

Implementação de uma Interface Homem-Máquina baseada em Eletroculografia

Mário João Alves da Costa

TESE DE MESTRADO

Tese submetida ao Instituto Superior de Engenharia do Porto
para a obtenção do grau de
Mestre em Engenharia de Computação e Instrumentação Médica

Orientador no ISEP

PROF. DOUTOR CARLOS VINHAIS
Departamento de Física

Instituto Superior de Engenharia do Porto
Porto, 27 de Outubro de 2014

Se o problema tem solução, não vale a pena preocupar-se, se não tem, também não vale a pena a preocupação.
Dalai Lama

Agradecimentos

Em primeiro lugar quero agradecer a minha família, em especial ao meu pai, Benjamim Costa, cuja memória me fará sempre avançar, independentemente das dificuldades e dos obstáculos venturos; à minha mãe, Isabel Costa, pela paciência e compreensão dada durante este longo período, e por fim, mas não menos importante, à minha irmã, Joana Costa pela companhia, ajuda, compreensão e cumplicidade nesta jornada académica.

À minha segunda família, a família escolhida, agradeço a todos, o companheirismo e aos bons momentos criados. Em especial, agradeço a Rui Teixeira e a Magda Veríssimo pela ajuda e transmissão de confiança no início deste projeto; ao Rafael Oliveira agradeço a pronta e inesperada ajuda na transmissão de conhecimentos. A boa disposição e confiança transmitidas na conclusão desta tese ficaram a cargo de Diogo Brito, Ricardo Noronha e a Rebeca Nunes Marini. A Mariana Névoa agradeço o apoio dado em algumas das fases de quebra que um projeto destes acarreta.

Agradeço também ao meu orientador, Doutor Carlos Vinhais, pela proposta do projeto, por todos os conhecimentos transmitidos e pelo voto de confiança no decorrer do projeto.

Por fim, agradeço ao Instituto Superior de Engenharia do Porto, a minha segunda casa durante toda a vida académica e em particular ao Departamento de Física, pelos conhecimentos adquiridos, sendo eles fulcrais para o desenvolvimento e término deste projeto.

Resumo

A constante evolução da tecnologia permitiu ao ser humano a utilização de dispositivos eletrônicos nas suas rotinas diárias. Estas podem ser afetadas quando os utilizadores sofrem de deficiências ou doenças que afetam as suas capacidades motoras. Com o intuito de minimizar este obstáculo surgiram as Interfaces Homem-Computador (HCI). É neste panorama que os sistemas HCI baseados em Eletroculografia (EOG) assumem um papel preponderante na melhoria da qualidade de vida destes indivíduos.

A Eletroculografia é o resultado da aquisição do movimento ocular, que pode ser adquirido através de diversos métodos. Os métodos mais convencionais utilizam elétrodos de superfície para aquisição dos sinais elétricos, ou então, utilizam sistemas de gravação de vídeo, que gravam o movimento ocular.

O objetivo desta tese é desenvolver um sistema HCI baseado em Eletroculografia, que adquiere o sinal elétrico do movimento ocular através de elétrodos de superfície. Para tal desenvolveu-se um circuito eletrônico para a aquisição do sinal de EOG, bem como um algoritmo em Python para análise do mesmo. O circuito foi desenvolvido recorrendo a seis módulos diferentes, cada um deles com uma função específica. Para cada módulo foi necessário desenhar e implementar placas de circuito impresso, que quando conectadas entre si permitem filtrar, amplificar e digitalizar os sinais elétricos, adquiridos através de elétrodos de superfície, originados pelo movimento ocular.

O algoritmo criado em Python permite analisar os dados provenientes do circuito e converte-os para coordenadas. Através destas foi possível determinar o sentido e a amplitude do movimento ocular.

Abstract

The evolution of technology has made possible for humans to use different electronic devices in their daily routines. However, for individuals with severe disabilities or diseases that hinder motor skills, some routines may be unattainable.

In order to reduce this problem, Human-Computer Interfaces (HCI) have emerged with the purpose of improving the quality of life of those persons, specifically HCI systems based on Electroculography. Electroculography is the result of the signal provided by the movement of the eyes, which can be acquired by different methods. The most usual of them require the use of surface electrodes to read the electric signal, or video-recording devices to record the eye movement.

The goal of this thesis is to develop an HCI system based on Electroculography, which acquires the bio-signal from the eye movement through the use of surface electrodes. For such purpose, a modular electronic circuit was created to capture the EOG signal as well as a Python-based algorithm for its analysis. The circuit was built using six different modules, each of them with an unique function. Each module required the design and implementation of printed circuit boards, which when put together allowed the filtering, magnification and scan of the electric signals originated by the ocular movement.

The Python-based algorithm allows the analysis of the data from the circuit and transforms it into coordinates. Through these, it's possible to determine the direction and amplitude of the eye movement.

Conteúdo

Agradecimentos	vi
Resumo	viii
Abstract	x
Conteúdo	xi
Lista de Figuras	xv
Lista de Tabelas	xvii
Abreviações	xx
1. Introdução	1
1.1 Interfaces Homem-Computador - HCI	2
1.2 Motivação e Contribuição	4
1.3 Organização da Tese	5
2. Biosinais e Biopotenciais	7
2.1 Sinais Bioelétricos	7
2.1.1 Características dos Sinais Biológicos	8
2.1.2 Eletrocardiografia - ECG	9
2.1.3 Eletroencefalografia - EEG	10
2.1.4 Eletromiografia - EMG	12
2.2 Eletroculografia - EOG	12
2.3 Aplicações da Eletroculografia	15
2.3.1 Seguimento do Olhar - <i>Eye tracking</i>	15
2.3.2 Vídeo Oculografia e Oculografia por Infravermelho	16
2.3.3 <i>Head Movement Tracking System</i>	16

3. Desenho do Sistema HCI	17
3.1 Introdução	17
3.2 Descrição do Circuito Eletrónico	18
3.2.1 Eléttodos	19
3.2.2 Módulo 1 - Fonte de alimentação	20
3.2.3 Módulo 2 - <i>Driven Right Leg</i> (DRL)	21
3.2.4 Módulo 3 - Amplificador de Instrumentação (INA)	22
3.2.5 Módulo 4 - Filtro Passa-banda	24
3.2.6 Módulo 5 - Filtro Rejeita-banda	27
3.2.7 Módulo 6 - <i>Level Shifter</i>	28
4. Implementação e Teste dos Módulos	31
4.1 Placas de Circuito Impresso	31
4.1.1 Desenho das Placas	31
4.1.2 Esquema Eletrónico	32
4.1.3 <i>Routing</i> das Pistas	34
4.1.4 Impressão das Placas	34
4.2 Componentes Elétticos	37
4.2.1 Lista de Material	37
4.2.2 Lista dos Componentes	38
4.2.3 Assemblagem	40
4.3 Testes de Funcionalidade	40
4.3.1 Módulo 1 - Fonte de alimentação	43
4.3.2 Módulo 2 - <i>Driven Right Leg</i>	44
4.3.3 Módulo 3 - Amplificador de Instrumentação	45
4.3.4 Módulo 4 - Filtro Passa-Banda	45
4.3.5 Módulo 5 - Filtro Rejeita-Banda	47
4.3.6 Módulo 6 - <i>Level-Shifter</i>	49
4.3.7 Conexões	51
5. Aquisição de Dados e Testes do Sistema	53
5.1 Aquisição dos Dados - Arduino	54
5.2 Visualização dos Dados	55
5.2.1 Processing	55
5.2.2 Python	56
5.3 Teste de Funcionalidades do Sistema HCI	58
5.3.1 Teste 1 - Movimentos Oculares	58
5.3.2 Teste 2 - Movimentos da cabeça	60
5.3.3 Teste 3 - Pálpebras fechadas	61
5.3.4 Teste 4 - Fechar os olhos	61
5.3.5 Teste 5 - Eléttodos	63
5.3.6 Considerações Finais	63
6. Conclusão	67

Bibliografia	75
A. Orcad e PCB	77
B. Orçamento dos módulos	81

Lista de Figuras

1.1	Aplicação EOG - Cadeira de rodas	4
1.2	Aplicação EOG - Braço mecânico	5
2.1	Estímulo nervoso	8
2.2	Anatomia do coração e onda PQRST	9
2.3	ECG de 12 derivações	10
2.4	Ondas cerebrais e EEG moderno	11
2.5	Anatomia do olho humano	13
2.6	Dipolo do olho humano	13
2.7	Posição dos elétrodos na aquisição do EOG	14
2.8	Posição angular do olho	14
3.1	Diagrama de blocos do circuito eletrônico	18
3.2	Elétrodos de superfície	20
3.3	Esquema eletrônico do Módulo 1 - Fonte de alimentação	21
3.4	Esquema eletrônico do Módulo 2 - <i>Driven Right Leg</i>	22
3.5	Esquema eletrônico do Módulo 3 - Amplificador de Instrumentação	23
3.6	Curvas de resposta das aproximações	25
3.7	Esquema eletrônico do Módulo 4 - Filtro Passa-banda.	26
3.8	Esquema eletrônico do Módulo 5 - Filtro Rejeita-banda	28
3.9	Esquema eletrônico do Módulo 6 - <i>Level Shifter</i>	29
4.1	Ambiente gráfico do Orcad	33
4.2	Representação do <i>routing</i> dos módulos.	35
4.3	Representação da placa impressa dos módulos.	36
4.4	Material utilizado na solda dos componentes	38
4.5	Componentes dos módulos.	41
4.6	Representação dos pontos de solda dos módulos.	42
4.7	Resultados do Módulo 1	43
4.8	Apresentação dos resultados do Módulo 1	45
4.9	Resultados do Módulo 4	46
4.10	Apresentação dos resultados do Módulo 4	47
4.11	Resultados do Módulo 5	48

4.12	Apresentação dos resultados do Módulo 5	49
4.13	Resultados do Módulo 6	50
4.14	Cabos conexão	51
5.1	Sistema HCI	53
5.2	Arduino Duemilanove	54
5.3	Ambiente gráfico do Arduino e Processing.	55
5.4	Resultados obtidos com o Processing	57
5.5	Resultados visualizados com o Python	59
5.6	Resultados visualizados com o Processing	60
5.7	Resultados de um movimento ocular máximo	60
5.8	Resultados do movimento da cabeça	61
5.9	Resultados do movimento aleatório da cabeça	62
5.10	Resultados do movimento aleatório da cabeça e dos olhos	62
5.11	Resultados visualizados com as pálpebras fechadas	63
5.12	Resultados do piscar dos olhos	64
5.13	Resultados obtidos com elétrodos usados	64
A.1	Exemplos do Orcad	78
A.2	Opções do Orcad	79
A.3	Funcionamento do PCB	80

