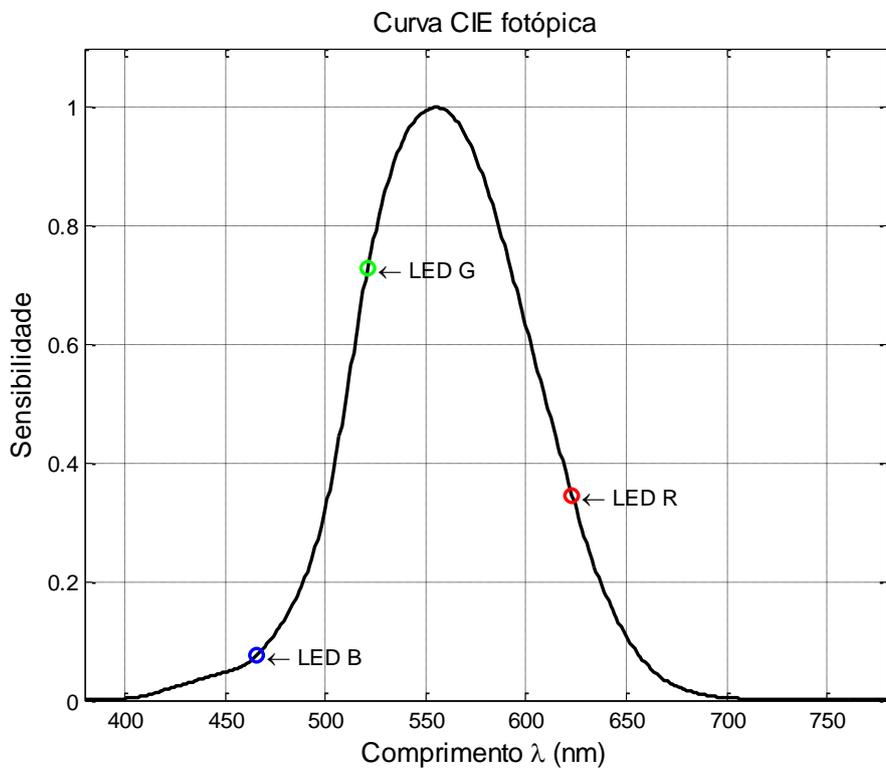


Figura 4.1.3: Curva CIE fotópica adotada para sensibilidade do Luxímetro. Curva gerada usando os dados de Vos (1978). As marcações indicam os pontos de sensibilidade para o LED RGB usado no foto-estimulador.

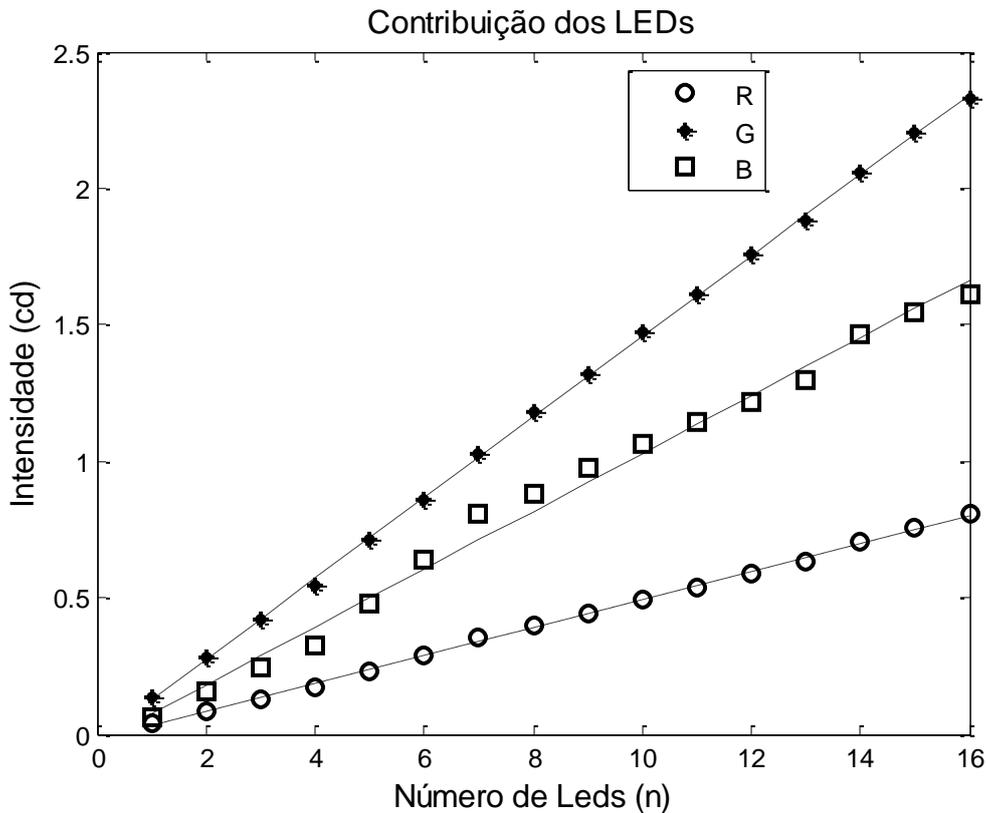


Figura 4.1.4: Intensidade de luz emitida em função do número de LEDs usados para compor um quadro de estímulo.

Devido à dificuldade de mensurar a luz emitida por cada LED, pois o luxímetro não possui escalas tão baixas, foi adotado o procedimento de medir a intensidade acumulada a cada acionamento de LED começando com 1 até 16 LEDs (Figura 4.1.4). Dessa maneira o cálculo do coeficiente angular da reta que melhor se ajusta aos pontos mostra a contribuição média de intensidade de luz emitida. Os valores absolutos e relativos à máxima intensidade quando se tem 16 LEDs acionados são de: 51,4 mcd ou 6,36 % para o LED R, 147,8 mcd ou 6,32 % para o LED G e 105,9 mcd ou 6,58 % para o LED B com valores esperados de 6,25 %. Os desvios máximos absolutos foram de 16,2 mcd, 26,6 mcd e 93,9 mcd respectivamente para os LEDs R, G e B. Os testes foram realizados com PWM a 100% numa distância de 10 cm entre os LEDs e sensor

do luxímetro. Nas mesmas condições, segundo o fabricante os LEDs deveriam emitir 700 mcd, 1625 mcd e 300 mcd respectivamente para os LEDs R, G e B.

Com as intensidades de luz emitidas mensuradas em diferentes distancias (Figura 4.1.5) obtém-se a sensibilidade (cd por % de PWM) para luz emitida para os LEDs de: 0.85 mcd/%, 2,30 mcd/% e 2,00 mcd/% com desvios máximos de 20,1 mcd, 64,5 mcd e 50,9 mcd respectivamente para os LEDs R, G e B.

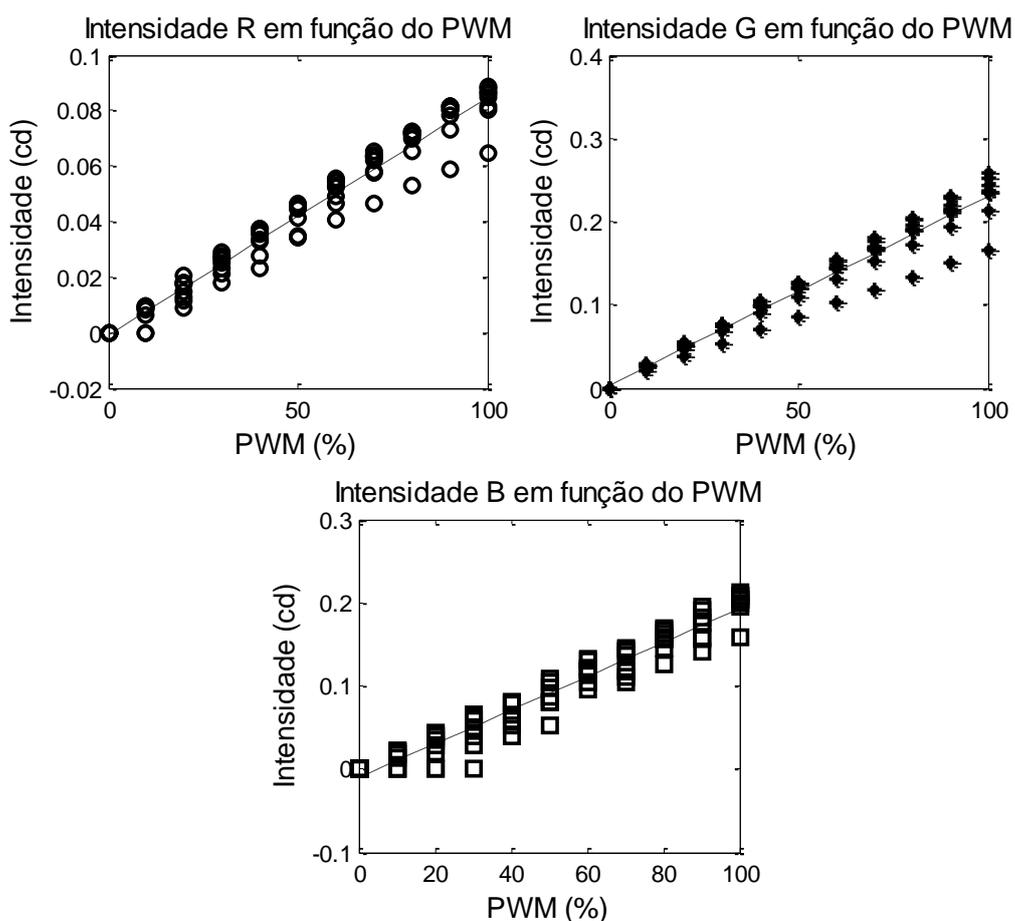


Figura 4.1.5: Intensidade de luz emitida em função do PWM considerando todas as distâncias testadas.

Considerando apenas uma distância (Figura 4.1.6) a sensibilidade (cd por % de PWM) para intensidade de luz emitida apresenta valores de: 0.64 mcd/%, 1,63 mcd/% e 1,55 mcd/%, com desvios máximos de 1,6 mcd, 3,2 mcd e 2,1 mcd respectivamente para os LEDs R, G e B menores em relação ao teste anterior com varias distancias.

Neste caso têm-se as linearidades R, G e B de 2,50 %, 1,90 % e 1,36 % para intensidade em função do nível de PWM escolhido.

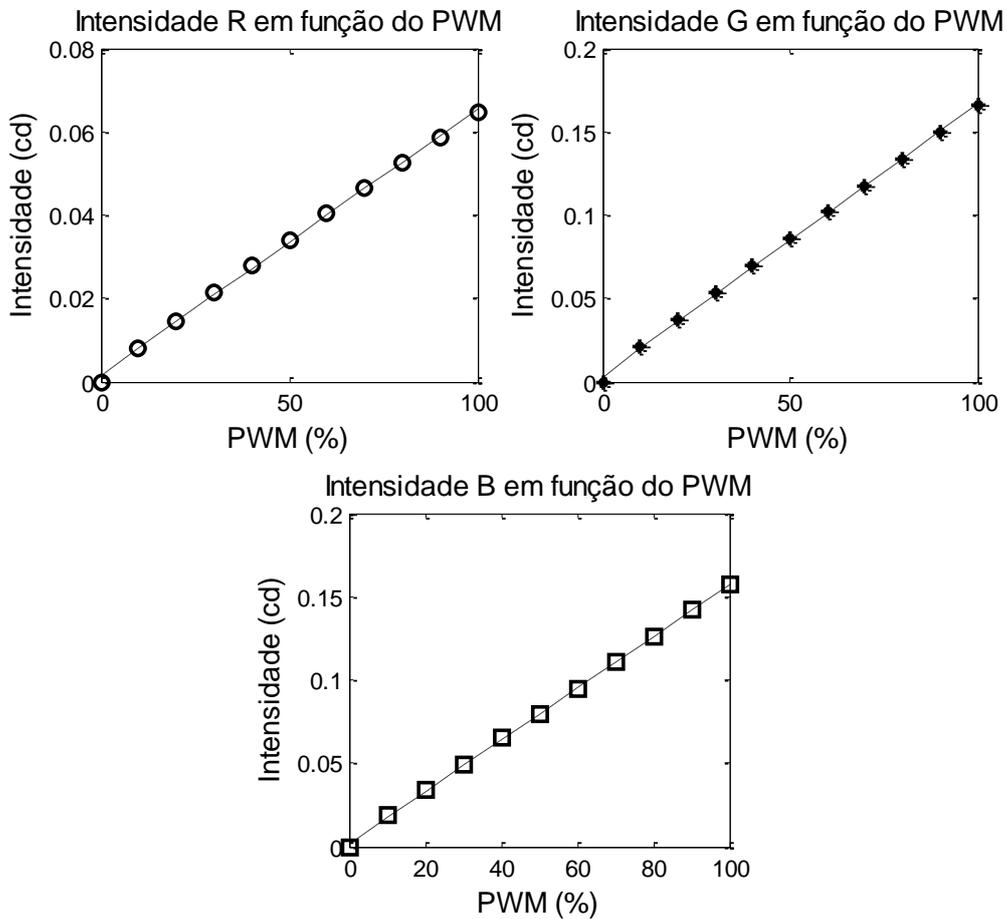


Figura 4.1.6: Intensidade de luz emitida em função do PWM para distância de 10 cm.

Com o ajuste de curva da Figura 4.1.7 é possível estimar intensidade de luz emitida segundo expressão $E_V = I_V \cdot D^{-2}$ em que E_V é intensidade luz emitida em Lux (iluminação), I_V é Intensidade de luz em candela (cd – luz emitida) e D é a distância em relação a fonte de emissão. Assim pela curva que melhor se ajusta aos dados experimentais obtém-se: 65,9 mcd, 169,8 mcd e 160,5 mcd respectivamente para os LEDs R, G e B. Neste caso cada LED é considerado com características semelhantes quanto à capacidade de emissão de luz para cada comprimento de onda.

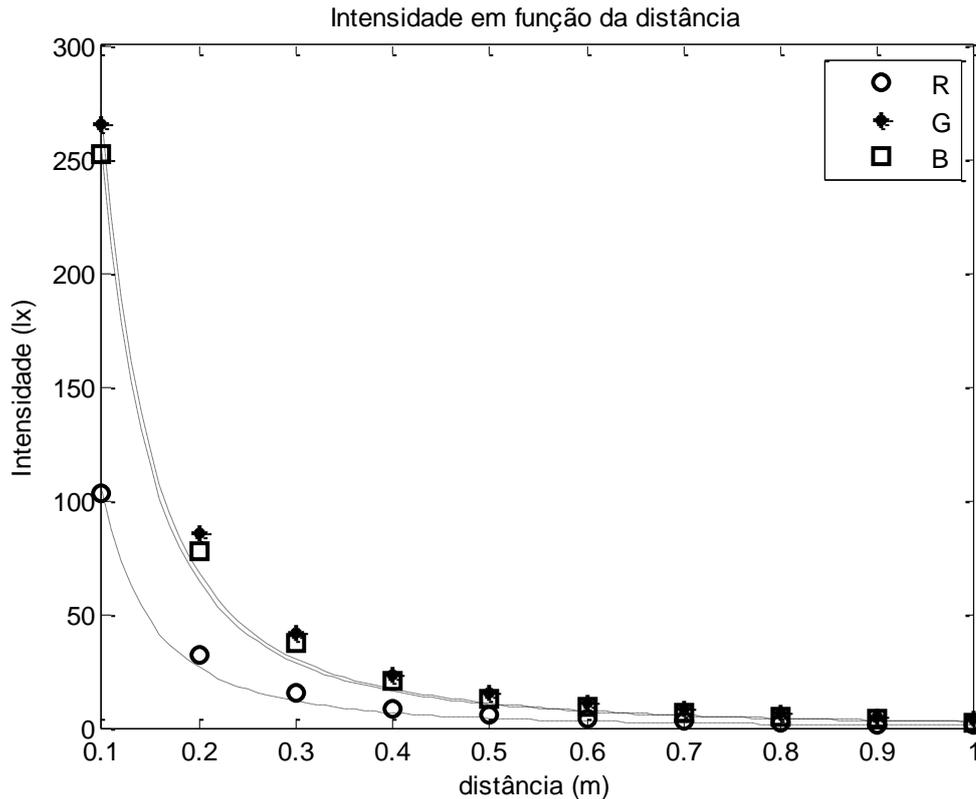


Figura 4.1.7: Intensidade de Luz emitida (iluminação – Lux) em função da distância. PWM em 100 % para os 16 LEDs da matriz ativos.

4.1.3. Avaliação dos amplificadores de EEG.

Na avaliação dos amplificadores de EEG acoplados, utilizando-se um gerador de sinais (*BK Precision* modelo 4003A), foram mensurados o ruído intrínseco e o ganho dos amplificadores. Os sinais gerados aplicados aos amplificadores foram previamente atenuados em 60 dB (Figura 4.1.8). Para verificação do ganho foi usado um sinal senoidal de 30 Hz com $11,4 \text{ mV}_{PP}$, conforme mostrado na Figura 4.1.9, na qual é exibido o sinal aplicado e o coletado na interface do foto-estimulador.

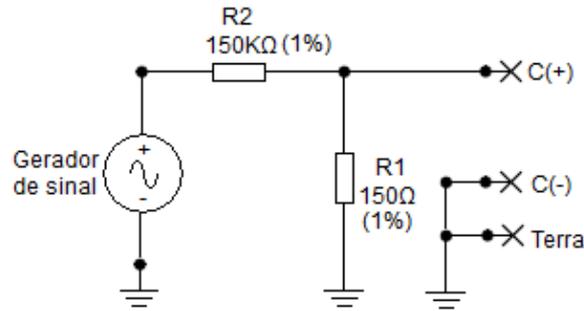


Figura 4.1.8: Esquema do atenuador usado para injetar sinais.