Lista de Tabelas

1.1	Caraterísticas de diferentes HCI's.	2
2.1	Diferenças de potencial e gamas de frequência	13
4.1	Componentes eletrônicos do Módulo 1	39
4.2	Componentes eletrônicos do Módulo 2	39
4.3	Componentes eletrônicos do Módulo 3	39
4.4	Componentes eletrônicos do Módulo 4	40
4.5	Componentes eletrônicos do Módulo 5	40
4.6	Componentes eletrônicos do Módulo 6	43
4.7	Resultados do Módulo 1	44
4.8	Resultados do Módulo 4	46
4.9	Resultados do Módulo 4	46
4.10	Resultados do Módulo 5	48
4.11	Resultados do Módulo 5	48
B.1	Orçamento do Módulo 1 - Fonte de alimentação	81
B.2	Orçamento do Módulo 2 - <i>Driven Right Leg</i>	82
B.3	Orçamento do Módulo 3 - Amplificador de Instrumentação	82
B.4	Orçamento do Módulo 4 - Filtro Passa-Banda	82
B.5	Orçamento do Módulo 5 - Filtro Rejeita-Banda	83
B.6	Orçamento do Módulo 6 - <i>Level-Shifter</i>	83
B.7	Orçamento Sistema HCI	83

Abreviações

HCI	Human-Computer Interface (Interface Computador-Humano)
HMI	Human-Machine Interface (Interface Máquina-Humano)
BCI	Brain-Computer Interface (Interface Cérebro-Computador)
EEG	Eletroencefalograma
ECG	Eletrocardiograma
EMG	Eletromiograma
EOG	Eletroculograma
IV	Infravermelhos
VOG	Vídeo Oculografia
IROG	Oculografia por Infravermelho
CMRR	Common Mode Rejection Ratio (Modo de rejeição comum)
INA	Amplificador de Instrumentação
DRL	Driven Right Leg
OPA	Amplificador Operacional

Capítulo 1

Introdução

Na União Europeia, estima-se que 10-15% do total da população é considerada inválida e a população com 60, ou mais, anos é de 10%, ou seja, na UE existem cerca de 80 milhões de pessoas idosas ou com deficiência [1, 2]. Existe uma forte relação entre a idade da pessoa e as incapacidades sofridas. Visto que a esperança média de vida da população mundial tem tendência a aumentar (nos países da OCDE espera-se que a proporção de idosos com 60 anos ou mais, terá atingido um rácio de 1 pessoa em cada 3, até 2030), uma grande parte da população terá problemas funcionais.

Pessoas com Síndrome de Parkinson, Esclerose Lateral Amiotrófica (ALS), graves deficiências como tetraplágia ou amputação de membros, tanto superiores como inferiores, ou habilidades motoras deficientes, conseguem controlar certos tipos de movimentos, tais como oculares, vocais, musculares (faciais entre outros) que podem ser usados para comunicar com outras pessoas ou controlar alguns instrumentos. Daqui surge a possibilidade da utilização de uma Interface Homem-Computador (HCI) [3, 4, 5]. Esta interface, baseada em biopotenciais, permite a utilização de computadores ou outros dispositivos [6, 7].

Com o objetivo de aumentar a qualidade de vida dos idosos e/ou pessoas incapacitadas, de modo a permitir-lhes uma vida mais autónoma e independente e com maiores oportunidades de integração social, o desenvolvimento de interfaces Homem-Computador tem sofrido um aumento significativo.

1.1 Interfaces Homem-Computador - HCI

Os sistemas HCI permitem que pessoas incapacitadas assumam o controlo de diferentes dispositivos eletrónicos. Quando o controlo é feito através de um computador, o sistema denomina-se Interface Homem-Computador. Um canal alternativo e eficiente para a comunicação privada da fala e de certos movimentos, é importante para melhorar a qualidade de vida dos pacientes que sofrem de paralisia [8]. Nesse sentido, a área de estudo da Interação Homem-Máquina (HMI) e Interface Cérebro-Computador (BCI) é muito importante na melhoria, a médio prazo, da qualidade de vida destes pacientes.

Estes sistemas podem basear-se em biopotenciais criados pelo funcionamento de alguns órgãos, tais como o coração, o cérebro, músculos ou olhos [9]. Algumas das soluções HCI mais conhecidas são o Eletrocardiograma (ECG), Eletroencefalograma (EEG), Eletromiograma (EMG) e o Eletroculograma (EOG). Cada um destes sistemas tem características próprias apresentadas na tabela 1.1.

Tab. 1.1: Exposição de quatro sistemas HCI, com apresentação de algumas descrições e características dos mesmos.

HCI	Descrição	Caraterísticas
ECG	Atividade elétrica do coração.	Representa os batimentos cardíacos; Técnica desenvolvida; Vários canais de aquisição; Aquisição contínua de dados.
EEG	Interface Computador-Cérebro.	Representa atividade cerebral; Velocidades de entrada baixas; Ergonómicos;
EMG	Potenciais eletromiográficos dos músculos voluntários.	Técnica desenvolvida. Representa atividade muscular; Vários canais de aquisição; Entrada binária.
EOG	Registo do movimento ocular através do campo elétrico criado entre a retina e a córnea.	Representa o movimento ocular; Velocidades de entrada rápidas; Ergonómico; Apenas dois canais necessários; Independente da posição da cabeça, mas não do seu movimento; Aquisição contínua de dados.

Depois de escolhido o sistema HCI desejado e qual o seu fim, é necessário considerar alguns aspetos de forma a otimizar a sua interface [10, 11]. Alguns aspetos

ou características a considerar são:

- **Taxa de transmissão:** Taxa de transmissão dos dados a adquirir;
- **Repetibilidade:** Facilidade de repetição de um valor de entrada;
- **Resolução:** O sistema HCI adequa-se apenas para comandos binários ou para aquisições contínuas de valores;
- **Dificuldade de implementação:** Se a tecnologia de base do sistema HCI ainda está em fase de investigação ou se já existe produtos comercializados;
- **Ergonomia:** A solução final deve ser ergonómica/confortável;
- **Facilidade de uso:** O sistema HCI deve ser de fácil aprendizagem e domínio;

Através de sistemas HCI baseados em Eletroculografia é possível criar diversos tipos de aplicações para o uso diário de indivíduos incapacitados. Permitem, por exemplo, o uso de uma cadeira de rodas através do movimento ocular sem necessidade do uso dos membros superiores na locomoção da cadeira [12]. O sinal originado pelo movimento ocular é adquirido e processado por um computador, que envia as indicações para um processador acoplado à cadeira que indica ao motor qual o tipo de movimento, linear ou curvilíneo, e a velocidade [2].

Além do uso de uma cadeira de rodas, podem ser criados membros mecânicos controlados pelo olhar [13]. O funcionamento de um braço mecânico é em tudo similar ao funcionamento de uma cadeira de rodas. O sistema EOG adquire o sinal do utilizador, traduz o sinal e indica ao braço os movimentos a realizar.

No sistema da figura 1.2 a interface EOG comunica com o braço mecânico através de um sistema de identificação de Radiofrequência, que converte os sinais provenientes da interface EOG e faz movimentar o braço para qualquer uma das três zonas. Neste exemplo, as principais desvantagens são o tamanho e a reduzida precisão do braço mecânico.

O movimento ocular pode ainda ser traduzido para coordenadas, o que possibilita estudar a posição do olhar de um indivíduo e qual o movimento dos olhos. Com isto é possível controlar um rato de computador ou outros dispositivos tais como teclados virtuais, comandos de televisão [5], entre outros e estudar focos de atenção de uma pessoa. Este tipo de aplicações são usadas em diversas áreas fora da medicina. Podem ser utilizadas em publicidade para perceber o que chama a atenção dos

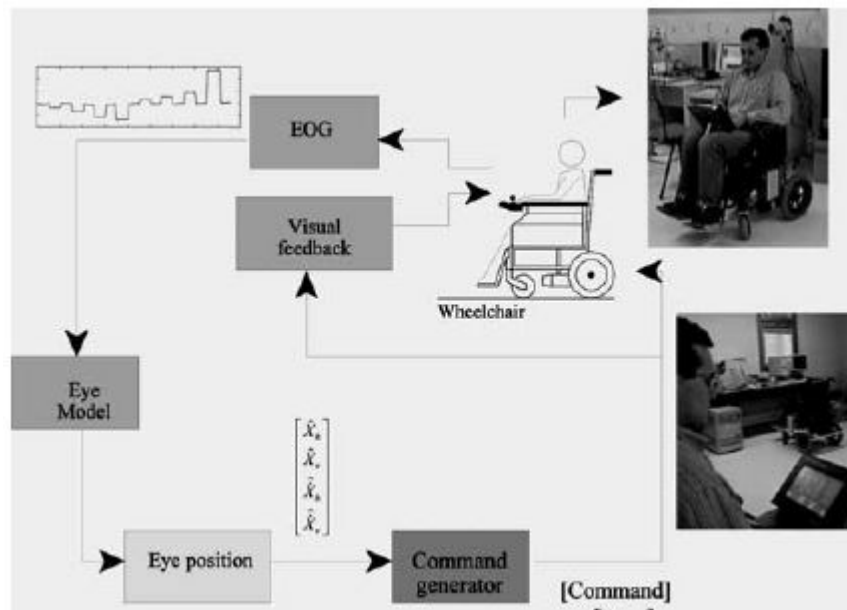


Fig. 1.1: Esquema representativo da aplicação do EOG para a locomoção de uma cadeira de rodas. O utilizador da cadeira origina o EOG com o movimento ocular, que é processado e indica a cadeira para onde se mover e a velocidade [2].

indivíduos. Podem servir ainda como uma ferramenta de avaliação, por exemplo para avaliar se um radiologista seguiu os protocolos exigidos na leitura de uma radiografia.

Na indústria dos videojogos, associam-se os comandos com sistemas de vídeo na deteção de movimentos corporais para controlar determinadas personagens. Com a aplicação de uma interface EOG, poderia associar-se também o movimento ocular, ou então substituir os movimentos corporais pelos oculares [5].

1.2 Motivação e Contribuição

O desenvolvimento de um sistema HCI baseado num Eletroculografia foi o objetivo deste projeto. As etapas para tal, passaram por uma análise e estudo de diversos EOG já desenvolvidos, desenho, desenvolvimento e implementação de um circuito eletrónico, utilizando para tal 6 módulos e um software desenvolvido em Python para análise dos sinais obtidos.

Este projeto vai de encontro à minha área de formação do autor (Engenharia de Computação e Instrumentação Médica), permitindo a aplicação de conhecimentos adquiridos ao longo da vida académica, associado ao gosto e vontade pela pesquisa e desenvolvimento nas áreas da eletrónica e programação. Teve a contribuição do

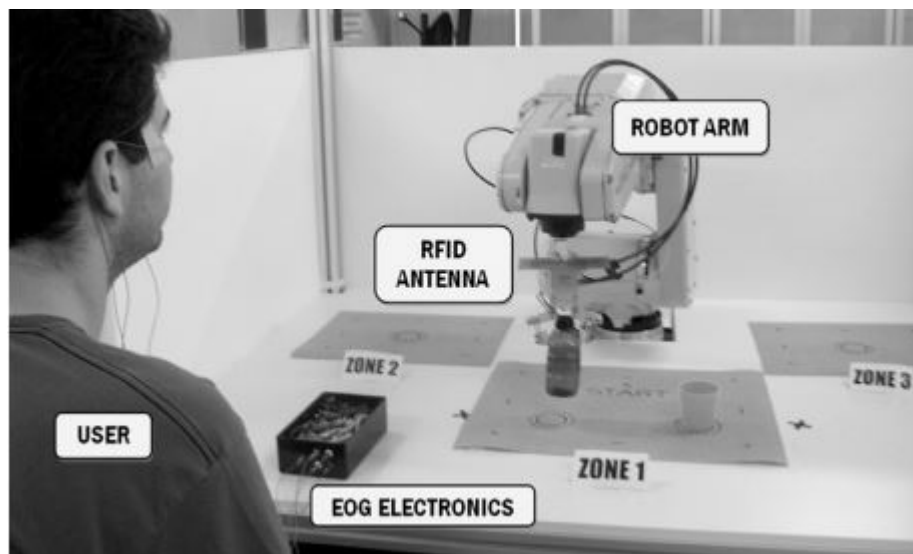


Fig. 1.2: Representação de um braço mecânico acoplado a um sistema EOG [13].

Doutor Carlos Vinhais, que para além de propor o tema do projeto, contribuiu com transmissão de conhecimentos e orientação do mesmo e do Departamento de Física do Instituto Superior de Engenharia do Porto, pela contribuição do espaço para o decorrer deste projeto.

1.3 Organização da Tese

Esta tese está organizada em 6 capítulos. No capítulo 2 são apresentados conceitos teóricos do EOG, bem como alguns dos sistemas HCI existentes. No capítulo 3 explicam-se os passos necessários para o desenvolvimento dos módulos do circuito eletrónico. No capítulo 4 demonstram-se as placas de circuito impresso obtidas, bem como os resultados dos testes realizados às mesmas. No capítulo 5 é explicado o *software* desenvolvido neste projeto e os testes feitos com todo o sistema em funcionamento. No capítulo 6 são apresentadas as conclusões obtidas.

O capítulo 2 tem o propósito de explicar o que são os biosinais e os biopotenciais, tendo em conta que o funcionamento da maioria dos sistemas HCI se baseiam nestes sinais. Este capítulo divide-se em três secções. A secção 2.1 explica o que são os sinais bioelétricos, e alguns sistemas HCI para diferentes tipos de biosinais. A secção 2.2 explica, de maneira aprofundada, o funcionamento do EOG e na secção 2.3 apresentam-se algumas das alternativas existentes para a aquisição do movimento ocular.

O capítulo 3 explica como foram desenhados os seis módulos do circuito ele-

trónico e está dividido em duas secções. A primeira secção explica algumas das características que um bom sistema HCI deve possuir. A segunda secção está dividida em sete subsecções. A primeira subsecção explica a importância da escolha dos eléctrodos utilizados para a aquisição do EOG, e as restantes explicam cada um dos módulos desenhados para este projeto.

O **capítulo 4** está dividido em três secções. As primeira e segunda secções explicam todas as fases no desenvolvimento de uma placa de circuito impresso, para um módulo do circuito eletrónico, do sistema HCI proposto neste projeto. A terceira secção explica, como e quais os testes realizados às diferentes placas de cada módulo e apresenta os resultados obtidos.

No **capítulo 5** são explicados todos os passos da aquisição e visualização dos dados adquiridos pelo circuito eletrónico. Está dividido em três secções, em que as duas primeiras explicam as diferentes fases de aquisição e visualização dos dados. A terceira secção apresenta os resultados obtidos e a sua discussão.

No **capítulo 6** são apresentadas as conclusões retiradas ao longo deste projeto, bem com o possível trabalho futuro.

Biosinais e Biopotenciais

A comunicação é algo essencial para o bem-estar da população, em particular para indivíduos incapacitados. Para alcançar esta comunicação, muitas vezes é necessário adquirir e processar sinais originados pelo funcionamento do corpo humano, os biosinais, através de sistemas HCI [14]. Neste capítulo serão explicados alguns biosinais, a sua origem, diferentes métodos de aquisição e a sua utilidade nos sistemas HCI.

2.1 Sinais Bioelétricos

Os biosinais podem resultar de diferentes observações de processos eletrofisiológicos, biomecânicos ou químicos de um organismo vivo. Estes podem ser obtidos por pequenas alterações químicas a nível das sequências de proteínas e genes, por variações neuronais ou musculares e até à atividade de tecidos e órgãos [15].

Os sinais bioelétricos resultam de diferenças de potencial elétrico criadas por alterações químicas a nível celular [15, 16, 17]. No estado de repouso, a diferença de potencial é nula, devido ao equilíbrio de cargas positivas e negativas. Quando uma célula nervosa ou muscular sofre um estímulo forte o suficiente para ultrapassar o estado de equilíbrio, a célula cria um potencial de ação. Este potencial de ação representa a passagem de iões (positivos e negativos) através da membrana celular, e pode ser medido através de elétrodos intra ou extracelular.

O potencial de ação pode ser transmitido às células vizinhas através dos axónios (representados na figura 2.1), excitando assim novas células. Quando várias células ficam no estado excitado, cria-se um campo elétrico, que é propagado através dos tecidos biológicos e pode ser medido através de elétrodos de superfície.

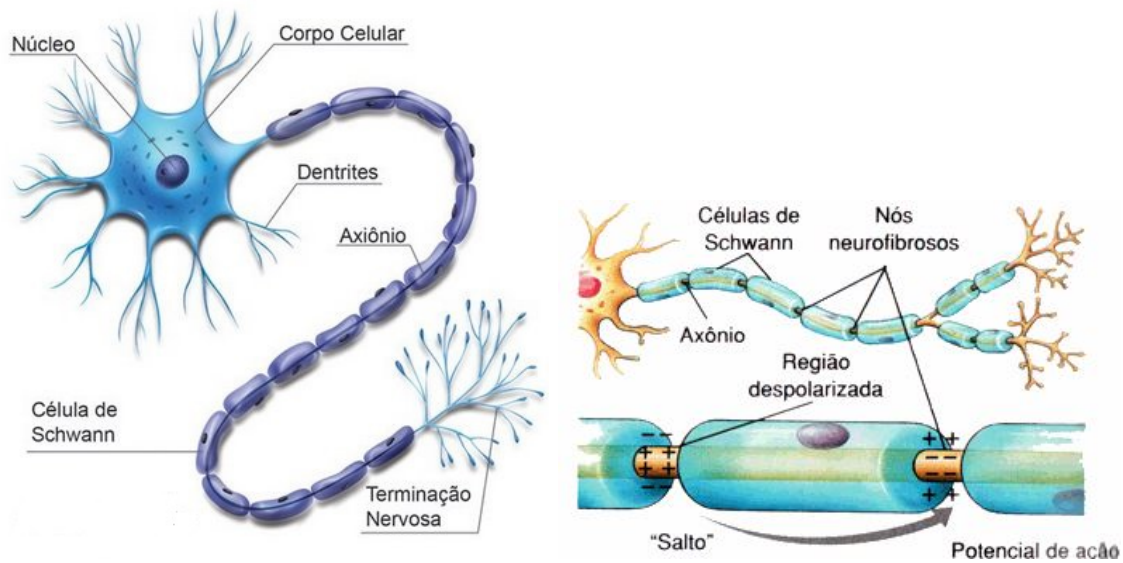


Fig. 2.1: Célula nervosa e propagação do estímulo nervoso. Constituição de uma célula nervosa comum, com representação do corpo celular, em particular de um axônio, das respectivas terminações nervosas e a propagação do estímulo nervoso pelos axónios [Fonte: Internet].

2.1.1 Características dos Sinais Biológicos

Os sinais bioelétricos são apenas um exemplo dos diversos sinais criados pelo corpo humano, outros exemplos são: sinais biomagnéticos, bioquímicos, biomecânicos, bioacústicos e bioópticos [16]. Todos estes sinais são denominados como sinais biológicos.

Estes podem ser classificados de acordo com diversas características, tais como a forma de onda, propriedades temporais e podem ser divididos em sinais contínuos ou discretos, determinísticos ou aleatórios.

Os sinais contínuos podem ser definidos através de funções de variável contínua, em função do tempo ou do espaço, enquanto os sinais discretos são definidos apenas para um subconjunto de pontos, regularmente espaçados no tempo e/ou espaço.

Os sinais biológicos podem ainda ser classificados dependendo do modo de aquisição, estocásticos estacionários e não estacionários. Esta classificação deve-se ao facto destes sinais estarem sujeitos a interferências internas (movimentos de músculos que não são de interesse), interferências externas (interferências eletromagnéticas de outros aparelhos, equipamentos hospitalares e interferência da rede elétrica) ou a alterações nos parâmetros, logo não podem ser classificados como inteiramente determinísticos.

Existem técnicas de medição destes sinais, que permitem obter informações importantes acerca do funcionamento dos respetivos órgãos, tais como o Eletrocardiograma, Eletroencefalograma, Eletromiograma e o Eletroculograma.

2.1.2 Eletrocardiografia - ECG

O Eletrocardiograma regista os fenómenos elétricos originados durante a atividade cardíaca [18]. Entender como o sangue flui através do coração é fundamental para a compreensão da atividade elétrica criada pelo mesmo. O sangue menos oxigenado (sangue venoso) retorna ao coração, através das veias cavas inferior e superior, para a aurícula direita. De seguida o sangue flui através da válvula tricúspide para o ventrículo direito.

O ventrículo direito bombeia o sangue para os pulmões através da válvula pulmonar circulando pelas artérias pulmonares. Nos pulmões o sangue flui pelas veias pulmonares até atingir a aurícula esquerda, completando assim a circulação pulmonar.

A circulação sistémica inicia-se quando a válvula mitral relaxa e o sangue flui para o ventrículo esquerdo. Este contrai e bombeia o sangue para o resto do corpo, através da válvula aórtica e da artéria aorta.

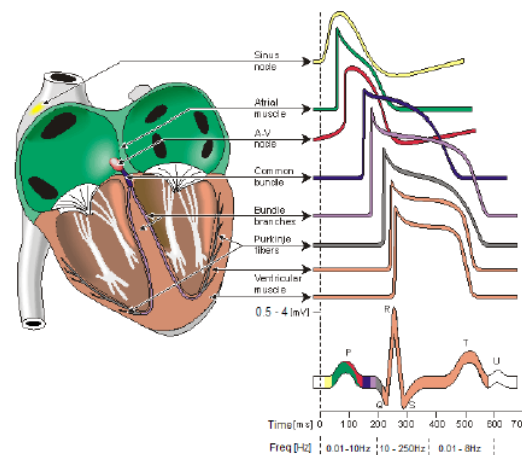


Fig. 2.2: Representação da anatomia do coração, com explicação da origem de cada pulso elétrico representado pela onda PQRST, de um coração em funcionamento sem anomalias. Apresentação dos valores de tensão criados pela atividade cardíaca e a banda de frequências [15].

A onda P representa a despolarização auricular e o complexo QRS representa a despolarização dos ventrículos [11]. De seguida dá-se a contração dos mesmos, que

retira o sangue dos ventrículos e bombeia através das artérias, criando um pulso. Por fim, a onda T representa a recuperação/repolarização ventricular.

O ECG de 12 derivações é um teste de diagnóstico que ajuda a identificar condições patológicas. Oferece uma visão mais completa da atividade elétrica do coração e pode ser usado para avaliar a função ventricular esquerda. Regista a atividade elétrica do coração através de uma série de elétrodos colocados nas extremidades do paciente e da parede torácica. Os 12 canais incluem três bipolares dos membros, três cabos unipolares dos membros, e seis precordiais unipolares (V1, V2, V3, V4, V5 E V6) no peito, representado na figura 2.3. Estas ligações fornecem 12 pontos de vista diferentes da atividade elétrica do coração.