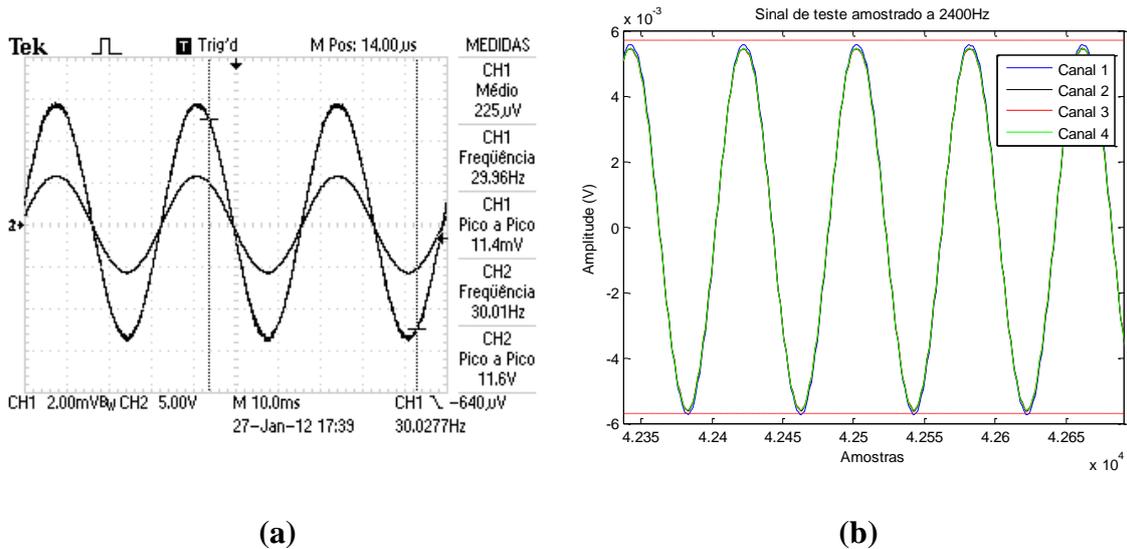


Figura 4.1.9: Sinal aplicado e coletado na interface do foto-estimulador (CH1 traçado em maior amplitude). (a) Sinal da tela do osciloscópio antes e após atenuação nos 4 canais. (b) Sinal na interface. As retas horizontais tracejadas indicam o V_{pp} .

O ganho dos amplificadores foi avaliado usando-se 30 s de sinal senoidal de 30 Hz com 11,4 mV_{pp}. O sinal coletado foi comparado ao aplicado usando o V_{pp} dos 30 s de sinal para cada um dos canais, resultando em ganho de 320,6 V/V, enquanto o projetado foi de 319,48 V/V, e um fator de escala médio de $2,38 \times 10^{-7}$ V/bit para um projetado de $2,388 \times 10^{-7}$ V/bit. Logo, tem-se um erro relativo inferior a 1 % tanto para ganho como para o fator de escala.

Para se mensurar o ruído intrínseco nos módulos de aquisição suas entradas foram colocadas em curto com o terminal terra. O teste consistiu em avaliar o ruído do conjunto conversor AD e amplificadores de EEG quando da aquisição de 50 s de sinal

com frequência de amostragem de 3000 Hz. A Figura 4.1.10. a mostra um trecho de 10 s deste sinal, enquanto a Figura 4.1.10. b refere-se a um segmento de somente 25 ms. Para os quatro canais obteve-se ruído com amplitude média de $16,60 \mu V_{PP}$ e valor RMS médio de $1,66 \mu V$ para os quatro canais, para toda a faixa frequência (DC a 1500 Hz), conforme mostrado na Figura 1.4.10c, na qual sobressai o ruído de rede de 60 Hz e seus harmônicos, em especial 180 e 300 Hz. Considerando-se a faixa de interesse usual para sinais EEG, de até 50 Hz (Figura 4.1.10d), o ruído tem amplitude média de $1,0 \mu V_{PP}$ e valor RMS médio de $0,24 \mu V$.

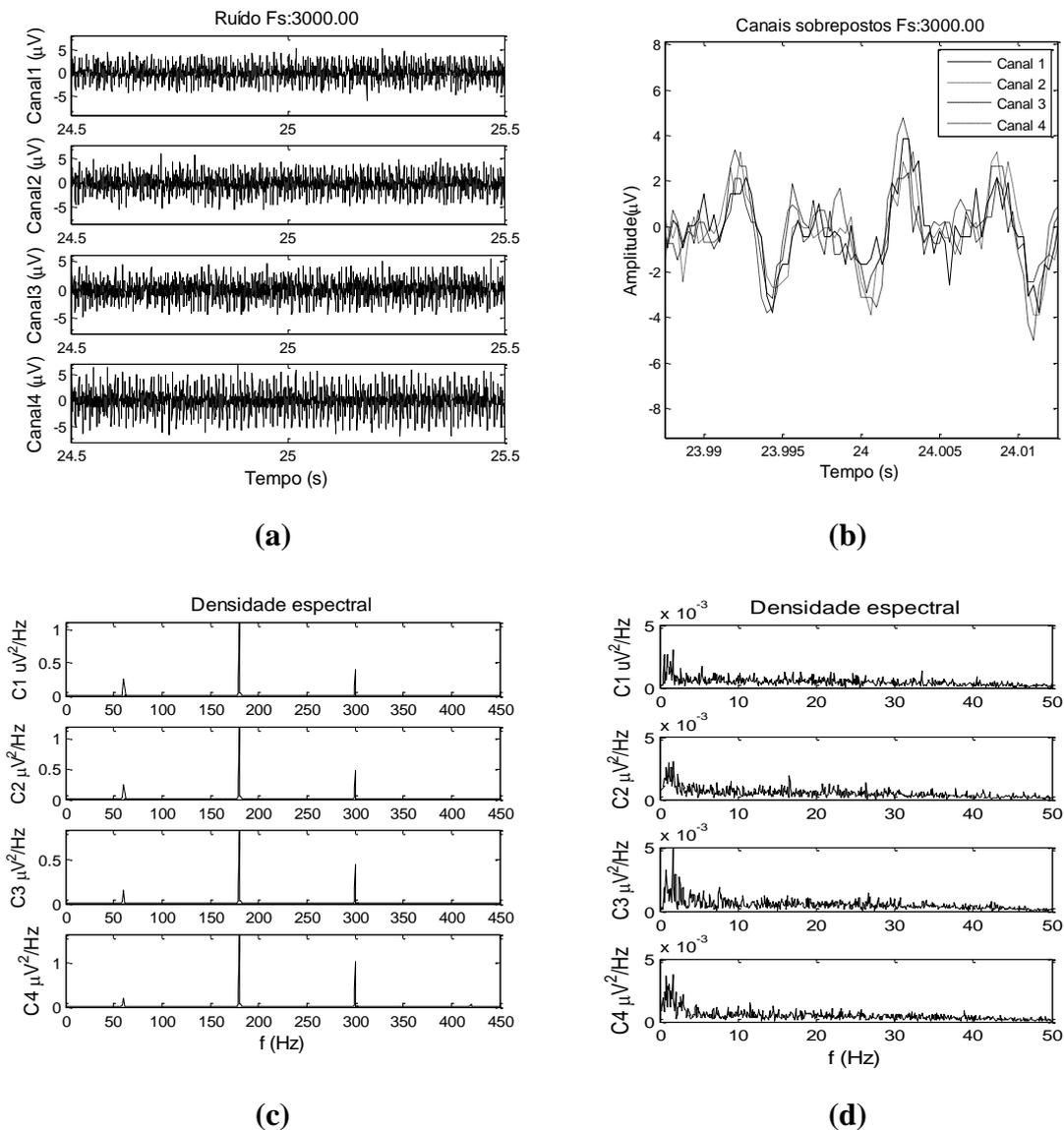


Figura 4.1.10: Ruído intrínseco para os módulos de aquisição de sinais EEG. (a) Trecho de 1 s sinal amostrado a 3 kHz. (b) Trecho de 25 ms do sinal com canais sobrepostos. (c) Densidade espectral do sinal. (d) Densidade espectral para sinal na faixa de 0 a 50 Hz.

Para se avaliar a resposta em frequência dos amplificadores, foram geradas senoides com frequência de 0,5 Hz a 1000 Hz com amplitude fixa de 7,6 mV_{PP} e verificaram-se as frequências nas quais ocorreram atenuação de -3 dB em relação a máxima amplitude, de modo a determinar as frequências de corte. A frequência de corte inferior apresentou valor de 0,8 Hz e a superior de 354,6 Hz, sendo que a primeira concorda com o projetado, enquanto a segunda era de 356,0 Hz.

4.2. Avaliação *in vivo*.

Avaliação *in vivo* foi realizada com um voluntário no qual se aplicaram estímulos visuais nas frequências de 7 Hz e 11 Hz, tendo sido coletados os sinais EEG nas derivações CZ, O1, O2 e Oz (Sistema Internacional 10-20 na Figura 4.2.1) durante 60 s. Para o padrão de estimulação adotou-se o *flash* com ativação de todos LEDs ajustados em 1 cd/m² mensurados antes da estimulação para cada cor R, G e B por configurados para um período de 5 % de ativação (7,14 ms para 7 Hz e 4,55 ms para 11 Hz) com relação ao intervalo entre quadros ativos. Os estímulos foram efetuados a uma distância de 50 cm entre a fonte de estimulação e o voluntário. Os sinais EEG foram amostrados a 2400 Hz com anti *aliasing* de 356,0 Hz e um passa-alta de 0,8 Hz.

Para análise, os sinais foram previamente filtrados com passa-faixa de 1 a 50 Hz e filtro *notch* de 60 Hz. A Figura 4.2.2 mostra um trecho de sinal EEG espontâneo para voluntário em repouso com olhos fechados. O espectro na Figura 4.2.3 para EEG espontâneo mostra banda alfa do voluntário com pico em 8,5 Hz.

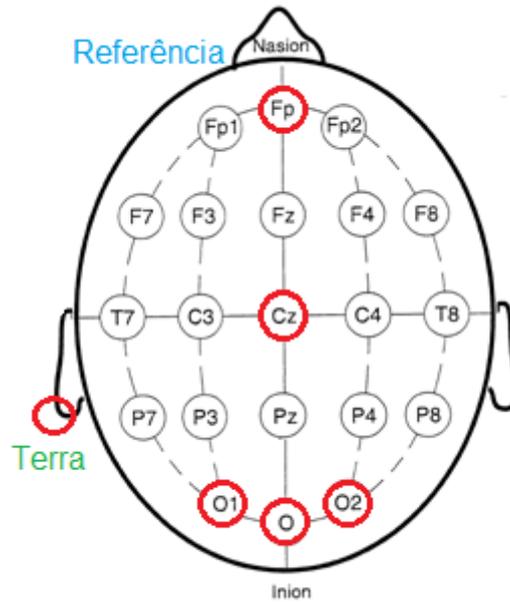


Figura 4.2.1: Esquema de colocação dos eletrodos com referência em Fpz.

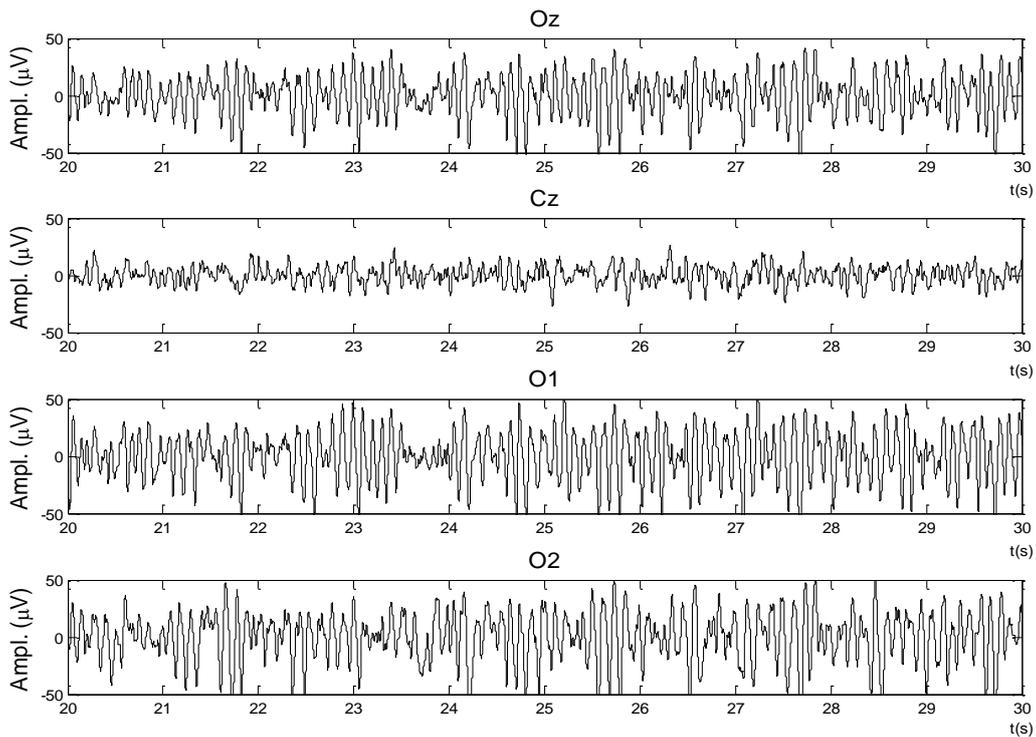


Figura 4.2.2: Sinal coletado em repouso. Trecho de 10 segundos de sinal coletado. Sinais da região occipital (Oz, O1 e O2) e central (Cz) com referência ao Fpz.

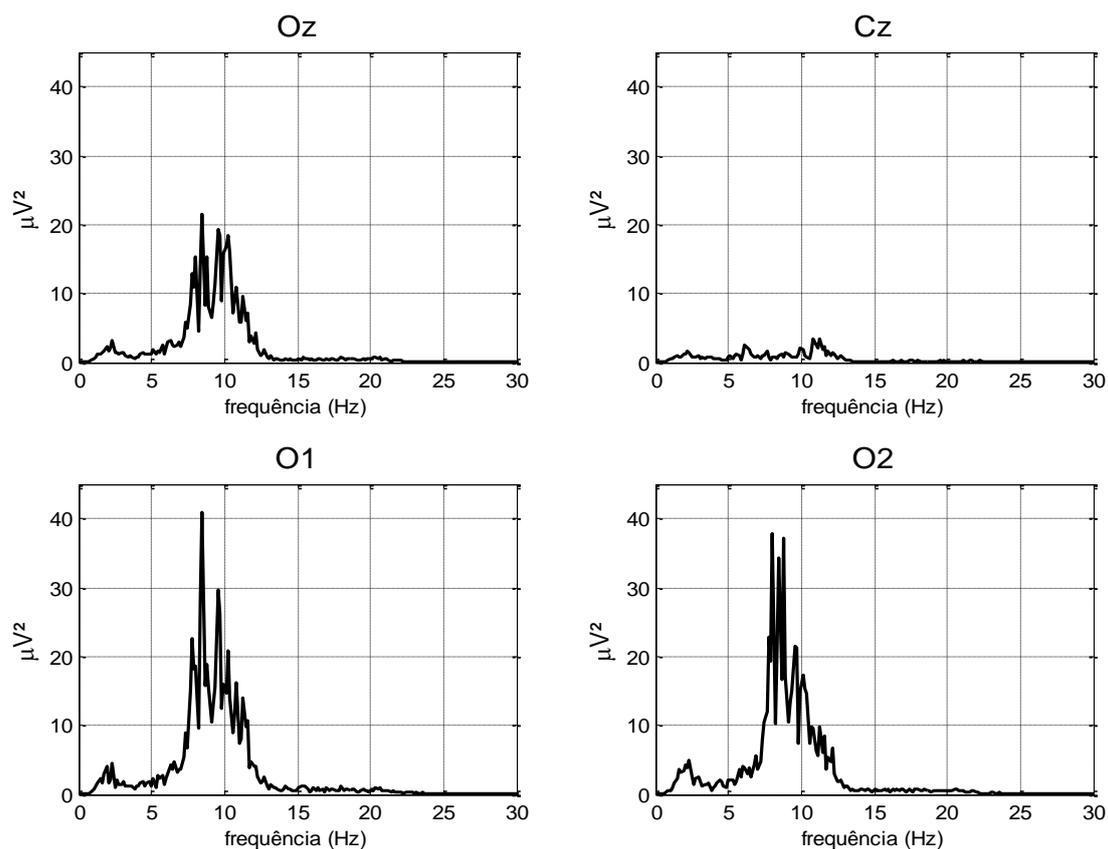


Figura 4.2.3: Espectro de potência calculado com trechos 5 s do sinal EEG espontâneo

4.2.1. Estimulação com anteparo – Teste de compatibilidade eletromagnética.

O teste de compatibilidade eletromagnética verifica a presença de artefatos ou inserção de ruídos pelos circuitos e elementos de estimulação (LEDs) pela coleta de sinal EEG do voluntário com anteparo no foto estimulador e com olhos fechados evitando que qualquer estímulo chegue ao voluntário.

A Figura 4.2.3 mostra sinal EEG com eventos estimulação com morfologia semelhante EEG espontâneo da Figura 4.2.2.