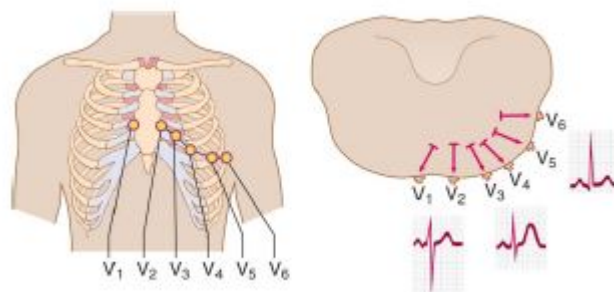


Fig. 2.3: Posição anatômica dos seis elétrodos precordiais unipolares (V1, V2, V3, V4, V5 E V6) no método de 12 derivações [15].

2.1.3 Eletroencefalografia - EEG

A atividade neuronal do cérebro gera potenciais elétricos, que podem ser adquiridos através do couro cabeludo. O sinal medido é denominado Eletroencefalograma, que representa a função cerebral global [9, 19].

A aquisição do EEG para fins clínicos tem uma duração de aproximadamente 15 a 20 minutos, com o paciente sentado num estado de relaxamento numa cadeira confortável e mantendo os olhos fechados. Desta forma, obtém-se o EEG de fundo. Será posteriormente comparado com o EEG obtido, quando o paciente é estimulado, obtendo assim o sinal pretendido para cada estímulo. O EEG pode ser utilizado para o estudo do relaxamento, atividade mental e física, monitorização da função cerebral em unidades de terapia e estágios do sono, entre outras aplicações.

A aquisição dos dados do EEG, dependendo das aplicações, pode variar de algumas horas a alguns dias. Para certos grupos específicos de pacientes, o sinal elétrico do cérebro pode ser adquirido de forma invasiva, a partir da superfície do córtex ou

do interior do cérebro. Para casos rotineiros de aquisição do EEG utiliza-se a norma 10 – 20 [20]. A norma 10 – 20 foi desenvolvida com o intuito de criar um método padrão para a aquisição do EEG. Proporciona um melhor entendimento entre testes e permite a comparação de diferentes resultados e até de EEG de diferentes pessoas. Nesta norma são utilizados 19 elétrodos no couro cabeludo e 2 nas orelhas, no entanto, existem outros métodos de aquisição.

O EEG moderno utiliza 21 sinais diferentes, denominados de canais. Para aplicações mais complexas podem ser usados sistemas com um número de canais que variam de 32 a 512. Os sinais elétricos adquiridos normalmente têm uma amplitude de $50 \mu\text{V}$ pico a pico, podendo atingir os $200 \mu\text{V}$, dependendo do estímulo. Além do ruído inerente a uma aquisição de sinais bioelétricos, o EEG apresenta componentes de frequência sistemática conhecidas como ondas Delta ($<4 \text{ Hz}$), Teta ($4 \text{ a } 8 \text{ Hz}$), Alfa ($8 \text{ a } 13 \text{ Hz}$) e Beta ($>13 \text{ Hz}$), representadas na figura 2.4 (a).

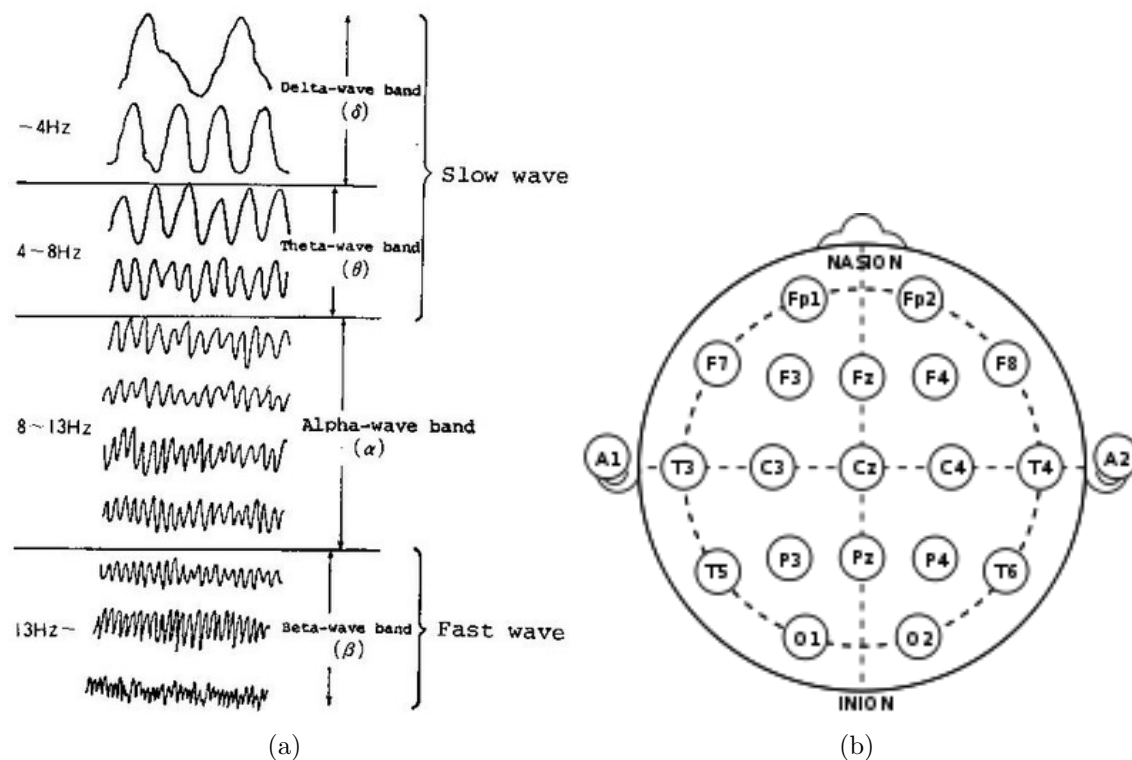


Fig. 2.4: Em (a) apresentam-se as diferentes ondas cerebrais e os intervalos de frequências de cada onda. Em (b) apresenta-se a disposição dos elétrodos através da norma [Fonte:Internet].

Na figura 2.4 (b) estão representadas as posições dos 21 elétrodos utilizados na aquisição do EEG moderno.

2.1.4 Eletromiografia - EMG

Os sinais adquiridos pelo EMG correspondem à atividade elétrica das fibras musculares constituintes dos músculos durante a contração/relaxamento dos mesmos, representando a atividade neuromuscular [21, 22]. Verifica-se que o sinal de EMG é um sinal complexo que é controlado pelo sistema nervoso e depende anatômica e fisiologicamente das propriedades dos músculos.

Não tem nenhum tipo de onda característica, pois possibilita o estudo de contrações e relaxamentos musculares. Permite também realizar testes de força e medição dos potenciais de movimentos voluntários ou involuntários. Normalmente esta medição é feita em função do tempo [19].

Uma das grandes dificuldades na utilização dos sinais de EMG é o fato de este sinal ter bastante ruído, visto que o sinal atravessa diferentes tecidos musculares até chegar à pele, zona de aquisição do sinal, e da interação indesejada dos sinais de diferentes funções motoras. Aliado a esta dificuldade, os sinais de interesse tem uma gama de valores muito baixa, varia de 1 a 10 mV, e de modo a diminuir estas interferências os sinais precisam de ser filtrados, amplificados e quando necessário digitalizados [9].

2.2 Eletroculografia - EOG

A Eletroculografia (EOG) é a técnica utilizada para medir o movimento ocular, através da análise do potencial de ação gerado por um dipolo elétrico formado entre a córnea e a retina, através de repolarizações e despolarizações (trocas iônicas na membrana celular) das células da retina e da córnea [8, 23, 24, 25]. O sinal resultante denomina-se EOG, e registra a diferença do potencial elétrico entre a retina e a córnea em função do tempo.

Na figura 2.5 é representada a anatomia do olho humano, bem como os músculos oculomotores, que são os responsáveis, tanto por manter os olhos alinhados como pelos movimentos oculares [27]. Estes permitem que os olhos possam observar diferentes objetos em diversas posições, sem a necessidade de movimentar a cabeça. A ação destes músculos é que torna possível a obtenção do sinal de EOG.

Devido à maior taxa metabólica da retina em comparação com a córnea, o olho mantém uma tensão de 0,40 a 1,0 mV em relação à retina [28, 29, 30]. Na literatura estudada foram encontradas diversas gamas de valores da diferença de potencial e de gamas de frequência associadas ao dipolo elétrico formado pelo olho. Estes valores

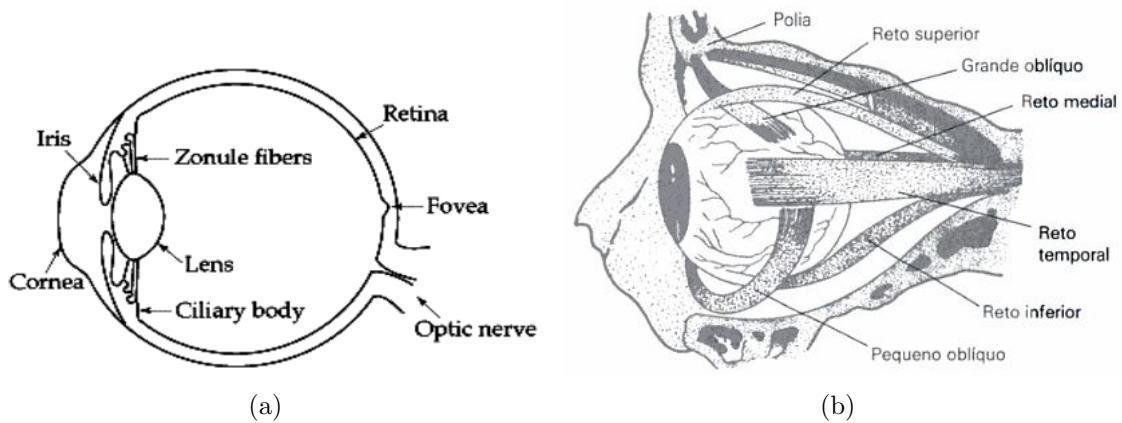


Fig. 2.5: Representação da anatomia do olho humano [26] em a) e músculos oculomotores responsáveis pelo movimento ocular em b) [27].

são apresentados na tabela 2.1, com a respetiva referência.

Tab. 2.1: Valores da diferença de potencial e das gamas de frequência associadas ao dipolo elétrico formado pelo olho.

Diferença de potencial	Gama de Frequência	Referência
50 a 3500 μV	DC a 100 Hz	[2, 5, 25, 13]
15 a 200 μV		[6, 26, 30]
10 a 100 mV	DC a 38 Hz	[31]
10 a 100 μV	DC a 100 Hz	[24]

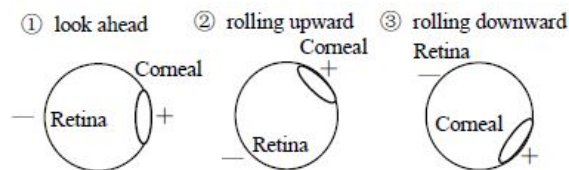


Fig. 2.6: Posição do dipolo criado entre a retina e a córnea quando se olha em frente, para cima e para baixo [3].