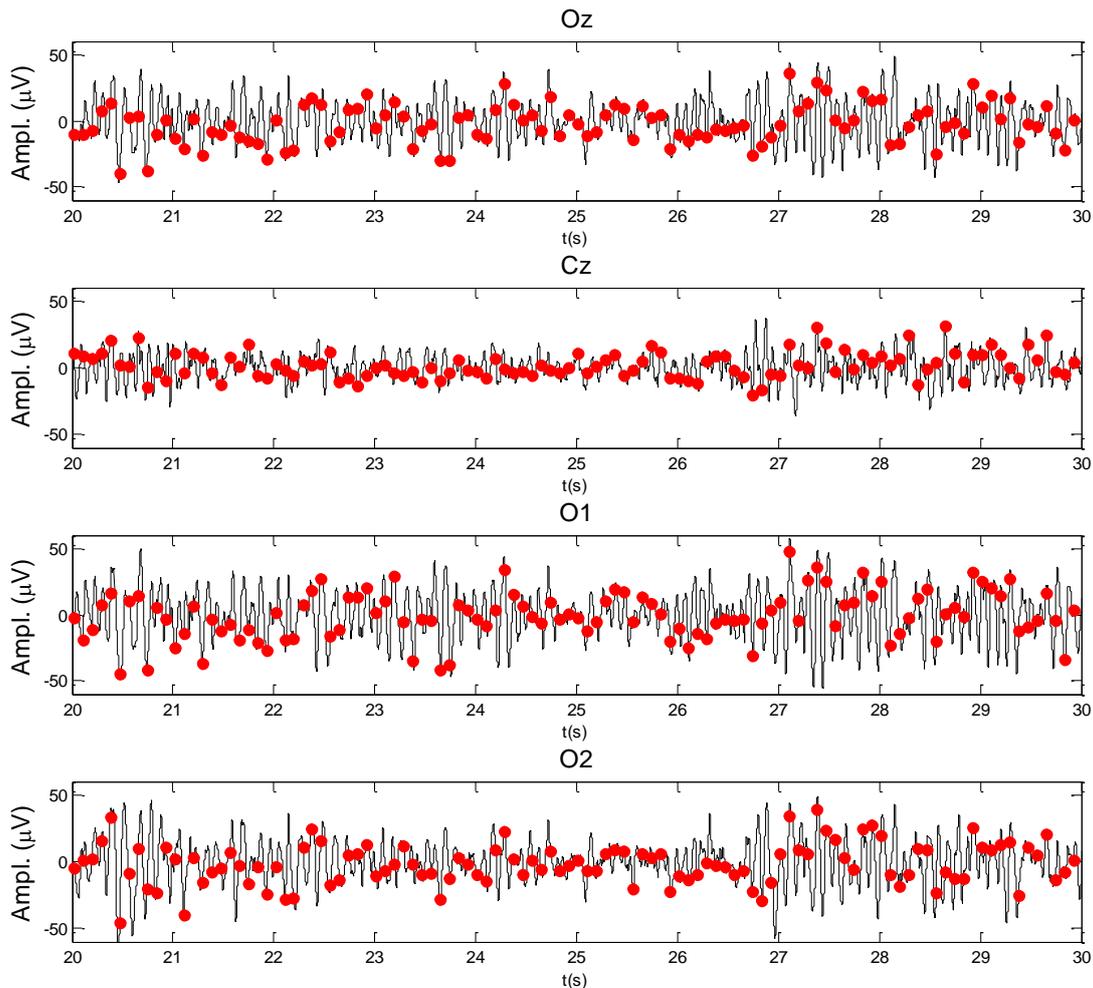


Figura 4.2.4: Sinal EEG com estimulação RGB (branco) em 11 Hz com olhos fechados e anteparo. Pontos vermelhos indicam eventos de estimulação.

A Figura 4.2.5 mostra espectro de potência do EEG sobre estimulação com anteparo no estimulador e olhos fechados. O espectro apresenta características semelhantes ao EEG espontâneo mantendo-se na banda alfa com pico em 8,5 Hz nos canais EEG O1 e O2.

A comparação entre respostas evocadas devido aos estímulos bloqueados ou não, foi realizada com uso da média coerente com trechos de 0.3 s sincronizados com sinal de estimulação. A Figura 4.2.6 mostra comparativo entre sinal EEG coletado com anteparo no estimulador e olhos fechados (coluna da esquerda) e olhos abertos sem anteparo (coluna da direita). As correlações entre as médias coerentes sucessivas

apresentam valores maiores (0,44 a 0,81) para olhos abertos em relação aos olhos fechados (-0,25 a 0,35).

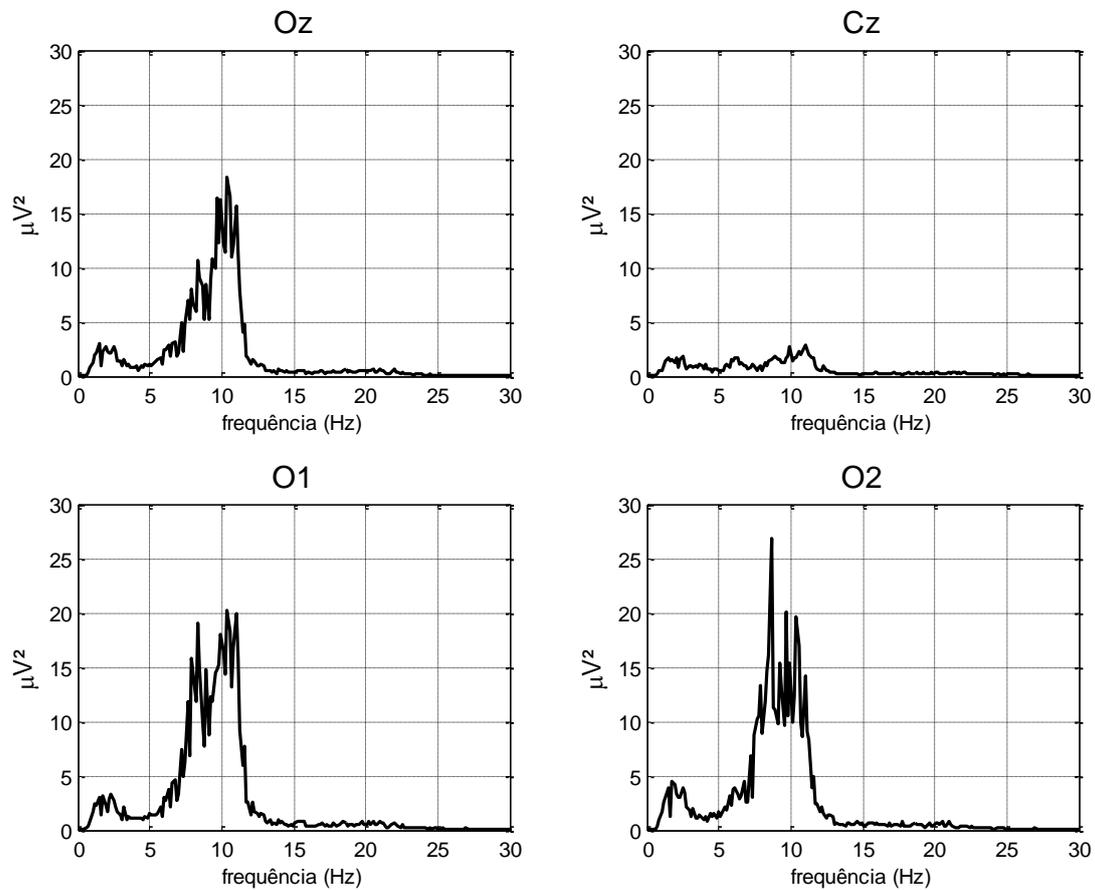


Figura 4.2.5: Espectro de potência com olhos fechados e anteparo. Estimulação em 11 Hz com intensidade de 1 cd/m^2 para cada cor R, G e B.

As Figuras 4.2.7 e 4.2.8 mostram respostas nas mesmas condições de teste usando técnicas ORD no domínio da frequência com valores abaixo do limiar para as duas técnicas utilizadas: MSC e CSM com limiares de 0,098 e 0,100 para 5 % de nível de significância (α) com $M = 30$ trechos de 1 s do EEG síncronos ao sinal de estimulação.

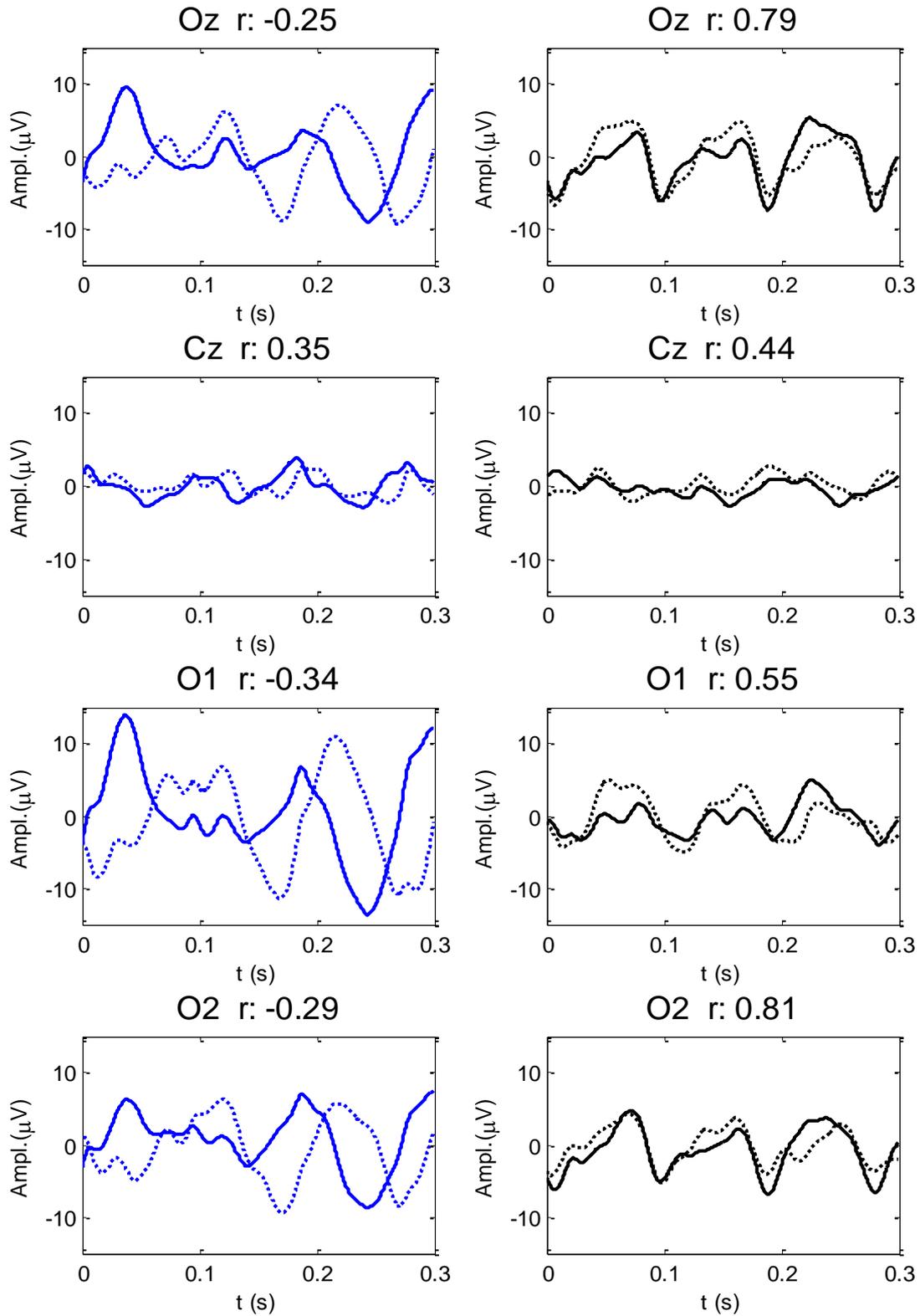


Figura 4.2.6: Média coerente para sinal com estimulação RGB em 11 Hz sem resposta na coluna esquerda e com resposta na coluna direita. Linha tracejada mostra segunda média realizada para evidenciar a primeira e a correlação entre as duas está indicada no título.

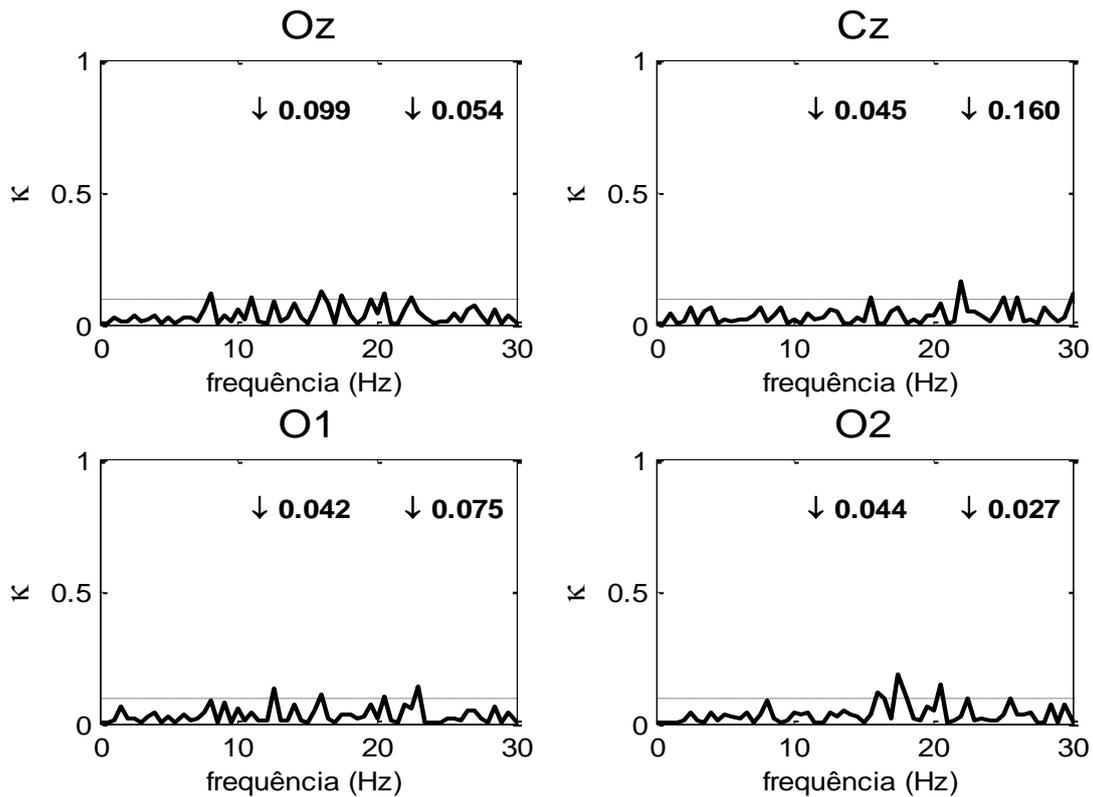


Figura 4.2.7: Detector MSC na estimulação de 11 Hz RGB. Limiar crítico (linha tracejada) de 0,098 com nível de significância de 5 % para $M = 30$ janelas. As indicações mostram os valores para primeiro e segundo harmônico com ausência de respostas.

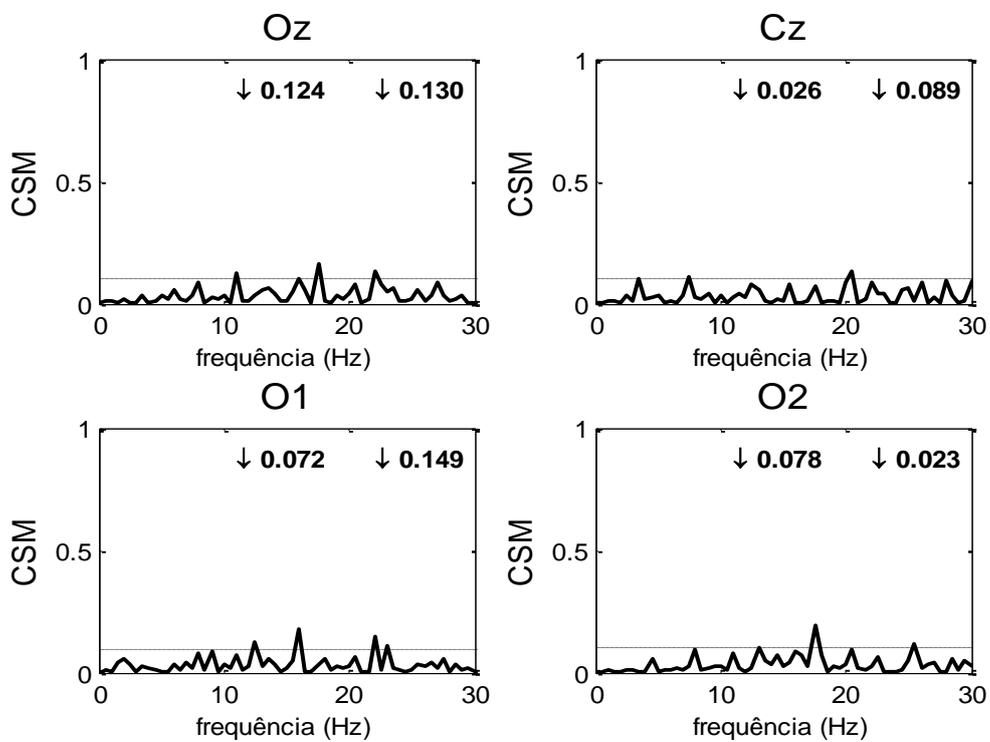


Figura 4.2.8 Detector CSM na estimulação de 11 Hz RGB. Limiar crítico (linha tracejada) de 0,100 como nível de significância de 5 % para $M = 30$ janelas. As indicações mostram os valores para primeiro e segundo harmônico com ausência de respostas.

4.2.2. Teste entre os diferentes tipos de estimulação R, G e B.

A eliciação do PEV em diferentes condições de estimulação com cores R, G ou B ou todas somadas (RGB) foi confirmada com uso de técnicas ORD no domínio da frequência.

No domínio da frequência, utilizou-se o detectores MSC (Figuras 4.2.9 e 4.2.10) e CSM (Figuras 4.2.11 e 4.2.12) (MIRANDA de Sá, *et al.* 2009). Para aplicação das técnicas de detecção ORD o sinal EEG foi dividido em $M = 30$ trechos de 1 s livres de artefatos e limiar crítico calculado com 5 % de nível de significância (α). Em todos os testes com os protocolos experimentais os detectores indicam ocorrência de PEVs nas frequências de estimulação de 7 e 11 Hz e em seus harmônicos, com os maiores níveis de resposta obtidos na estimulação de 7 Hz. Entre as derivações usadas na análise a Cz que não compreende a região occipital apresentou menores níveis de detecção. Entre os protocolos com diferentes cores, o vermelho (R) apresentou menores níveis de detecção comparados aos demais na estimulação em 7 e 11 Hz. Em seguida verde (G) e azul (B) apresentam maiores níveis, mas semelhantes em todas as derivações nas estimulações de 7 Hz e 11 Hz. Quando à estimulação foi realizada com todas as cores RGB obtiveram-se os maiores níveis de detecção nas duas frequências de estimulação e em seus harmônicos.

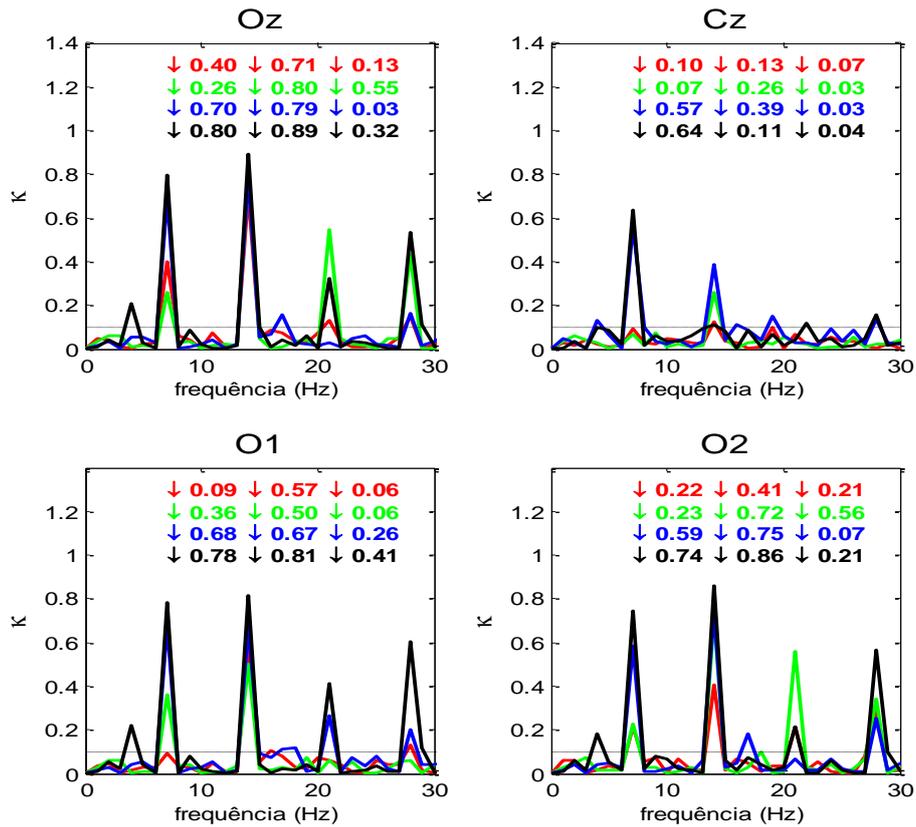


Figura 4.2.9: Detector MSC para estimulação RGB em 7 Hz. Limiar crítico (linha tracejada) de 0,098 com nível de significância de 5 % para $M = 30$ janelas. Em preto a resposta para estimulação RGB branco.

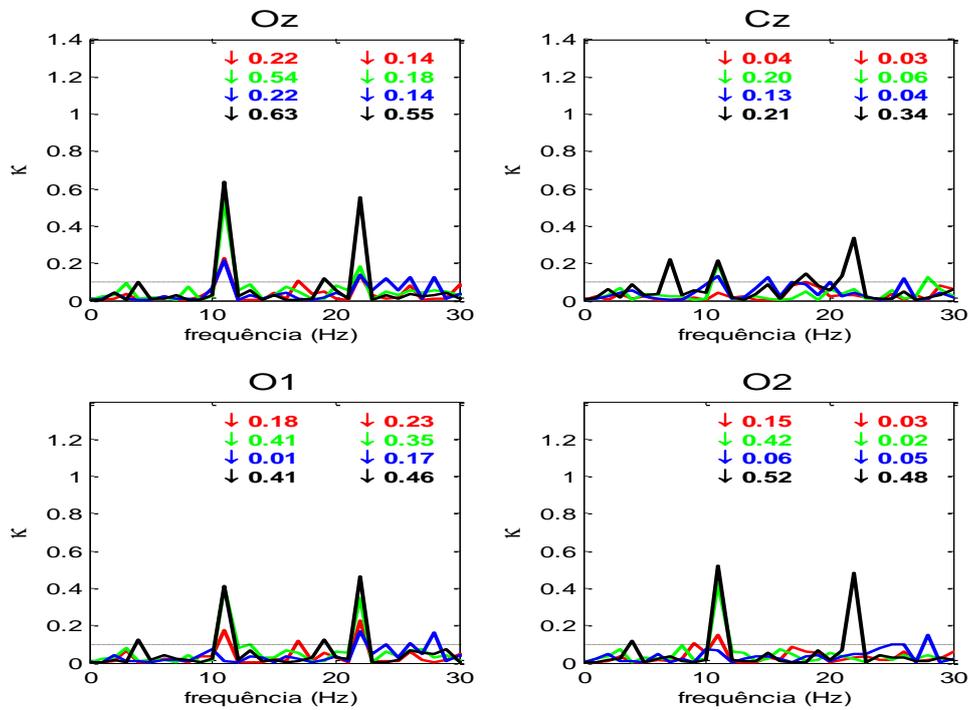


Figura 4.2.10: Detector MSC para estimulação RGB em 11 Hz. Limiar crítico (linha tracejada) de 0,098 com nível de significância de 5 % para $M = 30$ janelas. Em preto a resposta para estimulação RGB branco.

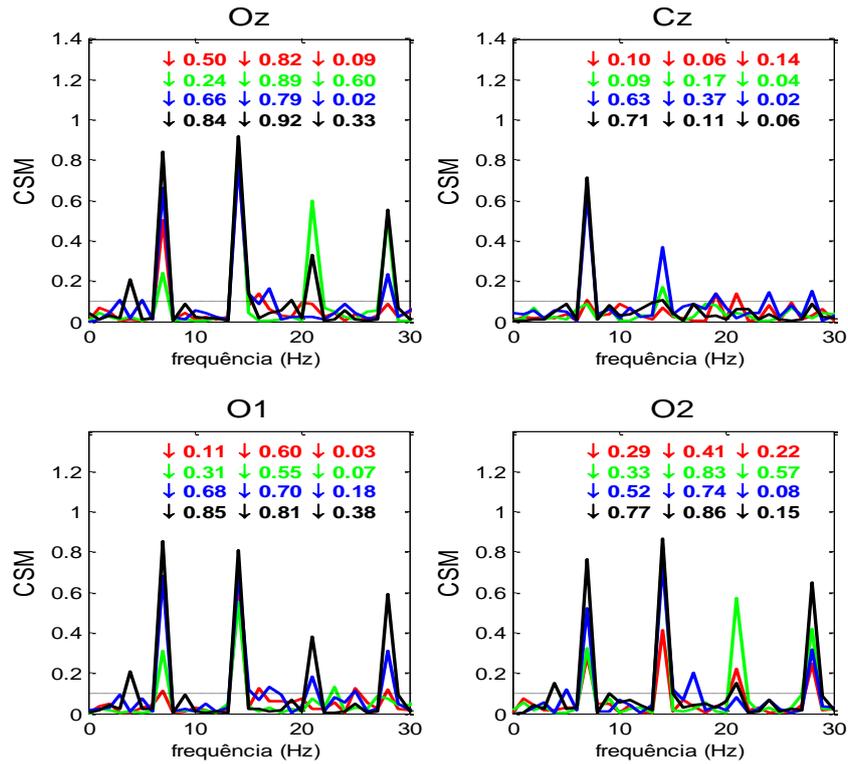


Figura 4.2.11: CSM para estimulação RGB em 7 Hz. Limiar crítico (linha tracejada) de 0,100 como nível de significância de 5 % para $M = 30$ janelas. Em preto a resposta para estimulação RGB branco.

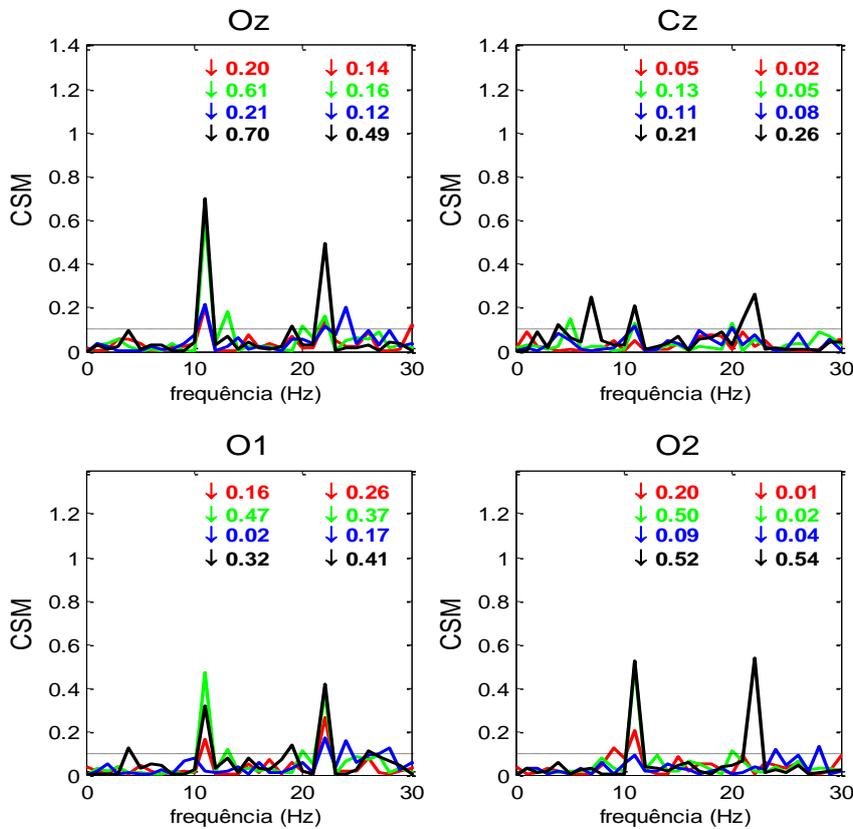


Figura 4.2.12: CSM para estimulação RGB em 11 Hz Limiar crítico (linha tracejada) de 0,100 como nível de significância de 5 % para $M = 30$ janelas. Em preto a resposta para estimulação RGB branco.

Capítulo 5. Discussão

Inicialmente, cabe salientar que o foto-estimulador foi projetado com somente 4 módulos acoplados de amplificação de EEG de modo a simplificar o projeto e permitir que o equipamento fosse suficientemente compacto para uma avaliação preliminar *in vivo*.

O foto-estimulador foi concebido com vistas a permitir a geração de padrões distintos de estimulação (matriz de LEDs com diferentes configurações) nas cores RGB. A frequência de estimulação pode variar de 0,2 a 100 Hz, atendendo, assim, os limites fisiológicos (KANDEL, *et al.*, 2000 e HERRMANN, 2001). A resolução em frequência é de 0,1 Hz e, o erro medido foi inferior a 0,05 Hz (na máxima frequência de estimulação), devido às características do microcontrolador utilizado no foto-estimulador, a saber, LM3S9B92 (*Texas Instruments* linha *Stellaris Ware*).

Quanto às intensidades geradas pelo foto-estimulador, cada LED contribui igualmente para a intensidade máxima selecionada de um determinado quadro da série de estimulação. Conforme os testes realizados, a uma distância de 10 cm entre LEDs e luxímetro, PWM em 100% e todos os LEDs acionados, cada um contribui em média com 6,36 %, 6,33 % e 6,58 % da intensidade máxima para os LEDs R, G e B, respectivamente, quando o esperado é de 6,25 %. Este protocolo foi adotado devido a escala e resolução do instrumento de medição (luxímetro da *Instrutherm* modelo LD-200) usado não ser adequado para a realização de medidas de cada LED individualmente.

A sensibilidade da intensidade luminosa em função do PWM apresentou característica linear (Figura 4.1.5 e 4.1.6), mostrando-se como tal independente da distância entre os LEDs e o luxímetro, pois, segundo Nygaard e Frumkes (1982), a

linearidade da emissão de luz pelo LED depende somente da corrente aplicada sobre o mesmo. Entretanto, os valores de linearidade variaram dependendo do LED ser R, G ou B, ou seja, obteve-se 2,5 %, 1,90 % e 1,36 %, respectivamente. Isto, talvez, decorra do material / dopagem do semicondutor utilizado na fabricação do LED.

Com a intensidade mensurada em diferentes distâncias, de 10 cm a 100 cm (Figura 4.1.7), o cálculo da intensidade de luz emitida pelo LED, com base no ajuste de curva, resultou em intensidades de 65,9 mcd (equivalente a 16,63 %) para o LED R, 169,8 mcd (46,86 %) para o G e 160,5 mcd (40,50 %) para o B, valores estes que diferem do especificado pelo fabricante, a saber, 700 mcd (26,60 %) para o LED R, 1625 mcd (61,00 %) para o G e 1200 mcd (11 %) para o B. Com base nas medições, as intensidades entre G e B diferem em somente 6,36 % e o LED R apresenta menor contribuição para intensidade total de um estímulo selecionado. Além disso, na condição de máxima emissão, um LED resultaria em 396,2 mcd, implicando em 6,34 cd para os 16 LEDs.

Considerando o apontado por Britto, *et al.* (2008), de que a intensidade segura ao voluntário seria de até 100 cd/m^2 em 1 s, por estimulação *flash* na distância de 30 cm, pode-se determinar qual a intensidade segura ao se utilizar a matriz de 16 LEDs, todos emitindo. Neste caso, acionando-se RGB com PWM de 100 %, a duração da ativação deve ser inferior a 1,42 ms para distância de 10 cm, ou 1,42 s para 1 m de distancia entre a matriz e o sujeito. Por outro lado, acionando-se apenas os LEDs G resulta em intensidade máxima de 2,72 cd e tempos de ativação de 3,31 ms para 10 cm e 3,31 s para 1 m. Deste modo, alterando-se o protocolo (número de LEDs, distância e cores) pode-se obter diferentes tempos de estimulação, porém, deve-se estar alerta para os limites de segurança do voluntário.

O sistema de sincronismo implementado no foto-estimulador pode ser considerado adequado, pois utilizando-se sinais EEG de voluntário estimulado à frequências distintas, 7 Hz e 11 Hz, observou-se claramente a presença de respostas à estimulação, em especial ao se usarem técnicas objetivas de detecção de resposta no domínio da frequência, MSC e CSM.

O ruído induzido pela rede elétrica (60 Hz e seus harmônicos, com níveis intrínsecos de 1,6 μV RMS) não pode ser completamente removido mesmo usando-se transformadores em cascata na alimentação. No entanto, o ruído intrínseco na banda de interesse (até 50 Hz) mostrou-se 85% (0,24 μV RMS) inferior a este valor, considerando apenas o erro de bit menos significativo do conversor AD de 16 bits. Este conversor possui faixa dinâmica de $\pm 2,5$ V e resolução de 76 $\mu\text{V}/\text{bit}$. Considerando a amplitude média do sinal EEG como sendo de 100 μV_{PP} e uma amplificação de 50,1 dB, a faixa dinâmica efetiva seria de 9 bits, ou seja, embora se tenha maior flexibilidade ao se filtrar o sinal digitalmente, com vistas a redução de artefatos, perde-se em resolução de amplitude. Este compromisso necessita ser melhor adequado em uma nova versão do foto-estimulador.

O teste de compatibilidade eletromagnética indicou a ausência de artefatos induzidos pelos circuitos de estimulação, pois usando-se o protocolo no qual se introduziu um anteparo entre a matriz de LEDs e o voluntário com olhos fechados não eliciou o PEV. Neste caso, obteve-se estimativa espectral que pouco se difere daquela do EEG em repouso, bem como as técnicas ORD (MSC na Figura 4.2.7 e CSM na Figura 4.2.8) apresentaram valores abaixo do limiar crítico ao nível de 5 % de significância.

A estimulação RGB mostrou que o foto-estimulador é capaz de eliciar PEV em diferentes cores, com maiores respostas obtidas com branco RGB (quando todos LEDs

são configurados para mesma intensidade de emissão). Das frequências de estimulação de 7 e 11 Hz aplicadas a um voluntário com pico da banda alfa em 8,5 Hz (espectro na Figura 4.2.3), a estimulação em 7 Hz resultou em maiores respostas (detectores MSC e CSM) para todas cores, indicando ter ocorrido o foto recrutamento (Takahashi, 2005; Woertz, 2004). Por outro lado, a derivação Cz apresentou menores respostas em todas as cores, pois esta não se encontra no córtex visual (KANDEL, *et al.*, 2000, BEARS, *et al.*, 2002).

Capítulo 6. Conclusão

Neste trabalho foi desenvolvido um foto-estimulador microcontrolado para estudo do PEV por fotoestimulação intermitente concebido tendo duas matrizes de LEDs RGB, de modo a gerar pulsos luminosos de frequência ajustável de 0,2 a 100 Hz, com ajuste independente da intensidade luminosa e configuração de padrões de estimulação distintos, para cada matriz. Além disso, o foto-estimulador permite a aquisição de 4 derivações EEG.

A avaliação em bancada e *in vivo* evidenciaram a eficácia do foto-estimulador no que concerne à capacidade de produzir intensidades luminosas à frequência de estimulação selecionada pelo usuário, bem como em eliciar a resposta cortical de foto-recrutamento, em especial nas regiões occipitais.

Assim, o foto-estimulador desenvolvido tem como uma de suas principais características ser suficientemente flexível para ser utilizado, tanto como instrumento didático, como de pesquisa e, até mesmo, em aplicações clínicas.

Neste contexto, é fundamental a continuidade deste projeto com o desenvolvimento de um módulo de pré-processamento e de processamento, este último contemplando técnicas de detecção objetiva de resposta e executar melhorias de projeto dos módulos EEG com vistas a se obter melhor aproveitamento da faixa dinâmica do conversor AD.

Capítulo 7. Referências

BEAR, M.F., CONNORS, B.W., PARADISO, M.A., 2002, *Neurociências*, 2 ed. Porto Alegre , ARTMED Editora

BERGHOLZ, R., LEHMANN, T.N., FRITZ, G., *et al.*, 2008, “Fourier transformed steady-state flash evoked potentials for continuous monitoring of visual pathway function.” *Doc Ophthalmol*, v. 116, n. 3, pp. 217-229.