Na figura 2.6 representa-se a posição do dipolo criado entre a retina e a córnea em três posições oculares diferentes. Para adquirir os sinais desta diferença de potencial é necessário o uso de eléctrodos de superfície colocados na proximidade dos olhos [32]. Na aquisição destes sinais é apenas necessário utilizar cinco eléctrodos, dois para adquirir o movimento horizontal, dois para o movimento vertical e um de referência. A posição dos eléctrodos, em relação aos olhos, para adquirir o sinal vertical deve ser 2 cm acima do olho e 1 cm abaixo. Para o movimento horizontal, os eléctrodos

devem ser colocados nas têmporas, 2 cm para a esquerda e para a direita dos olhos. Esta disposição permite retirar o movimento dos dois olhos, visto que estes não conseguem ter movimentos independentes [24, 26, 29].

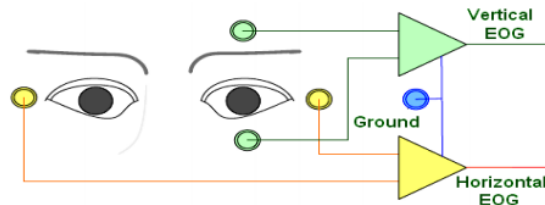


Fig. 2.7: Posição dos elétrodos para a aquisição do EOG. representação dos canais horizontal e vertical e do canal de referência [26].

Além dos movimentos realizados pelo olho, na aquisição do EOG é possível retirar informação sobre o movimento das pálpebras. Através desta informação é ainda possível diferenciar o movimento voluntário ou involuntário das pálpebras. O movimento involuntário, ou o piscar do olho, pode ser definido como o fecho e a abertura periódica da pálpebra [33], enquanto que o movimento voluntário denomina-se por fechar do olho. A duração do fecho da pálpebra é usado como critério para discriminar um piscar de olhos de um fechar de olhos, visto que a duração do piscar de olhos varia de entre os 200 a 300 ms. Existem diversas atividades que fazem com que a duração do piscar de olhos varie. Esta variedade originou a necessidade da criação de algoritmos, para deteção de piscar de olhos, fortes contra o ruído, artefactos e independentes das variações notadas de sujeito para sujeito.

A partir da informação retirada do sinal do EOG é possível determinar a posição angular do olho através da diferença de potencial registada pelo EOG [3, 23, 25, 34]. Na figura 2.8 demonstra-se um exemplo para a determinação da posição angular do olho.

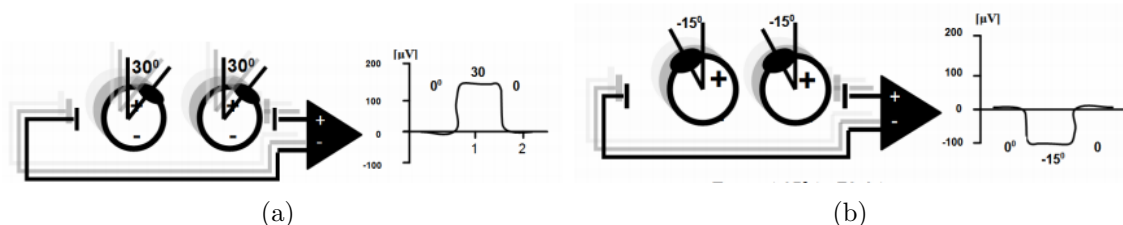


Fig. 2.8: Em (a) percebe-se que quando os olhos giram 30° para a direita, este movimento provoca uma diferença de potencial de $100 \mu\text{V}$ e em (b) o movimento de 15° para a esquerda provoca uma diferença de potencial de $-100 \mu\text{V}$ [23].

Na figura 2.8 pode-se verificar que enquanto os olhos se mantêm na posição de repouso, ou seja 0° , o dipolo elétrico é próximo de zero, ao rodar o olhar 30° para a direita obtém-se uma diferença de potencial na ordem de $+100 \mu V$ e ao rodar o olhar 15° para a esquerda obtém-se uma diferença de potencial de $-100 \mu V$.

Além da utilização de elétrodos para a aquisição do movimento ocular, o EOG pode ser adquirido com recurso a outros métodos, que diferem entre as diversas aplicações.

2.3 Aplicações da Eletroculografia

A aquisição do movimento ocular, além do uso de elétrodos, pode ser realizada através da utilização de câmaras que gravam o movimento ocular. Existem diversas técnicas que recorrem ao uso de câmaras para detetar o movimento ocular através da reflexão de um determinado comprimento de onda pré-definido.

2.3.1 Seguimento do Olhar - *Eye tracking*

O seguimento do olhar, denominado por *eye tracking*, é uma tecnologia em que uma câmara ou um sistema de imagem acompanha visualmente algumas características do olho, para de seguida um computador definir qual a posição do olhar [4, 26]. Esta tecnologia pode ser dividida em duas áreas. Um dispositivo remoto onde uma câmara de Infravermelhos (IV) é acoplada ao monitor de um computador, ou então um dispositivo colocado na cabeça do utilizador onde a câmara de IV recolhe os dados com maior precisão. A desvantagem deste método é o elevado preço do equipamento. Contudo, esta técnica está a ficar cada vez mais acessível, devido ao crescimento da sua utilização em áreas de desporto, psicologia, neuro-fisiologistas entre outras [35].

Existem quatro classe de medidas de *eye-tracking*:

- **Medidas de movimento:** variedade de movimentos oculares através do espaço;
- **Medidas de posição:** saber para onde o utilizador olhou ou não;
- **Medidas de repetição:** dizem respeito ao número, proporção ou taxa de qualquer movimento ocular de interesse;
- **Medidas de latência:** expressam a duração desde o início de um evento até o aparecimento de um segundo evento.

2.3.2 Vídeo Oculografia e Oculografia por Infravermelho

A Vídeo Oculografia (VOG) e a Oculografia por Infravermelho (IROG), baseiam-se na deteção da posição do olho através da córnea ou da íris [23, 36]. O facto de ser uma tecnologia não-invasiva e de obter a posição ocular independentemente de movimentos corporais com uma precisão aceitável, são as suas vantagens [37].

O projeto ERICA, um dos diversos exemplos existentes, foi desenvolvido por professores e alunos da School of Engineering and Applied Science na Universidade da Virgínia, em 1984 e junta tanto a VOG como a IROG [38]. O *hardware* consiste de um computador, um monitor, uma fonte de luz infravermelha, uma câmara de vigilância com um filtro que permite a passagem de infravermelhos. Em suma, a fonte de luz infravermelha envia a luz para a cara do utilizador e uma fração da luz penetra a pupila e é refletida pela retina. A câmara deteta a luz refletida e através do algoritmo determina a posição ocular.

2.3.3 *Head Movement Tracking System*

Um dispositivo transmite um sinal da parte superior do monitor do computador e acompanha um ponto refletor colocado na testa do utilizador ou nos óculos. Usando apenas o movimento da cabeça do utilizador, o movimento do cursor pode ser controlado, permitindo usar um rato de computador comum [26]. O problema com esta técnica é que algumas pessoas com deficiência não podem mover a cabeça confortavelmente tornando o sistema pouco preciso.

Em suma, o desenvolvimento de um sistema HCI baseado num EOG pode ser feito utilizando diversos métodos de aquisição do movimento ocular. Neste projeto, a aquisição do movimento ocular é feito através do uso de elétrodos, colocados na face do utilizador, ligados a um circuito eletrónico que filtra e envia o sinal para um computador, onde este é traduzido para coordenadas.

Desenho do Sistema HCI

Para o desenvolvimento do sistema HCI baseado em Eletroculografia proposto neste projeto, foram desenhados e desenvolvidos seis módulos, que quando conectados entre si formam o circuito eletrônico. O movimento ocular é adquirido através de cinco elétrodos que enviam o sinal biológico para o circuito eletrônico. Neste, o sinal é tratado e enviado para um micro controlador. O micro controlador converte o sinal analógico para digital e envia-o para o computador, para posterior processamento.

3.1 Introdução

A aquisição dos sinais bioelétricos podem atingir frequências de amostragem bastante elevadas, da ordem dos kHz, utilizar múltiplos canais de aquisição e pode, se necessário, utilizar toda a largura de banda do sinal adquirido [39]. O avanço tecnológico sentido nas áreas da eletrônica e processamento e análise de sinais em tempo real, possibilita aos sistemas HCI aumentar as velocidades de aquisição de dados e de tratamento dos mesmos.

Além da rapidez de aquisição e tratamento dos dados, os sistemas HCI devem ter alta sensibilidade e imunidade ao ruído na aquisição do sinal. As aquisições de dados podem ser conseguidas através do uso de dispositivos sem fios, ou utilizando configurações de obtenção de dados com um elevado diferencial e altas impedâncias de entrada em modo comum. O ruído pode ser amenizado com o uso de filtros de frequência ativos ou passivos (passa-alto, passa-baixo, passa e rejeita-banda). Outras mais valias de equipamentos sem fios, para além de amenizar o ruído, permitem também mobilidade, segurança dos utilizadores e torna desnecessário o isolamento.

3.2 Descrição do Circuito Eletrônico

Para adquirir os sinais originados pelo movimento ocular, foram utilizados cinco elétrodos de superfície, agrupados em três canais. O Canal Horizontal é constituído por dois elétrodos denominados $H+$ e $H-$, o Canal Vertical é formado pelos elétrodos $V+$ e $V-$ e o Canal de Referência apenas possui um elétrodo, denominado REF , referência. A figura 3.1 mostram diagrama de blocos do circuito eletrônico desenvolvido neste projeto.

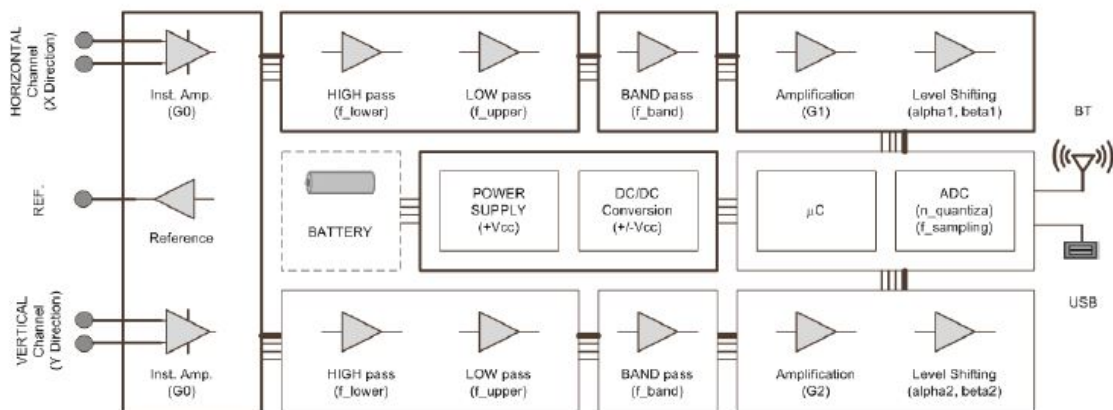


Fig. 3.1: Esquema do diagrama de blocos do circuito eletrônico. Representação dos canais de aquisição de dados, dos módulos desenvolvidos e comunicação com o computador [24].