BRITTO, F. DOS SANTOS, DE SANTANA, M. T. C. G., DE ALBUQUERQUE, H. R. X., *et al.*, 2008, “Estimulação Fótica: Padronização do Método de Acordo com o Consenso Europeu”. *Journal of Epilepsy and Clinical Neurophysiology*, v 14, n 2, pp 59-64.

CELESIA, G.G., PEACHEY, N.S., 2005, “Visual Evoked Potentials and Electroretinograms”. In: Niedermeyer, E., Lopes da Silva , F. H. (eds), *Electroencephalography* , 5 ed, chapter 52, New York, USA, Williams & Wilkin.

CHIAPPA, K.H., 1997, *Evoked Potentials in Clinical Medicine*, 2 ed, New York: Raven Press.

CHIN, K. C., TAYLOR, M. J., MENZIES, R. E., *et al.*, 1985. “Development of visual evoked potentials in neonates – A study using light emitting diode goggles.”, *Archives of Disease in Childhood*, v. 12, n. 60, pp. 1166-1168.

DA SIVA PINTO, M. A., SCHETTINO DE SOUZA, J. K., BARON, J. e TIERRA-CRIOLLO, C. J., 2011. “A low-cost, portable, micro-controlled device for multi-channel LED visual stimulation”. *Journal of Neuroscience Methods*, v 197, n 1, pp. 82-91.

DEMONTIS, G. C., SABRANA, A., GARVANI, C., e CERVETTO, L., 2005, “A simple and inexpensive light source for research in visual neuroscience.” *Journal of Neuroscience Methods*, v. 146, n. 1, pp. 13-21.

Equipamentos Médicos Neurosoft do Brasil. Equipamentos médicos Neurosoft do Brasil., 2012, http://www.neurosoftbrasil.com.br/products_details.php?product_id=117&cat_id=5 (acesso em 08/04/2012).

FADDA, A, e FALSINI, B., 1996, “Instrumentation for Electroretinography: A LED-based Stimulator.” *18 th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Amsterdam*, v.1, pp. 152-153.

FADDA, A., e FALSINI, B., 1997, “Precision LED-based stimulator for focal electroretinography.” *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 35, n. 4 pp. 441-444.

Grass Technologies. Grass Technologies. 2012, <http://www.grasstechnologies.com/products/stimulators/stimflcltm64.html> (acesso em 08/04/2012).

- HERRMANN, C. S., 2001. "Human EEG responses to 1-100 Hz flicker: response phenomena in visual cortex and their potential correlation to cognitive phenomena". *Experimental Brain Research*, v. 137, n. 3-4, pp. 346 – 353.
- KANDEL, E. R., SCHWARTZ, J. H. e JESSELL, T. M., 2000, *Principles of Neural Science*. 4 ed. New York, McGraw-Hill.
- MIRANDA DE SÁ, A.M.F.L., FELIX, L.B., 2002, "Multi-channel evoked response detection using only phase information", *Journal of Neuroscience Methods*, v. 129, n. 1, pp.1-10.
- MIRANDA DE SÁ, A.M.F.L., FERREIRA, D.D., DIAS, E.W., *et al.*, 2009, "Coherence estimate between a random and a periodic signal: Bias, variance, analytical critical values, and normalizing transforms", *Journal of the Franklin Institute*, v. 346, n. 9, pp. 841-853.
- MIRANDA DE SÁ, A.M.F.L., INFANTOSI, A.F.C., 2002, "A coherence-based technique for evaluating the degree of synchronism in the EEG during sensory stimulation", *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v.18, n.1 pp.39-49.
- NIEDERMEYER, E., 2005, "The EEG Signal: Polarity and Field Determination". In: Niedermeyer, E., Lopes da Silva, F. H. (eds), *Electroencephalography*, 5 ed, chapter 8, New York, USA, Williams & Wilkin.
- NYGAARD, R. W. e FRUMKES, T. E., 1982, "LEDs: convenient, inexpensive sources for visual experimentation." *Vision Research*, v. 22 ,n. 4 pp. 435-440.
- PRATT, H., BLEICH, N., MARTIN, W.H., 1995, "Short latency visual evoked potentials to flashes light-emitting diodes", *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, v. 96, n. 6, pp. 502-508.
- TAKAHASHI, T., 2005, "Activation Methods". In: Niedermeyer, E., Lopes da Silva, F. H. (eds), *Electroencephalography*, 5 ed, chapter 14, New York, USA, Williams & Wilkin.
- TOBIMATSU S, CELESIA GG., 2006. "Studies of human visual pathophysiology with visual evoked potentials". *Clinical Neurophysiology* v.117, n. 7, pp. 1414-1433.
- VIALATTE, F. B., MAURICE, M., DAUWELS, J., *et al.*, 2010. "Steady-state visually evoked potentials: Focus on essential paradigms and future perspectives." *Progress in Neurobiology*, v. 90, n. 4, pp. 418-438.
- Vos, J. J., 1978, "Colorimetric and photometric properties of a 2-deg fundamental observer." *Color Research and Application*, v.3, pp.125-128.
- WANG YJ, WANG RP, GAO XR, *et al.*, 2006 "A Practical VEP-Based Brain-Computer Interface". *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, v. 14, n. 2. pp. 234-239
- WOERTZ, M., PFURTSCHELLER, G., KLIMESCH, W., 2004, "Alpha power dependent light stimulation: dynamics of event-related (de)synchronization in human electroencephalogram", *Cognitive Brain Research*, v. 20, n. 2, pp. 256-260.

WOLPAW, J.R., BIRBAUMER, N., MCFARLAND, D.J., PFURTSCHELLER, G., VAUGHAN, T.M., 2002, "Brain-Computer Interfaces for Communication and Control", *Clinical Neurophysiology*, v. 113, n. 6, pp. 767-791

WU ZH, LAI YG, XIA YG, *et al.*, 2008. "Stimulator selection in SSVEP-based BCI". *Medical Engineering & Physics*, v. 30, n. 8, pp. 1079-1088.

Anexo A. Estrutura dos arquivos de estimulação

Os arquivos com os perfis de estimulação configurados na interface estão no formato binário com a extensão “fest” e são organizados segundo a estrutura das Tabelas A.1. e A.2. Os arquivos seguem orientação dos bytes no formato *little-endian*, ou seja, os bytes menos significativos vêm seguidos dos mais significativos.

Tabela A.1: Organização do arquivo de perfil de estimulação.

Posição do byte	Tamanho em bytes	Valor	Descrição
0	8	String = “PEB.FEST.”	Identifica o arquivo como sendo um perfil de estimulação.
8	2	Versão = 10	Identifica versão do arquivo como sendo 10 para 1.0. Campo usado para manter compatibilidade com versões futuras
10	2	N1	Numero de quadros destinados ao estimulador 1.
12	2	Fe1	Frequência de estimulação x10 para estimulador 1
14	2	Fpwm1	Frequência do sinal de PWM para controle dos LEDs do estimulador 1
16	2	N2	Numero de quadros destinados estimulador 2.
18	2	Fe2	Frequência de estimulação x10 para estimulador 2
20	2	Fpwm2	Frequência do sinal de PWM para controle dos LEDs do estimulador 2
22	N1 x 9	Quadros 1	Parâmetros de cada quadro de estimulação conforme Tabela A.2.
22+(N1x9)	N2 x 9	Quadros 2	Parâmetros de cada quadro de estimulação conforme Tabela A.2.

Tabela A.2: Organização dos bytes para os parâmetros do quadro estimulação.

Posição do byte	Tamanho em bytes	Valor	Descrição
0 (1º byte de cada quadro)	1	<i>Duty-cycle</i> do quadro	Percentagem do período de estimulação em que o quadro fica ativo na matriz de LEDs. Valores entre 0 e 100.
1	2	PWM – R x 10 = Intensidade para cor vermelha.	Intensidade para cores em cada quadro de estimulação. Valores entre 0,0 e 100,0.
3	2	PWM – G x 10 = Intensidade para cor verde.	
5	2	PWM – B x 10 = Intensidade para cor azul.	
7	2	Identifica LEDs	Identifica LEDs ativos e inativos dentro do quadro de estimulação.

Anexo B. Estrutura dos arquivos de EEG

Os sinais EEG coletados usam padrão de arquivo binário (extensão *.peb) já usado no laboratório em outros estudos. Para uso com foto-estimulador houve algumas modificações na estrutura, mas esta mantém compatibilidade com estrutura já usada. As Tabelas B.1. e B.2. descrevem a estrutura do arquivo salvo de forma sequencial iniciado pelo byte de posição zero sendo dividido em duas partes denominadas de cabeçalho e dados. Os arquivos seguem orientação dos bytes no formato *little-endian*, ou seja, os bytes menos significativos vêm seguidos dos mais significativos.

Tabela B.1: Sequência dos dados nos arquivos EEG para o cabeçalho.

Tamanho em bytes	Valor	Descrição
1	Tamanho = Nse (0 a 255)	Numero de caracteres usados para descrição do tipo de exame
Nse	String informando tipo de exame.	Sequência de caracteres que informa tipo de exame. Para o foto-estimulador a sequência é sempre igual a “Arquivo de eeg salvo sem filtragem. Precisão de Nb16bits sem sinal com quatro canais de sinal e 4 canais de trigger.”
4	Frequência de amostragem (float)	Frequência de amostragem usada para coletar sinal.
1	Nc = número de canais.	Numero de canais usados na coleta de sinal. Para o foto-estimulador valor é sempre igual a 4.
Nc x 8	cAng (<i>double</i>)	Valor de calibração para cada canal. A calibração é feita pela expressão
Nc x 8	cLin (<i>double</i>)	$V_{volts} = (Data_{AD} + cLin) \times cAng$. Para o foto-estimulador cAng = $2,37 \times 10^{-7}$ e cLin = -32767.
Nc x (Tamanho dos nomes dos canais + 1)	Tamanho (1 byte) + sequência de caracteres com nome dos canais.	Informa nome para cada canal de sinal. Por padrão os nomes são CZ, OZ, O1 e O2, mas podem ser mudados pela interface.

$N_c \times$ (Tamanho das unidades dos canais +1)	Tamanho (1 byte) + sequência de caracteres com nome das unidades dos canais.	Informa unidade usada para os canais. Para o foto-estimulador foi utilizado volt (v).
1	N_{ce} = número de canais de <i>trigger</i> .	Numero de canais de <i>trigger</i> . Para o foto-estimulador valor é sempre 4.
4	Frequência de corte superior (<i>float</i>).	Frequências de corte superior e inferior quando sinal é filtrado. Para o foto-estimulador valores são nulos, pois os sinais são sempre salvos sem filtragem.
4	Frequência de corte inferior. (<i>float</i>).	
6	Data = Ano(2 bytes) + Mês (1 byte) + Dia (1 byte) + Hora (1 byte) + Minuto (1 byte).	Informa data de criação do arquivo de dados.
$(N_c + N_{ce}) \times$ Dados	Valores das amostras.	Valor das amostras em 16 bits sem escala com valores coletados direto do conversor AD do foto-estimulador segundo Tabela B.2.

Tabela B.2: Organização dos dados adquiridos para sinal de EEG considerando o foto-estimulador.

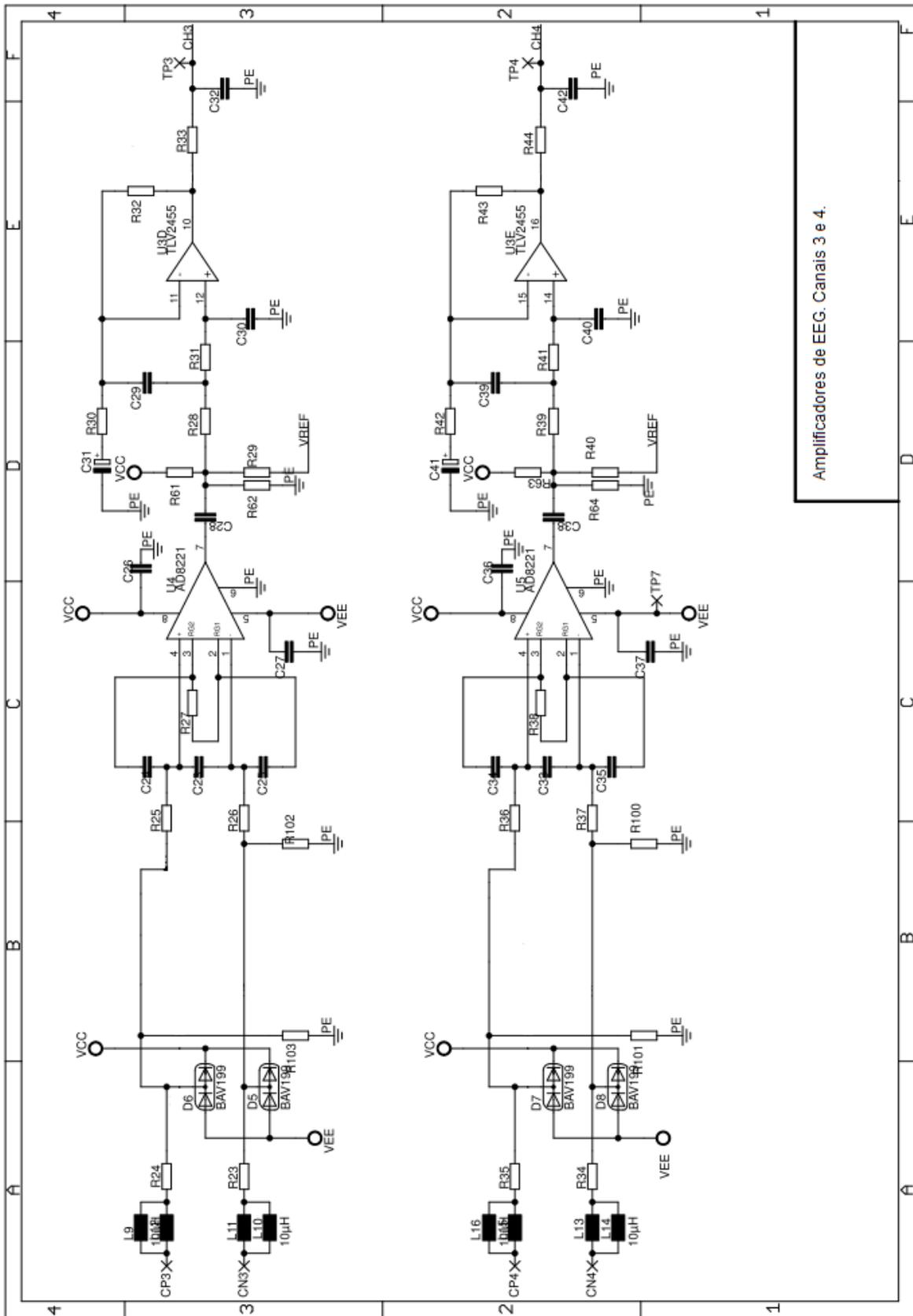
Tamanho em bytes	Valor	Descrição
2	Canal 1	Amostras de sinal adquiridas em 16 bits com valores de 0 a 65535.
2	Canal 2	
2	Canal 3	
2	Canal 4	
2	Canal de <i>trigger</i> 1	Amostras de sinal adquiridas para os sinais de <i>trigger</i> . Valores 0 para <i>trigger</i> desativado ou 1 para <i>trigger</i> ativado.
2	Canal de <i>trigger</i> 2	
2	Canal de <i>trigger</i> 3	
2	Canal de <i>trigger</i> 4	

Anexo C. Endereçamento dos LEDs na matriz de estimulação

Para identificar o estado de cada LED na matriz de estimulação ou cada quadro de estimulação foram utilizados 2 bytes, ou seja, 16 bits sendo um bit para marcar estado de cada LED. A posição dos bits de controle na matriz de estimulação segue a Tabela C.1. em que é fornecido também a mascara em hexadecimal de cada LED.

Tabela C.1: Endereços dos LEDs na matriz de estimulação.

Linhas	Colunas			
	1	2	3	4
1	LED1 = bit 0 = 0x0001h	LED2 = bit 1 = 0x0002h	LED3 = bit 2 = 0x0004h	LED4 = bit 3 = 0x0008h
2	LED5 = bit 4 = 0x0010h	LED6 = bit 5 = 0x0020h	LED7 = bit 6 = 0x0040h	LED8 = bit 7 = 0x0080h
3	LED9 = bit 8 = 0x0100h	LED10 = bit 9 = 0x0200h	LED11 = bit 10 = 0x0400h	LED12 = bit 11 = 0x0800h
4	LED13 = bit 12 = 0x1000h	LED14 = bit 13 = 0x2000h	LED15 = bit 14 = 0x4000h	LED16 = bit 15 = 0x8000h



Amplificadores de EEG. Canais 3 e 4.

Figura D.2: Esquema elétrico dos canais 3 e 4.

Anexo E. Esquema elétrico do microcontrolador, canais de *trigger* e conversor AD

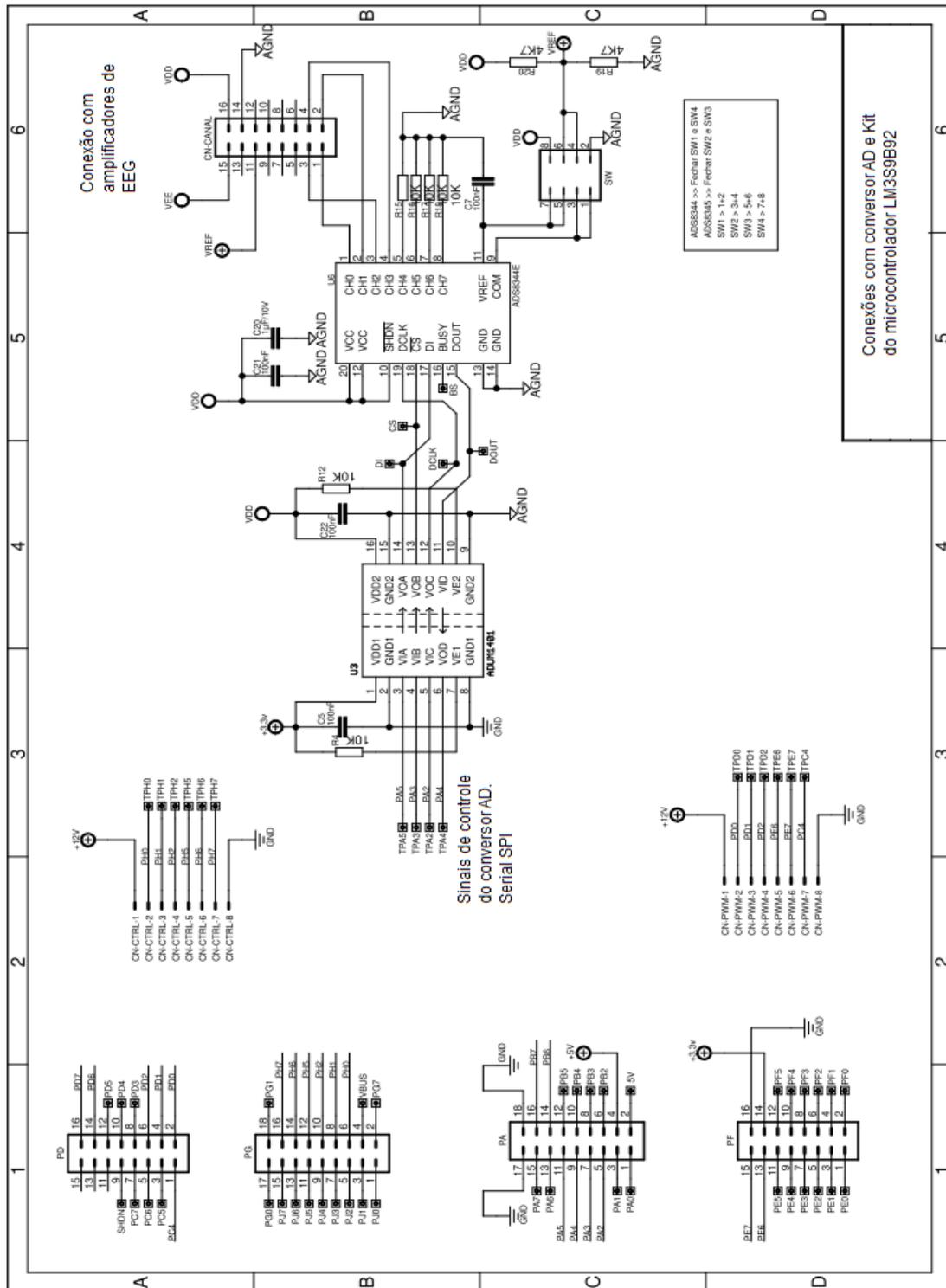


Figura E.1: Esquema elétrico do conversor AD e conexões com microcontrolador.

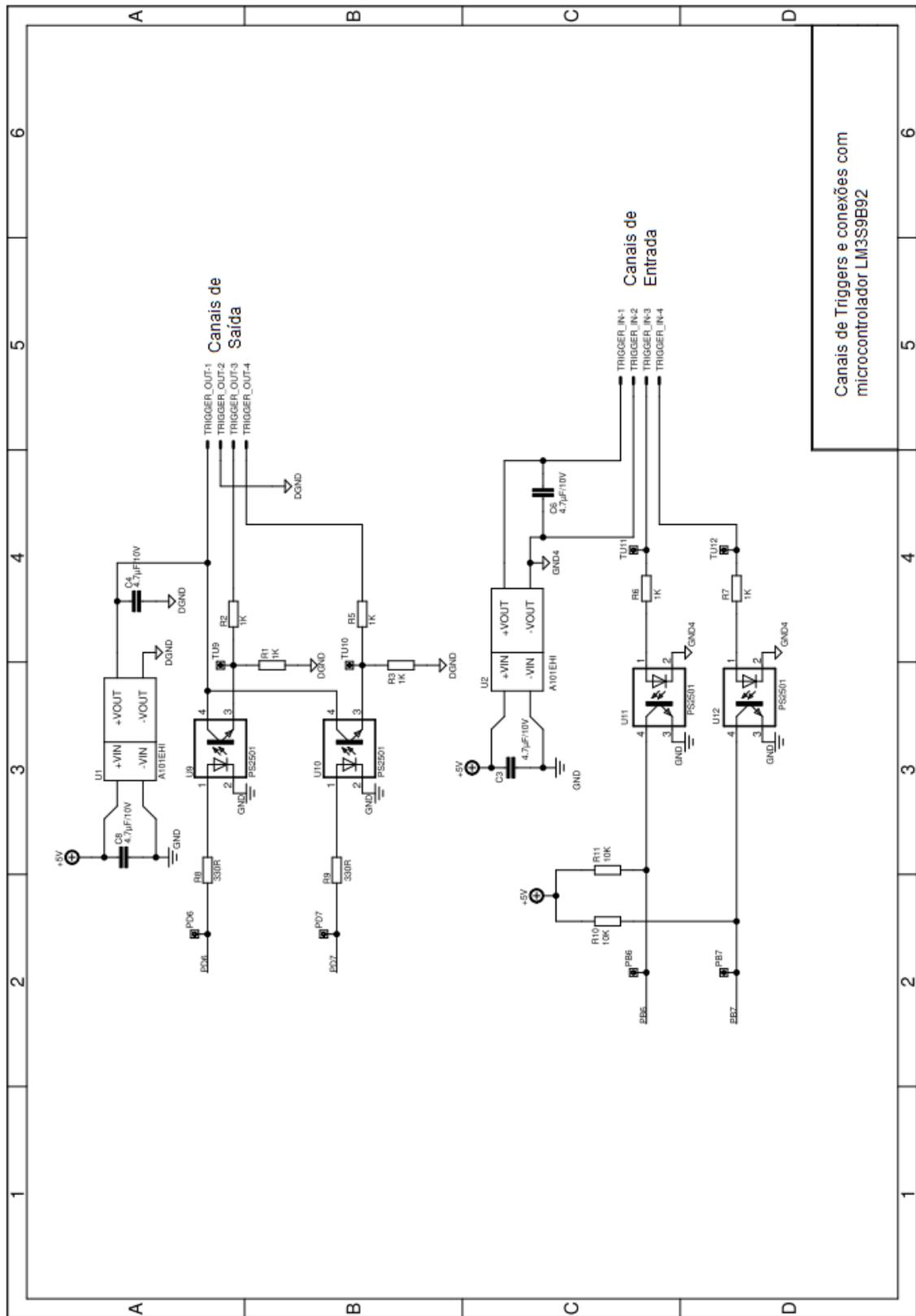


Figura E.2: Esquema elétrico dos canais de *triggers* e conexões com microcontrolador.

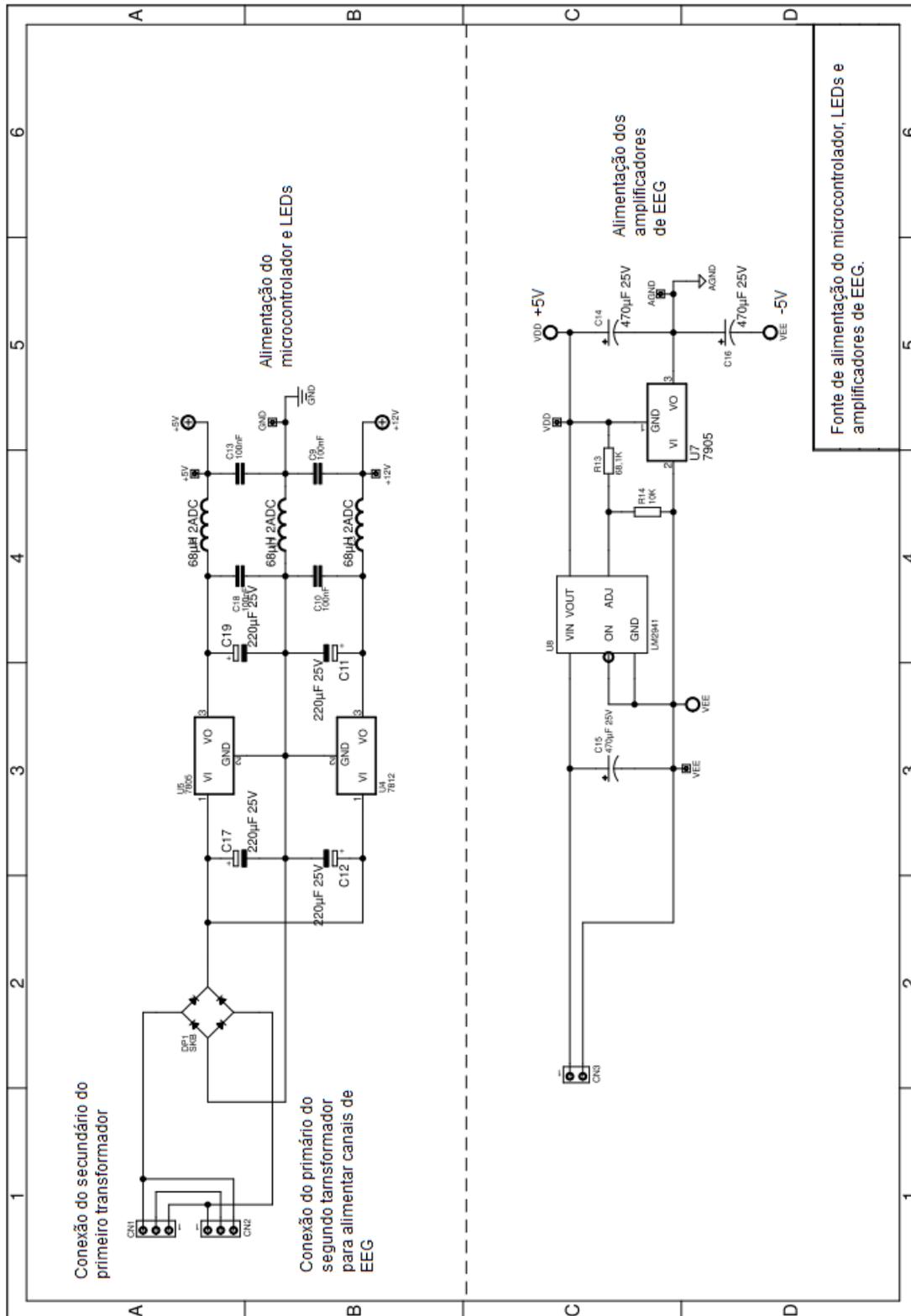


Figura E.3: Esquema elétrico dos reguladores de tensão para as fontes de alimentação do microcontrolador, LEDs e amplificadores de EEG.

Anexo F. Esquema elétrico das matrizes de LEDs

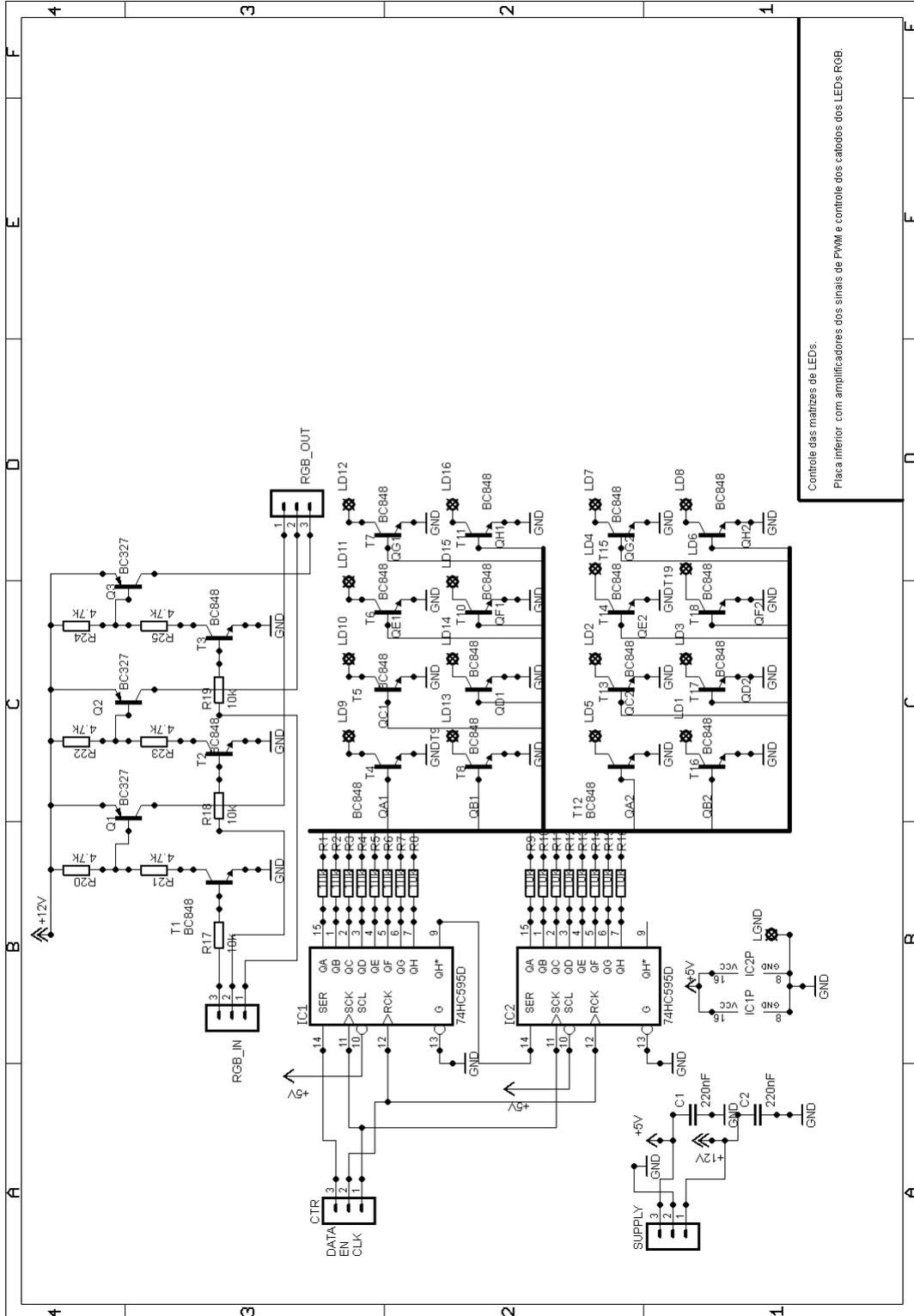


Figura F.1.: Esquema elétrico do circuito de controle das matrizes de LEDs.

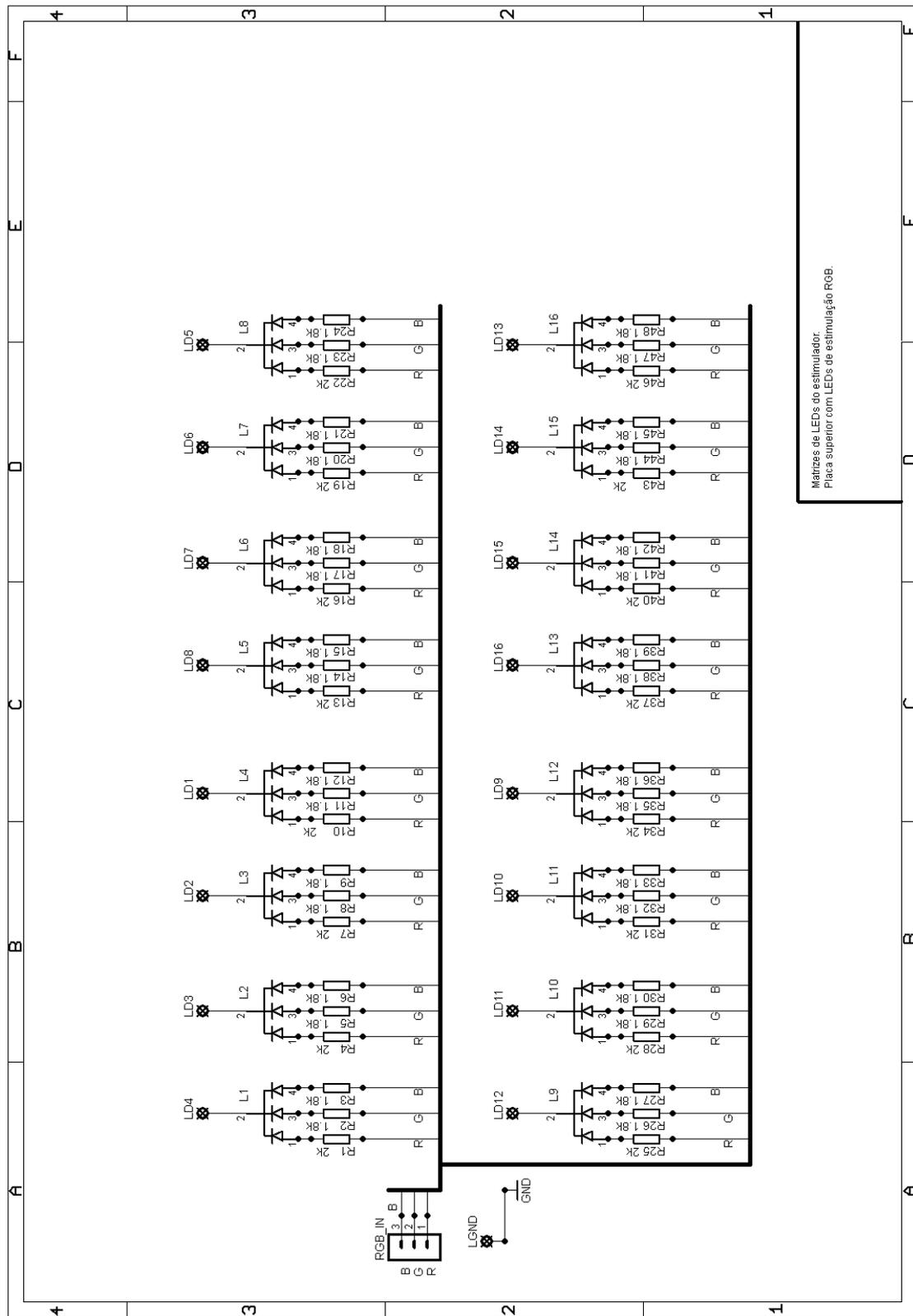


Figura F.2.: Esquema elétrico das matrizes de LEDs.