Os 6 módulos constituintes do circuito eletrônico, apresentados na figura 3.1, são:

- **Módulo 1** - Fonte de alimentação (*Power Suplly*)
- **Módulo 2** - *Driven Right Leg* (DRL)
- **Módulo 3** - Amplificador de Instrumentação (INA)
- **Módulo 4** - Filtro *Passa-Banda*
- **Módulo 5** - Filtro *Rejeita-Banda*
- **Módulo 6** - *Level Shifter*

Os seis módulos desenvolvidos, quando conectados, permitem a aquisição e filtragem do ruído do sinal de apenas um canal. Para a aquisição e tratamento dos sinais dos canais Horizontal e Vertical é necessário utilizar os módulos 3, 4, 5 e 6 em duplicado.

O amplificador de instrumentação (INA128p) utilizado no Módulo 3 necessita ser alimentado com tensões de +5 V e -5 V; o mesmo acontece com os amplificadores operacionais (OPA2277) utilizados nos módulos 2, 4, 5 e 6. A fonte de alimentação utilizada neste projeto foi o computador, que debita +5 V para o Arduino Duemilanove. Como este só deposita a tensão de 5 V, surgiu a necessidade de criar um módulo que convertesse a tensão de +5 V para -5 V. O Módulo 1 - Fonte de alimentação permite ultrapassar este obstáculo, convertendo a tensão de 5 V, proveniente do Arduino, para -5 V.

O Módulo 2 - *DRL* permite aumentar o modo de rejeição comum, *CMRR*, diminuindo o ruído comum às aquisições dos sinais dos elétrodos *H+* e *H-*, *V+* e *V-*, enviando-o para o eletrodo de referência REF.

O Módulo 3 - *INA* recebe os sinais dos canais Horizontal e Vertical, amplifica a diferença dos sinais dos elétrodos constituintes dos canais e envia o sinal resultante para o Módulo 4. Permite também definir o ruído comum e envia-o para o Módulo 2.

Os Módulos 4 e 5 são filtros ativos. O Módulo 4 - *Passa-Banda* permite delimitar a banda total de frequência do sinal adquirido para o intervalo DC a 43 Hz, e envia o sinal para o Módulo 5 - *Rejeita-Banda* que retira a frequência de 50 Hz da rede elétrica.

O sinal resultante do circuito eletrônico é enviado para o Arduino, que apenas lê sinais positivos. Visto que o sinal de saída do Módulo 5 contém valores negativos é necessário amplificar todo o sinal para que este possua apenas valores positivos. Desta necessidade surgiu o Módulo 6 - *Level Shifter*, que amplifica o sinal para valores positivos e envia-o para o Arduino. Este digitaliza o sinal e envia-o para o computador.

3.2.1 Elétrodos

Os elétrodos utilizados neste projeto foram elétrodos de superfície auto-adesivos de Ag/AgCl. Este tipo de elétrodos possuem uma superfície adesiva e uma camada de gel condutor para otimizar a condução elétrica.

Os elétrodos utilizados nos testes do sistema HCI desenvolvido, representados na figura 3.2, são suficientes para os testes realizados. No entanto, para o uso diário deste sistema HCI, estes elétrodos não são os mais indicados [34]. As desvantagens que os tornam inapropriados para o uso diário são a sua míngua utilização, só podem ser utilizados 3 ou 4 vezes. Não são fáceis de colocar ou retirar, o gel é desconfortável



Fig. 3.2: Eléttodos de superfície utilizados para a aquisição dos sinais originados pelo movimento ocular.

e os cabos de ligação ao circuito eletrónico podem tornar-se incômodos.

Existem algumas alternativas mais cômodas ao uso de eléctrodos Ag/AgCl colocados diretamente na face do utilizador. Uma delas é apresentada em [39], que apresenta uma touca com eléctrodos bordados na mesma, reutilizáveis e fáceis de utilizar. Em [40] utilizou-se uma armação de óculos com eléctrodos integrados para a aquisição do sinal de EOG. Esta abordagem foi também utilizada noutro trabalho [41] onde o biosinal é enviado por *Bluetooth* para um computador, para posterior análise.

3.2.2 Módulo 1 - Fonte de alimentação

O Módulo 1 é utilizado como a fonte de alimentação dos restantes módulos. Recebe a tensão de +5 V do Arduino e converte-a para -5 V. Para este fim, foi utilizado um *Switched-Capacitor Voltage Converter* (daqui em diante mencionado como ICL). Neste projeto, o ICL escolhido é o ICL7660 devido as seguintes características: o intervalo da tensão de alimentação varia entre 1.5 V e 10 V e a eficiência típica de conversão é de 98 %. Permite também dividir ou multiplicar a tensão de entrada, no entanto essas características não são necessárias neste projeto. A característica utilizada, neste caso, é a inversão da tensão de entrada de +5V para -5V, necessária para alimentar os amplificadores operacionais e de instrumentação utilizados nos outros módulos.

Na figura 3.3 está representado o esquema eletrónico do Módulo 1. O valor dos condensadores C1, C2 e C3 foram escolhidos através das definições dadas pela *datasheet* do mesmo. Os *leds* D1 e D2 servem para monitorização das tensões de entrada e saída. O conector J3 recebe a alimentação do Arduino. Os conectores J1,

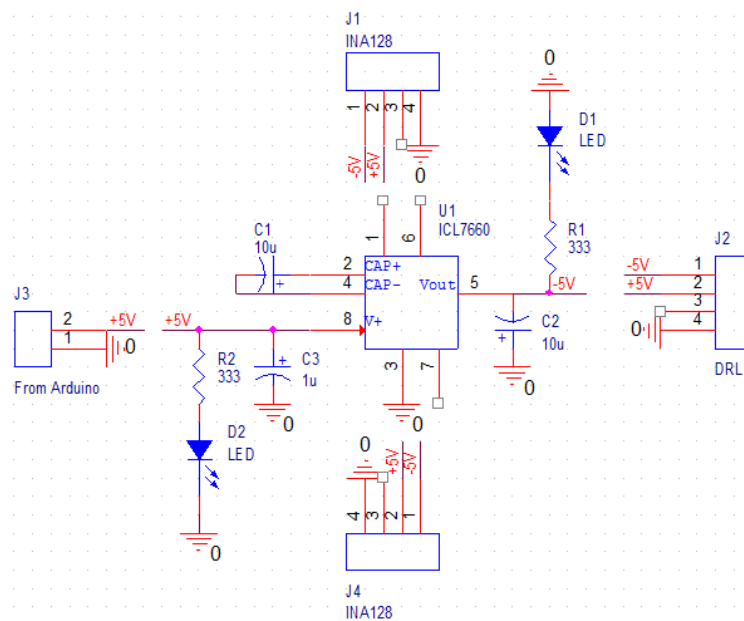


Fig. 3.3: Esquemático eletrônico do **Módulo 1**. Representação do ICL7660 com a disposição dos componentes necessários para o funcionamento deste módulo.

J2 e J4 alimentam o Módulo 3 - Amplificador de Instrumentação e o Módulo 2 - *Driven Right Leg* com as tensões de +5 V, -5 V e terra (GND).

3.2.3 Módulo 2 - *Driven Right Leg* (DRL)

Este módulo é utilizado para aumentar a redução de interferência de modo comum (CMRR). O CMRR de um amplificador de instrumentação (INA) mede o que é comum aos sinais provenientes dos elétrodos e elimina essa componente do sinal. Para tal é necessário um canal de referência. Este canal não lê sinais elétricos provocados pelo movimento do olho, pelo contrário, injeta um sinal elétrico numa superfície próxima do olho, de modo a eliminar o ruído comum aos canais de entrada [26]. O sistema HCI desenvolvido lê sinais bio-elétricos, conseqüentemente os sinais adquiridos têm valores de tensão muito baixos, facilmente corrompidos com ruído, o que pode originar perda de informação relevante do sinal. O CMRR do INA128p é de 120 dB/min, e de forma a aumentar este valor é utilizado o DRL que permite diminuir a interferência de modo comum, transferindo um sinal, do mesmo valor do ruído comum, dos sinais de entrada, através do elétrodo de referência para o corpo humano [42].

O Módulo 2 recebe os sinais do ruído comum, provenientes do Módulo 3 - Amplificador de Instrumentação, através dos conectores J1 e J3. De seguida estes sinais

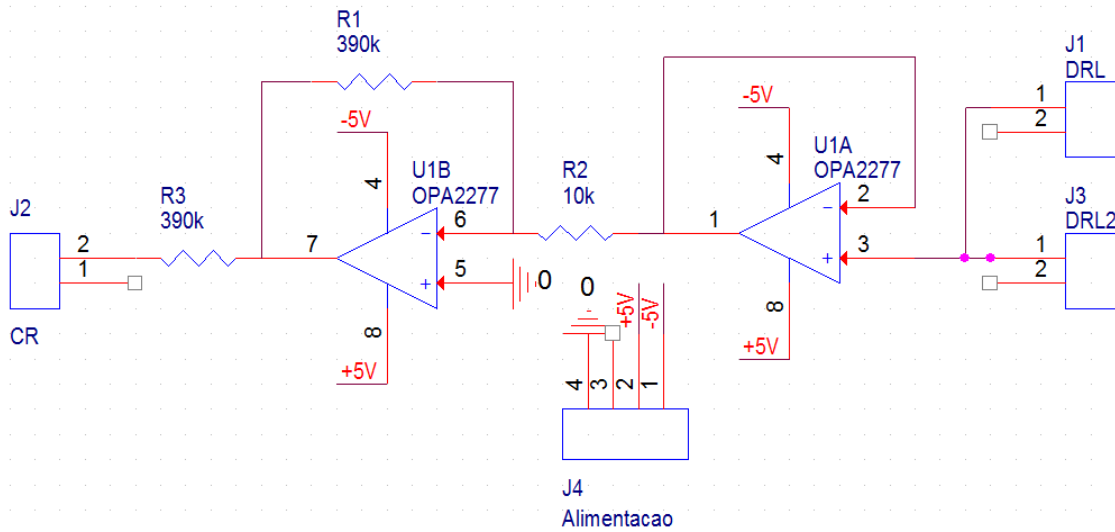


Fig. 3.4: Esquemático eletrônico do **Módulo 2 - Driven Right Leg**. Representação do amplificador operacional utilizado neste módulo e quais os componentes utilizados para o seu funcionamento.

são enviados para o amplificador operacional OPA2277. As principais características para a escolha do OPA2277 são a sua gama de valores de leitura que varia de ± 2 V a ± 18 V, baixos valores de *drift*, *offset*, corrente de polarização e de repouso. As resistências R1 e R3 definem o ganho, G , aplicado ao sinal de saída do OPA2277, através da equação:

$$G = \frac{R1}{R3}, \quad (3.1)$$

que neste caso é unitário, visto não ser necessário aumentar ou diminuir a amplitude do sinal, pois o objetivo deste módulo é eliminar o ruído comum.

A realimentação negativa permite a otimização de algumas características dos amplificadores operacionais [43]. De entre elas as mais importantes são o controlo do ganho de tensão em malha fechada, alta impedância no sinal de entrada, reduzida impedância no sinal de saída e diminuição da possibilidade de existir corrupção do sinal com ruídos nas entradas e saídas dos amplificadores operacionais. Por todos estes motivos, neste módulo, o sinal de entrada sofre dupla inversão antes de ser enviado para o eletrodo *REF*.

3.2.4 Módulo 3 - Amplificador de Instrumentação (INA)

O Módulo 3 recebe os sinais provenientes dos eletrodos dos canais Horizontal ou Vertical, amplifica a diferença dos sinais $H+$ e $H-$ ou $V+$ e $V-$, e envia o sinal de saída para o Módulo 4 - Filtro Passa-banda [44].

Os requisitos necessários, de um amplificador de instrumentação, para o EOG são ganho em tensão elevado com boa resposta em baixas frequências e DC, alto $CMRR$, e alta impedância de entrada [44, 45]. Tendo em conta estes requisitos, o amplificador de instrumentação utilizado foi o INA128p, devido ao alto $CMRR$, 120 dB/min, baixa tensão de offset, $50 \mu\text{V}$, e larga amplitude de leitura: $\pm 2.25 \text{ V}$ a $\pm 18 \text{ V}$.

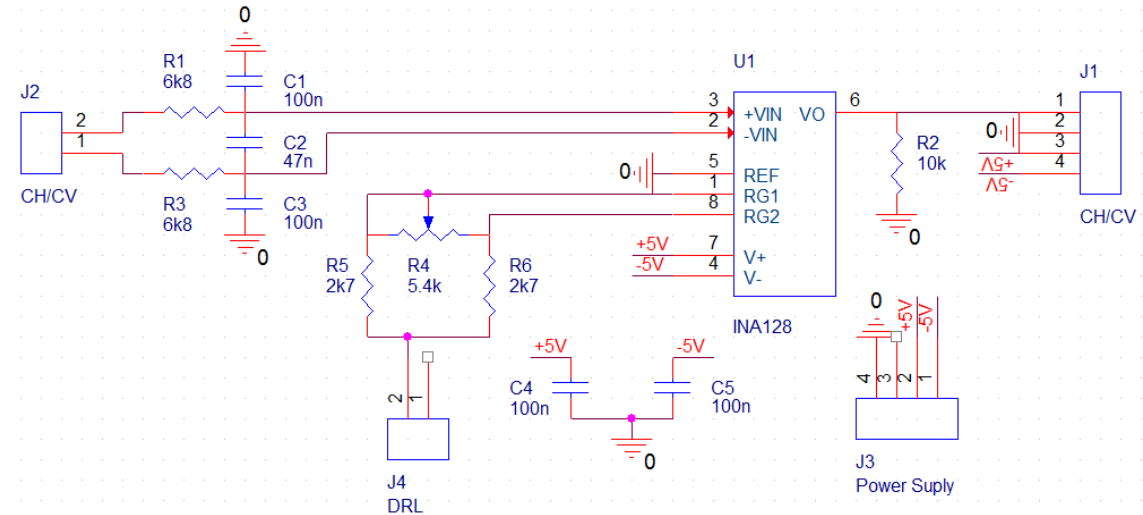


Fig. 3.5: Esquemático eletrônico do **Módulo 3** - Amplificador de Instrumentação (INA). Representação do amplificador de instrumentação utilizado neste módulo e quais os componentes utilizados para o seu funcionamento.

Os sinais $H+$ ou $H-$, $V+$ ou $V-$ obtido através dos eléctrodos são enviados para este módulo através do conector J2, como demonstrado na figura 3.5. Os componentes R1, R3, C1, C2 e C3 são um exemplo de um filtro passivo passa-baixo. A f_c deste filtro é calculada através da seguinte equação:

$$f_c = \frac{1}{(2\pi(R1 + R3)(C1 + C2 + C3))}, \quad (3.2)$$

em que os componentes foram escolhidos para que a f_c tivesse um valor de 47.4 Hz.

O ganho, G , que o INA128p aplica no sinal de saída é calculado por:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G}, \quad (3.3)$$

onde o valor de R_G obtém-se a partir de:

$$R_G = \frac{R5 \times R6}{R5 + R6} + R4. \quad (3.4)$$

Os condensadores C4 e C5 servem para manter os valores de tensão constante, independente das flutuações de tensão provenientes do Módulo 1 - Fonte de alimentação. O valor destes condensadores e da resistência R2 foram retirados da *datasheet* do INA128p.

A Interferência de Rádio-Frequência (RFI) é uma fonte de ruído cada vez mais presente nos aparelhos eletrônicos [46]. É sentida em aplicações que adquirem sinais de fraca intensidade e usam longas linhas de transmissão de sinal. O RFI é uma fonte de ruído comum com frequências superiores a 10 kHz e o filtro passa-baixo utilizado neste módulo serve para eliminar a RFI proveniente dos elétrodos. Além da RFI, este filtro permite proteger o circuito eletrônico de Descargas Eletrostáticas (ESD). A ESD resulta da ação de uma fonte externa ao circuito, que debita grandes quantidades de tensões transitórias, num pequeno período de tempo [47]. Estas tensões podem danificar os circuitos integrados (INA128p) do Módulo 3, do circuito eletrônico desenvolvido. O conector J3, que recebe os sinais originados pelo Módulo 1 - Fonte de alimentação, alimenta o INA128p, o conector J1 recebe o sinal de saída do INA128p e envia-o, juntamente com as tensões +5 V e -5 V e GND para o Módulo 4 - Filtro Passa-banda. O conector J4 envia o sinal do *CMRR* para o Módulo 2 - *Driven Right Leg*.

3.2.5 Módulo 4 - Filtro Passa-banda

Os circuitos eletrônicos denominados por filtros, processam sinais dependentes da frequência [43, 45, 48, 49]. Um filtro elétrico atenua determinadas gamas de frequência do espectro do sinal de entrada e permite a passagem das demais. A frequência a partir da qual o filtro atenua as restantes frequências denomina-se frequência de corte, f_c .

Os filtros podem ser classificados em função do seu comportamento:

- **Filtro passa-baixo:** Permite a passagem das frequências abaixo da f_c ;
- **Filtro passa-alto:** Permite a passagem das frequências acima da f_c ;
- **Filtro passa-banda:** É constituído por um filtro passa-alto seguido de um filtro passa-baixo, permitindo assim a passagem das frequências acima da f_c do passa-alto e abaixo da f_c do passa-baixo, criando uma banda de frequência;

Além do seu comportamento, os filtros podem ainda ser classificados no que diz respeito à sua função-resposta ou aproximação utilizada na sua elaboração [43, 48, 50]. As aproximações mais comuns são:

- Butterworth
- Chebyshev
- Bessel
- Cauer

Cada aproximação tem a sua função matemática específica, a partir da qual se obtém uma curva de resposta aproximada para cada tipo de filtro. Na figura 3.6, demonstram-se as curvas de resposta das diferentes aproximações na banda de passagem, frequência de corte e na banda de atenuação.

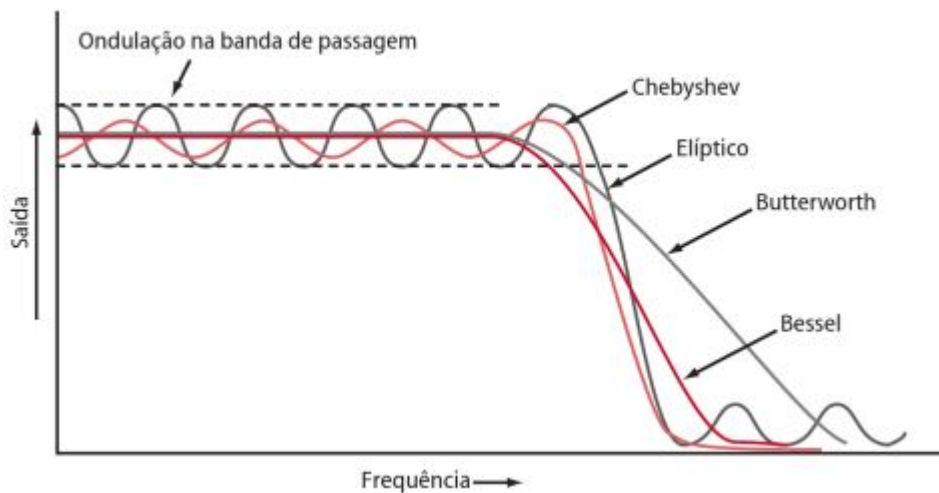


Fig. 3.6: Curvas de resposta das aproximações. Representação gráfica das curvas de respostas das diferentes aproximações e suas diferenças [50].

As curvas de resposta dependem ainda da ordem do filtro. De forma simples, a ordem do filtro pode ser definida pelo número de amplificadores operacionais utilizados para obter o sinal de saída. Quanto maior for a ordem do filtro, mais a sua resposta se aproxima da resposta ideal, no entanto mais complexo se torna a implementação dos filtros.

Comparando as aproximações, apresentadas na figura 3.6, as principais diferenças entre si estão nas curvas de resposta. Em ordens baixas, a aproximação com melhor curva de resposta, é a aproximação Bessel, também conhecida como Bessel-Thomson. Contudo esta aproximação apresenta um atraso de tempo constante na banda de passagem. A aproximação Butterworth, na banda de passagem tem uma atenuação mais uniforme, no entanto em frequências próximas à frequência de corte,

a atenuação não é tão eficaz quanto o pretendido. A aproximação Butterworth, embora tenha uma transição mais aguda, apresenta ondulações na banda de passagem. A aproximação Cauer ou elíptica, apresenta uma alta oscilação tanto na banda de passagem como na banda de atenuação.

Neste módulo foi utilizado um filtro passa-banda do tipo Bessel de 2ª ordem, com dupla realimentação negativa, apresentado na figura 3.7.

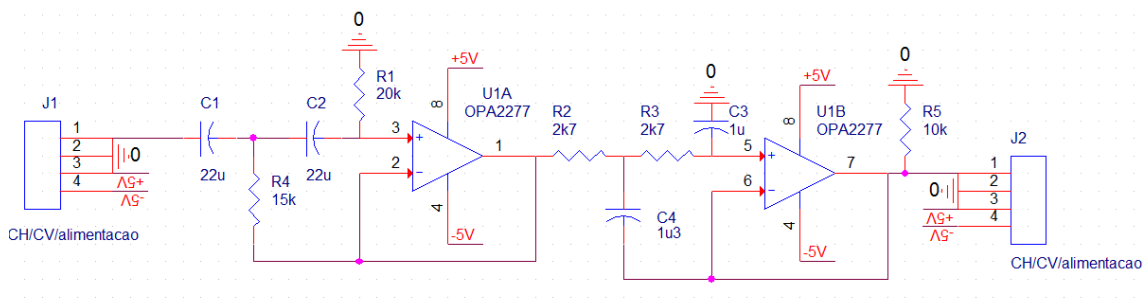


Fig. 3.7: Esquemático eletrônico do **Módulo 4** - Filtro Passa-banda e disposição dos seus componentes.