Anexo G. Disposição dos componentes e montagem em gabinete

Todas as PCIs confeccionadas, exceto as matrizes de LEDs foram acomodadas em um gabinete com esquema apresentado na Figura G.1. e foto da montagem na Figura G.2.

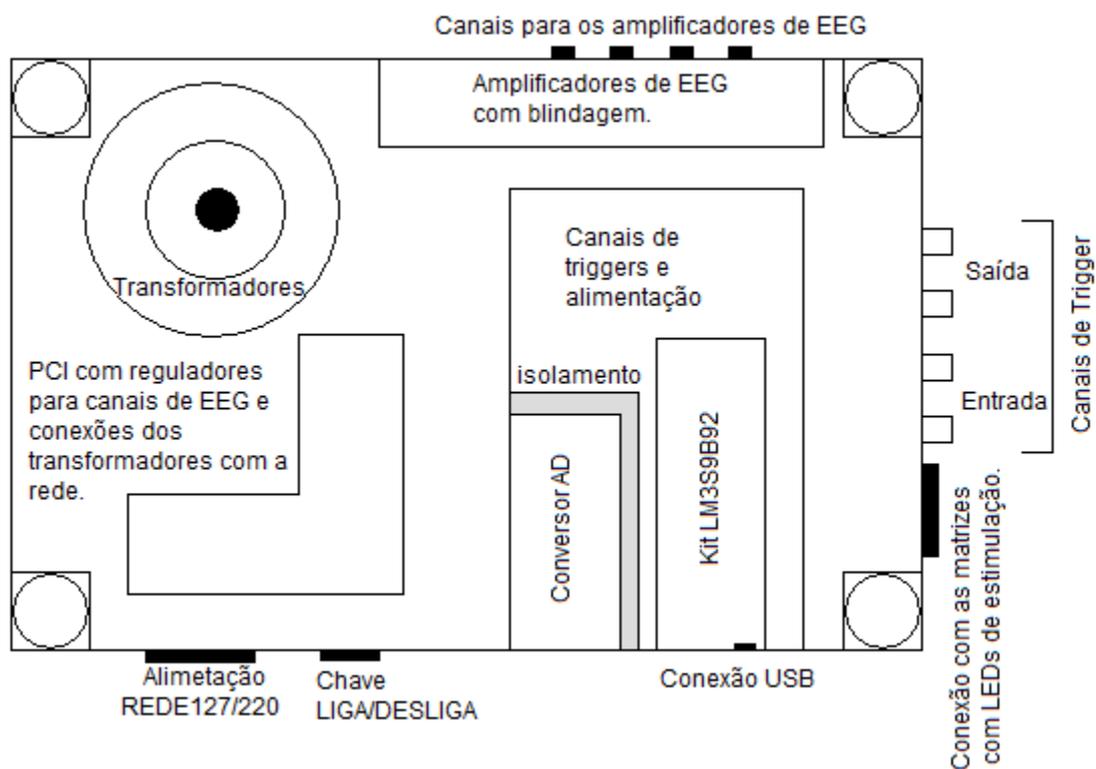


Figura G.1.: Esquema de montagem e disposição dos componentes dentro do gabinete do foto-estimulador.

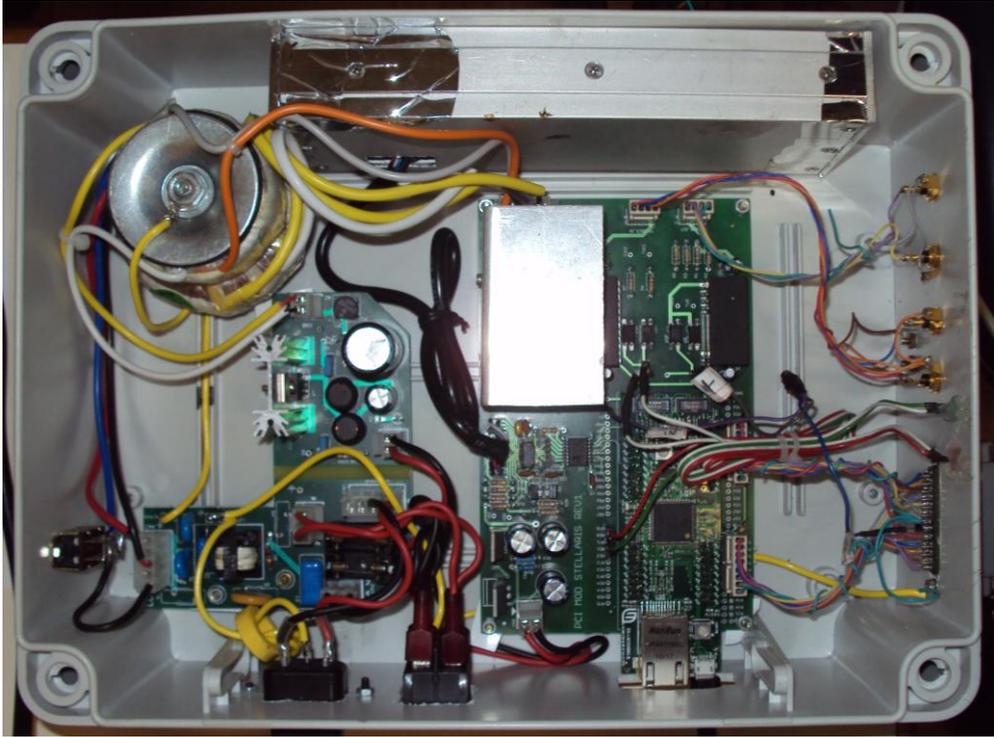


Figura G.2: Foto da montagem do foto-estimulador.

Anexo H. Blocos de comandos do foto-estimulador

Os blocos de comandos a seguir descrevem como são organizados os pacotes de dados trocados entre microcontrolador do foto-estimulador (*device*) e computador (*host*). Os blocos possuem tamanho máximo de 64 bytes segundo protocolo USB 2.0 *full speed* no modo *Bulk*.

Bloco 1: Byte 0 = 0x01h : Define estado dos *triggers* de saída.

Comando enviado pelo host ao foto-estimulador.	
Byte 0 = 0x01h	Identifica comando para definir estados do <i>triggers</i> de saída.
Byte 1 = 0x04h	Tamanho do comando: 4 bytes.
Byte 2 = Estado1	Estado do trigger 1 como 0 desativado ou 1 ativo.
Byte 3 = Estado 3	Estado do trigger 2 como 0 desativado ou 1 ativo.
Comando de resposta enviado ao host	
Byte 0 = 0x81h	Identifica como comando de resposta do quadro 1.
Byte 1 = 0x04h	Tamanho em bytes do comando: 4 bytes
Byte 2 = Estado 1	Estado definido para trigger 1: 0 ou 1.
Byte 3 = Estado 2	Estado definido para trigger 2: 0 ou 1

Bloco 2: Byte 0 = 0x02h: Le estado atual do *triggers* de saída.

Comando enviado pelo host ao foto-estimulador.	
Byte 0 = 0x02h	Identifica comando para ler estados dos <i>triggers</i> de saída
Byte 1 = 0x02h	Tamanho do comando: 2 bytes.
Comando de resposta enviado ao host	
Byte 0 = 0x82h	Identifica como comando de resposta do quadro 2.
Byte 1 = 0x04h	Tamanho em bytes do comando: 4 bytes
Byte 2 = Estado 1	Estado definido para trigger 1: 0 ou 1.
Byte 3 = Estado 2	Estado definido para trigger 2: 0 ou 1

Bloco 3, byte 0 = 0x03h: Le estado do *triggers* de entrada

Comando enviado pelo host ao foto-estimulador.	
Byte 0 = 0x03h	Identifica comando para ler estados dos <i>triggers</i> de entrada, <i>trigger</i> 3 e 4.
Byte 1 = 0x02h	Tamanho do comando: 2 bytes.

Comando de resposta enviado ao host	
Byte 0 = 0x83h	Identifica como comando de resposta do quadro 3.
Byte 1 = 0x04h	Tamanho em bytes do comando: 4 bytes
Byte 2 = Estado 1	Estado definido para trigger 3: 0 ou 1.
Byte 3 = Estado 2	Estado definido para trigger 4: 0 ou 1

Bloco 4, Byte 0 = 0x04 : Parar a fotoestimulação

Comando enviado pelo host ao foto-estimulador.	
Byte 0 = 0x04h	Identifica comando para finalizar fotoestimulação em andamento.
Byte 1 = 0x04h	Tamanho do comando: 4 bytes.
Byte 2 = Estimulador 1	Estado do estimulador 1 como 0 não parar ou 1 parar.
Byte 3 = Estimulador 2	Estado do estimulador 1 como 0 não parar ou 1 parar.
Comando de resposta enviado ao host	
Byte 0 = 0x84h	Identifica como comando de resposta do quadro 4.
Byte 1 = 0x04h	Tamanho em bytes do comando: 4 bytes
Byte 2 = Estimulador 1	Estado definido para estimulador 1: 0 ou 1.
Byte 3 = Estimulador 2	Estado definido para estimulador 2: 0 ou 1

Bloco 5, byte 0 = 0x05h: Inicia foto estimulação com parâmetros configurados.

Pode ser usado para sincronizar estimuladores quando comando é enviado para os dois estimuladores.

Comando enviado pelo host ao foto-estimulador.	
Byte 0 = 0x05h	Identifica comando para iniciar processo de fotoestimulação.
Byte 1 = 0x04h	Tamanho do comando: 4 bytes.
Byte 2 = Estimulador 1	Estado do estimulador 1: 0 não ativar ou 1 ativar.
Byte 3 = Estimulador 2	Estado do estimulador 1: 0 não ativar ou 1 ativar.
Comando de resposta enviado ao host	
Byte 0 = 0x85h	Identifica como comando de resposta do quadro 5.
Byte 1 = 0x04h	Tamanho em bytes do comando: 4 bytes
Byte 2 = Estimulador 1	Estado definido para estimulador 1: 0 ou 1.
Byte 3 = Estimulador 2	Estado definido para estimulador 2: 0 ou 1

Bloco 6, Byte 0 = 0x06h: Retorna numero de quadros configurados presentes na memória do foto-estimulador. O valor máximo é de 200 quadros de estimulação para cada estimulador.

Comando enviado pelo host ao foto-estimulador.	
Byte 0 = 0x06h	Identifica comando para informar numero de quadros configurados.
Byte 1 = 0x02h	Tamanho do comando: 2 bytes.
Comando de resposta enviado ao host	
Byte 0 = 0x86h	Identifica como comando de resposta do quadro 1.
Byte 1 = 0x06h	Tamanho em bytes do comando: 6 bytes
Byte 2 e 3 = Numero de quadros 1	Numero de quadros memorizados para estimulador 1.
Byte 4 e 5 = Numero de quadros 2	Numero de quadros memorizados para estimulador 2.

Bloco 7, Byte 0 = 0x07h: Retorna numero quadros livres para configurar. O valor máximo é de 200 quadros de estimulação para cada estimulador.

Comando enviado pelo host ao foto-estimulador.	
Byte 0 = 0x06h	Identifica comando para enviar numero de quadros de configuração disponíveis.
Byte 1 = 0x02h	Tamanho do comando: 2 bytes.
Comando de resposta enviado ao host	
Byte 0 = 0x87h	Identifica como comando de resposta do quadro 1.
Byte 1 = 0x06h	Tamanho em bytes do comando: 6 bytes
Byte 2 e 3 = Numero de quadros 1	Numero de quadros livres para estimulador 1.
Byte 4 e 5 = Numero de quadros 2	Numero de quadros livres para estimulador 2.

Bloco 8, Byte 0 = 0x08h: Configura padrões de estimulação, sendo frequência para sinal de PWM usado nos LEDs e frequência de estimulação que determina intervalo de tempo entre quadros. .

Comando enviado pelo host ao foto-estimulador.	
Byte 0 = 0x08h	Identifica comando para configurar padrões de estimulação.
Byte 1 = 0x08h	Tamanho do comando: 8 bytes.
Byte 2 e 3 = Frequência de estimulação	Determina frequência de estimulação com valores entre 2 a 1000 para valores de 0,2 a 100,0 Hz.

Byte 4 e 5 = Frequência dos canais de PWM.	Determina frequência dos canais de PWM que determina a intensidade dos estímulos com valores 800 a 5000 Hz.
Byte 6 = Estimulador ao qual serão aplicadas as configurações.	Determina se as configurações são referentes ao estimulador 1 quando valor é 0 e estimulador 2 quando valor é 1;
Byte 7 = Modo de leitura ou escrita das configurações	Determina se as configurações serão lidas, valor 1 ou configuradas, valor 0.
Comando de resposta enviado ao host	
Byte 0 = 0x88h	Identifica como comando de resposta do quadro 1.
Byte 1 = 0x08h	Tamanho em bytes do comando: 8 bytes
Byte 2 e 3 = Frequência de estimulação	Valores entre 2 e 1000
Byte 4 e 5 = Frequência dos canais de PWM	Valores entre 800 e 5000
Byte 6 = Estimulador ao qual pertence às configurações.	Valor igual a 0 para estimulador 1 e 1 para estimulador 2.
Byte 7 = Modo usado para configurações	Valor 0, as configurações foram apenas lidas e valor 1, as configurações foram alteradas.

Bloco 9, Byte 0 = 0x09h: Apaga determinado quadro da serie de estímulos configurada para um estimulador.

Comando enviado pelo host ao foto-estimulador.	
Byte 0 = 0x09h	Identifica comando para configurar padrões de estimulação.
Byte 1 = 0x05h	Tamanho do comando: 5 bytes.
Byte 2 e 3 = Quadro para ser apagado.	Determina qual quadro será apagado da série de estímulos.
Byte 4 = Estimulador no qual o quadro da série de estímulos programada será apagado.	Valor para estimulador 1 e valor 1 para estimulador 2.
Comando de resposta enviado ao host	
Byte 0 = 0x89h	Identifica como comando de resposta do quadro 1.
Byte 1 = 0x06h	Tamanho em bytes do comando: 6 bytes
Byte 2 e 3 = Quadro apagado	Segue mesma codificação do comando.
Bytes 4 = Estimulador 1 ou 2.	
Byte 5 = Estado da operação.	Indica se o quadro foi apagado (1) ou não (0).

Bloco 10, byte 0 = 0x0Ah: Substitui um quadro da série de estimulação já programada.

Comando enviado pelo host ao foto-estimulador	
Byte 0 = 0x0Ah	Identifica comando do bloco 10 para substituir quadro de estimulação.
Byte 1 = 0x0Fh	Tamanho do comando: 15 bytes.
Byte 2 e 3 = Numero do quadro.	Numero do quadro a ser substituído
Byte 4 e 5 = Fração de estimulação do quadro.	Fração do período de estimulação em que o quadro ficará ativo. Valores entre 0 e 100% do período de estimulação.
Bytes 6 e 7 = Intensidade da cor vermelha.	Determina intensidade da cor do estímulo no quadro de estimulação. Valores de 0 a 1000 representam intensidades de 0,0 a 100,0% da intensidade máxima do LED.
Bytes 8 e 9 = Intensidade da cor verde.	
Bytes 10 e 11 = Intensidade da cor azul	
Bytes 12 e 13 = LEDs	Configuração de LEDs ativos de desativados dentro da matriz que forma um quadro de estimulação.
Byte 14 = Estimulador afetado pela configuração.	Valor 0 para estimulador 1 e valor 1 para estimulador 2.
Comando de resposta enviado ao host	
Byte 0 = 0x8Ah	Identifica resposta do quadro 10
Byte 1 = 0x06h	Tamanho em bytes: 6 bytes
Bytes 2 e 3 = Numero do quadro	Numero de quadro substituído.
Byte 4 = Estimulador afetado	Estimulador que teve quadro da série de estímulos modificada.
Byte 5 = Estado da operação	Estado da operação, valor 0 indica operação não realizada e 1 operação realizada com sucesso.

Bloco 11, byte 0 = 0x0Bh: Le um quadro de estímulo programado no microcontrolador.

Comando enviado pelo host ao foto-estimulador	
Byte 0 = 0x0Bh	Identifica comando do bloco 11 para ler quadro de estímulo programado
Byte 1 = 0x05h	Tamanho do comando: 5 bytes.
Byte 2 e 3 = Numero do quadro.	Numero do quadro a ser lido
Byte 4 = Estimulador.	Valor 0, indica estimulador 1 e 1 indica estimulador 2.
Comando de resposta enviado ao host	
Byte 0 = 0x8Bh	Identifica quadro de resposta 11
Byte 1 = 0x10h	Tamanho em bytes: 16 bytes.
Bytes 2 e 3 = Numero do quadro	Numero do quadro de estimulação lido.

Byte 4 e 5 = Fração de estimulação do quadro.	Fração do período de estimulação em que o quadro ficará ativo. Valores entre 0 e 100% do período de estimulação.
Bytes 6 e 7 = Intensidade da cor vermelha.	Determina intensidade da cor do estímulo no quadro de estimulação. Valores de 0 a 1000 representam intensidades de 0,0 a 100,0% da intensidade máxima do LED.
Bytes 8 e 9 = Intensidade da cor verde.	
Bytes 10 e 11 = Intensidade da cor azul	
Bytes 12 e 13 = LEDs	Configuração de LEDs ativos de desativados dentro da matriz que forma um quadro de estimulação.
Byte 14 = Estimulador afetado pela configuração.	Valor 0 para estimulador 1 e valor 1 para estimulador 2.
Byte 15 = Estado da operação	Valor 0 indica operação não realizada e 1 operação realizada.

Bloco 12, byte 0 = 0x0Ch: Adiciona um quadro de estimulação a uma serie de estímulos do estimulador 1 ou 2.

Comando enviado pelo host ao foto-estimulador	
Byte 0 = 0x0Ch	Identifica bloco 12 de comando para adicionar um quadro de estimulação.
Byte 1 = 0x0Dh	Tamanho em bytes: 13bytes
Bytes 2 e 3 = Fração de estimulação do quadro.	Fração do período de estimulação em que o quadro ficará ativo. Valores entre 0 e 100% do período de estimulação.
Bytes 4 e 5 = Intensidade da cor vermelha.	Determina intensidade da cor do estímulo no quadro de estimulação. Valores de 0 a 1000 representam intensidades de 0,0 a 100,0% da intensidade máxima do LED.
Bytes 6 e 7 = Intensidade da cor verde.	
Bytes 8 e 9 = Intensidade da cor azul.	
Bytes 10 e 11 = LEDs	Configuração de LEDs ativos de desativados dentro da matriz que forma um quadro de estimulação.
Byte 12 = Estimulador.	Valor 0 para estimulador 1 e valor 1 para estimulador 2.
Comando de resposta enviado ao host	
Byte 0 = 0x8Ch	Identifica quadro de resposta 12
Byte 1 = 0x04h	Tamanho em bytes: 4 bytes.
Byte 2 = Estimulador	Valor 0 para estimulador 1 e valor 1 para estimulador 2.
Byte 3 = Estado da operação.	Valor 0 indica operação não realizada e 1 operação realizada.

Bloco 13, byte 0 = 0x0Dh: Limpa todas as configurações das séries programadas nos foto-estimuladores.

Comando enviado pelo host ao foto-estimulador	
Byte 0 = 0x0Dh	Identifica bloco de resposta 13 para limpar dados de configuração das séries de estimulação programadas.
Byte 1 = 0x04h	Tamanho em bytes: 4 bytes de dados para o quadro.
Comando resposta enviado ao host	
Byte 0 = 0x8Dh	Identifica quadro de resposta 13
Byte 1 = 0x04h	Tamanho em bytes: 4 bytes

Bloco 14, byte 0 = 0x00h: Envia dados de um quadro de estimulação direto a uma das matrizes de estimulação controlada pelo estimulador. Ao enviar este comando a série de estímulos em execução pelo estimulador é finalizada. Dentro da interface do usuário este comando é usado para conferir o quadro de estímulo desenhado.

Comando enviado pelo host ao foto-estimulador	
Byte 0 = 0x00h	Identifica bloco 14 de comando para ativar determinada matriz de LEDs com os parâmetros desejados.
Byte 1 = 0x0Dh	Tamanho em bytes: 13 bytes de dados para quadro de comando
Byte 2 = Estimulador	Indica matriz de estímulo modificada. Valor 0 para matriz 1 e valor 1 para matriz 2.
Bytes 3 e 4 = Frequência do PWM.	Determina frequência dos canais de PWM que determina a intensidade dos estímulos com valores 800 a 5000 Hz.
Bytes 5 e 6 = Intensidade da cor vermelha	Determina intensidade da cor do estímulo no quadro de estimulação. Valores de 0 a 1000 representam intensidades de 0,0 a 100,0% da intensidade máxima do LED.
Bytes 7 e 8 = Intensidade da cor verde	
Bytes 9 e 10 = Intensidade da cor azul.	
Bytes 11 e 12 = LEDs	Configuração de LEDs ativos de desativados dentro da matriz que forma um quadro de estimulação.
Comando de resposta enviado ao host	
Byte 0 = 0x80h	Identifica quadro de resposta 14.
Byte 1 = 0x0Dh	Tamanho em bytes: 13 bytes de dados para quadro de comando.
Byte 2 = Estimulador	Segue a mesma codificação usada no comando enviado.
Bytes 3 e 4 = Frequência do PWM	
Bytes 5 e 6 = Intensidade da cor vermelha	
Bytes 7 e 8 = Intensidade da cor verde	

Bytes 9 e 10 = Intensidade da cor azul	
Bytes 11 e 12 = LEDs	

Bloco 15, byte 0 = 0x30h: Configura aquisição dos canais de EEG, determina frequência de amostragem para aquisição dos sinais.

Comando enviado pelo host ao foto-estimulador.	
Byte 0 = 0x30h	Identifica bloco 15 de comando para configurar aquisição dos canais de EEG
Byte 1 = 0x04h	Tamanho do quadro em bytes: 4bytes
Bytes 2 e 3 = Frequência de amostragem	Valor para frequência de amostragem. Os valores permitidos entre 700 e 4000 Hz
Comando de resposta enviado ao host	
Byte 0 = 0xB0h	Identifica resposta para quadro de comando de configuração de aquisição.
Byte 1 = 0x04h	Tamanho em bytes para resposta: 4 bytes
Bytes 2 e 3	Retorna valor de frequência de aquisição corrigido pelo microcontrolador.

Bloco 16, byte 0 = 0x32h: Inicia aquisição dos sinais de EEG.

Comando enviado pelo host ao foto-estimulador	
Byte 0 = 0x32h	Identifica comando para dar inicio a aquisição de sinais de EEG.
Byte 1 = 0x02h	Tamanho dos dados em bytes: 2 bytes.
Sem resposta para este tipo de comando. O envio dos dados de aquisição dos canais de EEG indica se o comando foi aceito.	

Bloco 17, byte 0 = 0x31h: Finaliza aquisição dos sinais de EEG

Comando enviado pelo host ao foto-estimulador.	
Byte 0 = 0x31h	Identifica bloco 17 de comando para finalizara aquisição dos sinais de EEG.
Byte 1 = 0x02h	Tamanho dos dados em bytes: 2 bytes
Sem resposta para este tipo de comando. O fim do envio dos dados de aquisição dos canais de EEG indica se o comando foi aceito.	

Bloco 18, byte 0 = 0xB2h: Apenas quadro de resposta para os sinais dos canais de EEG com sete amostras por quadro de dados junto com canis de trigger.

Não há comando enviado pelo host.	
Comando de resposta enviado pelo foto-estimulador ao host.	
Byte 0 = 0xB2h	Identifica bloco18 contendo sinais de <i>trigger</i> e amostras de EEG.
Byte 1 = 0x40h	Tamanho do quadro em bytes: 64 bytes
Byte 2 = Número do quadro de dados.	Representa no número do bloco de dados enviados com valores de 0 a 255, sendo que a cada envio o valor é incrementado de 1. O valor é usado para detectar perda de dados e erros de sincronismo.
Byte 3 = 7 amostras do trigger de entrada 1	Sequência de bits para os sinais de <i>trigger</i> . Cada bit do byte representa estado do <i>trigger</i> lido junto a aquisição do sinal EEG. O bit 6 corresponde a amostra lida junto a amostra 1 do conversor AD e o bit 0 corresponde a amostra 7 do conversor AD.
Byte 4 = 7 amostras do trigger de entrada 2	
Byte 5 = 7 amostras do trigger de saída 3	
Byte 6 = 7 amostras do trigger de saída 4	
Bytes 7 e 8 = Primeira amostra do canal 1	Valores entre 0 e 65535 representam as amostras do conversor AD para os sinais dos amplificadores de EEG
Bytes 9 e 10 = Primeira amostra do canal 2	
Bytes 11 e 12 = Primeira amostra do canal 3	
Bytes 13 e 14 = Primeira amostra do canal 4	
Bytes 15 e 16 = Segunda amostra do canal 1	
Bytes 17 e 18 = Segunda amostra do canal 2	
Bytes 19 e 20 = Segunda amostra do canal 3	
Bytes 21 e 22 = Segunda amostra do canal 4	
...	...
Bytes 55 e 56 = Sétima amostra do canal 1	Valores das sétimas amostras do conversor AD
Bytes 57 e 58 = Sétima amostra do canal 2	
Bytes 59 e 60 = Sétima amostra do canal 3	
Bytes 61 e 62 = Sétima amostra do canal 4	
Byte 63 = Reservado	Valor sempre igual a 0xff

Anexo I. Descrição das funções da DLL

Grupo de funções de controle e inicialização da DLL: Funções responsáveis pela inicialização dos parâmetros internos da DLL, reconhecer se o dispositivo está conectado e estado de funcionamento do foto-estimulador segundo os erros retornados pelas funções. Neste grupo temos as funções:

- *int* Ini_daq(*unsigned int* *Length_buffer) : Inicializa DLL, informa tamanho buffer e retorna código erro para a operação. Argumento de entrada e saída:

***Length_buffer:** Ponteiro para uma variável de 32 bits sem sinal contendo tamanho do *buffer* para valores do conversor AD. Valores permitidos de 2^{10} a 2^{31} pontos. Função faz a coerção dos valores para faixa permitida com retorno pelo ponteiro.

- *int* Close_daq (*void*): Finaliza conexão com dispositivo e libera memória alocada para os buffer e estruturas internas da DLL. Não possui argumentos de entrada e retorna código de erro.

- *int* Status_daq_conecta(*unsigned int* timeout): Verifica se o dispositivo está conectado ou aguarda conexão do mesmo por um tempo limite ou *timeout*. Possui argumento de entrada e retorna erro sobre estado do dispositivo:

timeout: Variável de 32 bits sem sinal informando tempo em ms (milésimos de segundo) para aguardar conexão do dispositivo. Caso valor seja nulo, a função apenas verifica se o dispositivo está conectado.

- *int* String_code_erro(*int* Erro_code, *char* *str_erro): Converte código de erro retornado pelas funções em texto. Argumentos de entrada e saída também retorna código de erro para verificar se o erro está dentro da faixa de valores:

Erro_code: Variável de 32 bits menores ou iguais a zero com código de erro retornado pelas funções.

***str_erro:** Ponteiro do tipo *char* para o código convertido em texto com tamanho máximo de 256 caracteres.

Grupo de funções de aquisição de EEG: Funções para controle da aquisição dos sinais de EEG amostrados pelo conversor AD de 16 bits. Neste grupo temos as funções com retorno de código de erros sobre estado da operação executada pela função:

- *int* Start_daq(*unsigned short int* *fsample): Inicia aquisição dos sinais de EEG com determinada frequência de amostragem. Argumentos de entrada, saída e retorno do código de erro se o comando foi enviado com sucesso:

***fsample:** Ponteiro para variável de 16 bits contendo a frequência de amostragem para fazer aquisição dos sinais. Valores permitidos estão entre 700 e 4000.
- *int* Stop_daq (*void*): Finaliza aquisição dos sinais. Não possui argumentos e retorna código de erro para envio do comando.
- *int* DataAvailable_daq(*unsigned int* *nData, *unsigned int* * Erro_sinc): Retorna numero de pontos adquiridos no buffer e numero de pacotes perdidos. Retorna código de erro. Argumentos de entrada e saída:

***n_Data:** Ponteiro para variável de 32 bits contendo numero de pontos coletados no buffer.

***Erro_sinc:** Ponteiro para variável de 32 bits contendo o número de pacotes perdidos durante aquisição dos sinais. Cada pacote representa 7 amostras do sinal perdido.

- *int* Read_daq (*unsigned int* *nData, *unsigned short int* *data_ad, *unsigned char* *data_trigger): Retorna pontos de aquisição armazenados no buffer da DLL, retorna também código de erro. Argumentos de entrada e saída:

***nData:** Ponteiro para variável de 32 bits com número de amostras para serem lidas. Valores permitidos estão entre 1 ao tamanho do buffer definido na inicialização da DLL.

***data_ad:** Ponteiro para um vetor de 16 bits sem sinal que conterá as amostras do conversor AD. Os valores retornados não estão em escala e possui *offset* de 32767 que representa zero do conversor.

***data_trigger:** Ponteiro para um vetor de 8 bits sem sinal contendo as amostras dos sinais de trigger. Os valores são apenas 0 quando não há sinal de trigger e 1 quando há sinal de trigger.

Grupo de funções para controle dos estimuladores: Funções usadas para programar as séries de estímulos dos estimuladores, iniciar e para estimulação. Todas funções deste grupo apresentam retorno do código de erro. Neste grupo temos as funções:

- *int* Write_trigger_out(*unsigned int* *trigger1, *unsigned int* *trigger2): Força estado nos canais de trigger de saída. Argumentos de entrada e saída:

***trigger1:** Ponteiro para variável de 32 bits contendo estado do trigger 1. Valores permitidos são 0 ou 1.

***trigger2:** Mesma descrição do primeiro argumento, no entanto valido para trigger 2.

- *int* Read_trigger_out(*unsigned int* *trigger1, *unsigned int* *trigger2): Le os estados dos canais de *trigger* de saída. Argumentos de entrada e saída:

***trigger1:** Ponteiro para variável de 32 bits contendo estado lido do trigger 1. Valores retornados são 0 ou 1.

***trigger2:** Mesma descrição do primeiro argumento, no entanto valido para o canal de trigger 2.

- *int* Add_quadro(*unsigned short* *quadro, *unsigned int* *est): Adiciona um quadro de estimulação a um dos dois estimuladores. Argumentos de entrada e saída:

***quadro:** Ponteiro para um vetor 5 posição de 16 bits sem sinal contendo os parâmetros do quadro de estimulação: Porcentagem do período de estimulação com valores entre 0 e 100 % do período em que o quadro fica ativo, intensidades das cores vermelha, verde, azul com valores entre 0 a 1000 que representa valores de 0,0 a 100,0 % da intensidade máxima e configurações do LEDs ativos com valores entre 0 para todos LEDs apagados a 65535 com todos LEDs ativos.

***est:** Ponteiro para variável de 32 bits contendo valor do estimulador 0 ou 1 para o qual a configuração é valida.

- *int* Format_quadro(*unsigned int* *est1, *unsigned int* *est2): Apaga todos quadros programados para os estimuladores. Argumentos de entrada e saída:

***est1:** Ponteiro para variável de 32 bits contendo valor 0 ou 1 que indica se operação será ou não realizada sobre estimulador 1.

***est2:** Mesma descrição do primeiro argumento, no entanto é válida para estimulador 2.

- *int* Write_matriz(*unsigned int* *est, *unsigned short* *freq_pwm, *unsigned short* *pr, *unsigned short* *pg, *unsigned short* *pb, *unsigned short* *leds):

Finaliza estimulação se estiver em andamento e determina estados dos LEDs das matrizes de estimulação. Argumentos de entrada e saída:

***est:** Ponteiro para variável de 32 bits indicando estimulador afetado 0 ou 1.

***freq_pwm:** Ponteiro para variável de 16 bits com valor de frequência dos canais de PWM. Valores permitidos estão entre 800 e 5000

***pr, pg, pb :** Ponteiros para variáveis de 16 bits com intensidade da cores vermelha, verde e azul respectivamente. Valores permitidos estão entre 0 e 1000 que representam 0,0% a 100,0 da intensidade máxima.

***leds:** Ponteiro para variável de 16 bits contendo configuração dos LEDs ativos. Valores permitidos estão 0 para todos LEDs desativados e 65535 para todos LEDs ativos.

- *int* Read_trigger_in(*unsigned int* *trigger1, *unsigned int* *trigger2): Le os estados dos canais de triggers de entrada. Argumentos de entrada e saída:

***trigger1 e *trigger2:** Seguem a mesma descrição dos argumentos da função Read_trigger_out, no entanto os valores retornados são validos para os canais de entrada.

- *int* Stop_est(*unsigned int* *est1, *unsigned int* *est2): Finaliza série de estímulos em andamento. Argumentos de entrada e saída:

***est1 e *est2:** Controle sobre estimuladores como descrito na função Format_quadro.

- *int* Start_est (*unsigned int* *est1, *unsigned int* *est2): Inicia processo de estimulação configurado. Argumentos de entrada e saída:

***est1 e *est2:** Controle sobre estimuladores como descrito na função Format_quadro.
- *int* Nquadros_aloc (*unsigned short* *n1, *unsigned short* *n2): Retorna numero de quadros de estimulação configurados. Argumentos de entrada e saída:

***n1 e *n2:** Ponteiros para variáveis de 16 bits contendo numero de quadros de estimulação programados para estimulador 1 e 2. Valores retornados estão entre 0 e 200.
- *int* Nquadros_espaco (*unsigned short* *n1, *unsigned short* *n2): Retorna espaço disponível para configurar quadros de estimulação. Argumentos de entrada e saída:

***n1 e *n2:** Mesma descrição da função Nquadros_aloc, no entanto os valores referem a número de quadros disponíveis para programar.
- *int* Configura_estimulos(*unsigned short* *freq_est, *unsigned short* *freq_pwm, *unsigned int* *est, *unsigned int* *read_write): Configura parâmetros comuns a todos os quadros da série de estímulos programada para um estimulador. Argumentos de entrada e saída:

***freq_est:** Ponteiro para variável de 16 bits contendo inverso do período de estimulação multiplicado por 10. Valores permitidos entre 2 e 1000 representam 0,2 Hz e 100,0 Hz para frequência de estimulação.

***freq_pwm:** Ponteiro para variável de 16 bits contendo a frequência dos canais de PWM.

***est:** Ponteiro para variável 32 bits indicando estimulador 0 ou 1 para configurar.

***read_write:** Ponteiro para variável 32 bits indicando se operação é de ler (1) ou escrever parâmetros (0).

- *int* Apaga_quadro(*unsigned short* *n, *unsigned* *est): Apaga determinado quadro de estimulação já programado. Argumentos de entrada e saída:

***n:** Ponteiro para variável de 16 bits contendo numero do quadro a ser apagado dentro da serie programada. Valores permitidos entre 0 e o número de quadros programados – 1.

***est:** Ponteiro para variável de 32 bits indicando estimulador afetado 0 ou 1.

- *int* Substitui_quadro(*unsigned short* *n, *unsigned short* *quadro, *unsigned int* *est): Modifica parâmetros de determinado quadro de estímulo.

Argumentos de entrada e saída:

***n e *est:** Seguem a mesma descrição da função Apaga_quadro.

***quadro:** Mesma descrição da função Add_quadro.

- *int* Read_quadro(*unsigned short* *n, *unsigned int* *est, *unsigned short* *quadro): Le parâmetros de um quadro de estimulação já programado.

Argumentos de entrada e saída:

***n e *est:** Seguem a mesma descrição da função Apaga_quadro.

***quadro:** Mesma descrição da função Add_quadro.