O conector J1 alimenta o módulo e injeta o sinal de entrada no filtro, o conector J2 permite enviar o sinal de saída, já filtrado para o Módulo 5 - Filtro Rejeita-Banda. O ganho em tensão deste módulo é nulo, e pelas razões apresentadas na secção 3.2.3, o sinal sofre dupla realimentação negativa. O filtro deste módulo foi projetado para permitir a passagem de frequências compreendidas na gama DC a 43 Hz.

Este filtro é constituído por um filtro passa-alto seguido de um filtro passa-baixo e neste caso o ganho em tensão é unitário. A frequência de corte inferior, f_{lower} , do filtro passa-alto calcula-se por:

$$f_{lower} = K_c \times f_{p_{lower}}, \quad (3.5)$$

onde $f_{p_{lower}}$, frequência de polo, é dada por:

$$f_{p_{lower}} = \frac{1}{2\pi C \sqrt{R1R4}}. \quad (3.6)$$

A frequência de corte superior, f_{upper} , do filtro passa-baixo calcula-se por:

$$f_{upper} = K_c \times f_{p_{upper}}, \quad (3.7)$$

onde f_{pupper} , calcula-se através de:

$$f_{pupper} = \frac{1}{2\pi R\sqrt{C3 \times C4}}. \quad (3.8)$$

Tanto no calculo da frequência f_{plower} como da frequência f_{pupper} , a constante K_c é necessária e varia de acordo com as diferentes aproximações e da ordem do filtro utilizada [48].

3.2.6 Módulo 5 - Filtro Rejeita-banda

O objetivo do Módulo 5 - Filtro Rejeita-banda, é retirar do sinal a componente de frequência da rede elétrica. Tal como para os filtros passa-banda, existem diferentes tipos de filtros desenvolvidos para rejeitar uma pequena banda de frequência em redor da frequência de corte. A escolha do tipo de filtro utilizado neste módulo utiliza alguns dos critérios já explicados na secção, 3.2.5. Um filtro rejeita-banda é constituído por um filtro passa-baixo seguido de um filtro passa-alto, permitindo assim a passagem das frequências abaixo da f_c do passa-baixo e acima da f_c do passa-alto, criando um intervalo na banda de frequência. O filtro rejeita-banda desenhado para este projeto é do tipo *Active Twin T - Notch Filter* de 2ª ordem. Este tipo de filtro é utilizado quando se pretende atenuar intensamente uma estreita banda de frequência em torno da frequência de corte desejada, neste caso a frequência de 50 Hz adicionada pela rede elétrica [48, 50]. Visto que este tipo de filtro utiliza um circuito em ponte, a atenuação aplicada pode atingir 40 dB. O filtro desenhado para este módulo está representado na figura 3.8.

A frequência de corte, f_{band} , também conhecida como frequência *notch*, calcula-se através da equação:

$$f_{band} = \frac{1}{2\pi R \times C}, \quad (3.9)$$

onde $R = R1 = R2$, $C = C1 = C2$, $R3 = \frac{R}{2}$ e $C3 = 2C$. O componente R4 é utilizado para ajustar a banda de frequência em torno da frequência de corte do filtro.

O sinal do Módulo 4 - Filtro Passa-banda, é introduzido neste módulo pelo conector J1, que também permite alimentar o OPA2277 utilizado. O sinal de entrada é então filtrado, e enviado para o conector J2. Este conector permite enviar o sinal de saída do filtro rejeita-banda para o módulo seguinte, o Módulo 6 - *Level Shifter*.

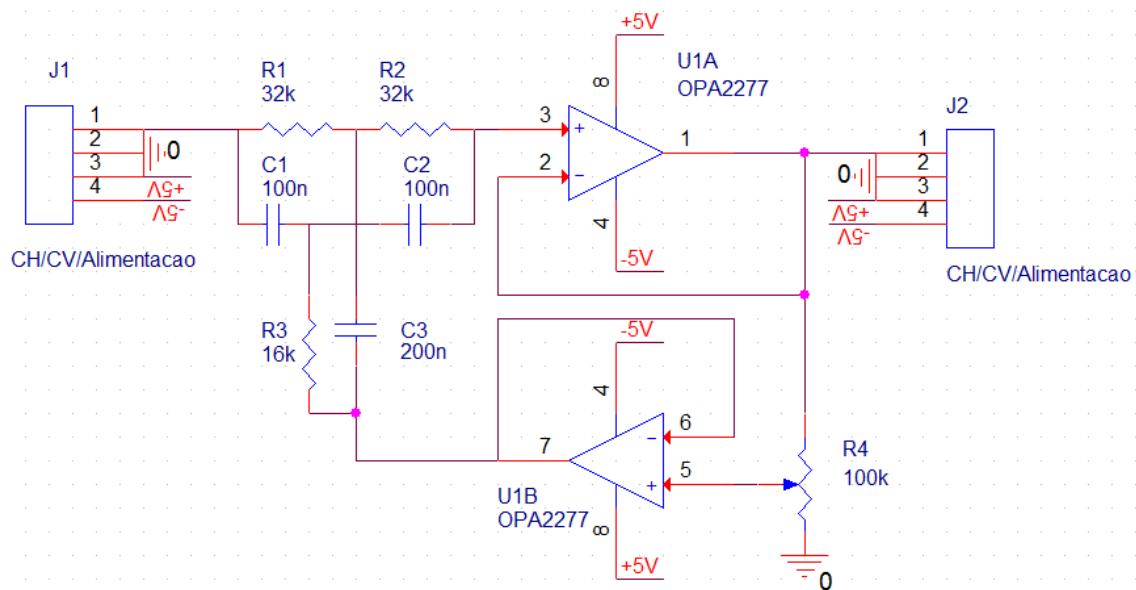


Fig. 3.8: Representação do esquemático eletrônico do **Módulo 5** - Rejeita Passa-banda e disposição dos componentes utilizados.

3.2.7 Módulo 6 - *Level Shifter*

O sinal de saída do Módulo 6 - *Level Shifter* é enviado para o Arduino, para posteriormente ser enviado para o computador. Contudo, o Arduino não aceita valores de entrada negativos e é necessário mapear o sinal de -5 V a 5 V para a gama de valores de 0 V a 5 V. De modo a cumprir este requisito, o módulo desenvolvido aplica um ganho de 0.5 ao sinal de entrada e de seguida soma 2,5 V. Na figura 3.9 é apresentado o esquema eletrónico deste módulo.

O conector J1 introduz o sinal de entrada no OPA2277 e as tensões de -5 V e +5 V para o alimentar. O sinal sofre dupla inversão de sentido, novamente pelos motivos apresentados na secção 3.2.3. O potenciómetro R4 serve para ajustar o ganho de 0.5 ao sinal de modo a que a amplitude deste passe para -2,5 V a 2,5 V, e o potenciómetro R5, que faz parte de um divisor de tensão, soma 2,5 V ao sinal, de modo a que a amplitude deste varie entre 0 V a 5 V. De seguida, o sinal de saída, é enviado para o Arduino pelo conector J2. O Arduino digitaliza o sinal e envia-o para o computador, onde será analisado e convertido para coordenadas.

Todos os módulos desenhados têm uma função específica e essencial ao funcionamento do sistema HCI proposto neste projeto. De todos eles o módulo mais exigente de desenvolver foi o Módulo 3 - *INA* devido ao elevado número de componentes quando comparado aos restantes módulos, assim como pelas especificações

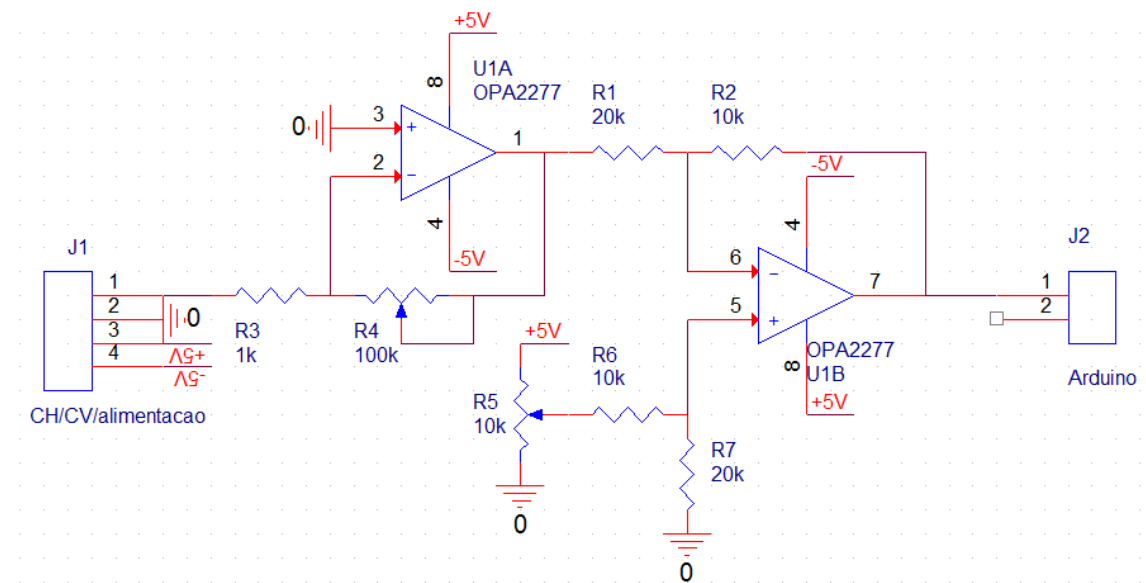


Fig. 3.9: Esquemático eletrônico do **Módulo 6** - *Level Shifter* e disposição dos componentes.

dadas pela *datasheet* no ajuste da resistência R_G . Em contrapartida, o mais fácil de desenhar foi o Módulo 2.

Depois de desenhados os esquemas eletrônicos dos diferentes módulos, o passo seguinte foi obter as placas de circuito impresso. Para tal foi preciso adquirir todos os componentes necessários, desenhar as placas de circuito impresso, imprimi-las e, por fim, soldar os componentes eletrônicos. Todos os passos necessários na elaboração das placas serão explicados no próximo capítulo.

Implementação e Teste dos Módulos

Neste capítulo são apresentados os passos a realizar no desenvolvimento das placas de circuito impresso, desde o desenho das mesmas, até à sua conceção. Depois da implementação das placas realizaram-se testes de funcionamento a cada uma delas. Os resultados obtidos também serão apresentados neste capítulo.

4.1 Placas de Circuito Impresso

Compreender os passos necessários para desenvolver um circuito eletrónico, desde o desenho do esquema eletrónico até a implementação da placa de circuito impresso, foi fundamental para o desenvolvimento do sistema HCI proposto nesta tese. Nesta secção é explicado um pequeno tutorial de funcionamento dos programas utilizados na construção de um módulo para este projeto.

4.1.1 Desenho das Placas

Existem diversos programas para o desenho de esquemas eletrónicos e placas de circuito impresso. De todos eles, o programa escolhido neste projeto, para o desenho dos esquemas eletrónicos foi o *Orcad Capture CIS*¹ (denominado Orcad daqui em diante), e as placas de circuito impresso foram desenhadas com o *Orcad PCB Editor Lite* (denominado PCB daqui em diante).

A escolha de ambos foi feita através da comparação entre as características de diversos *softwares* para o mesmo fim. A característica principal foi a facilidade de transição da informação contida no esquema eletrónico para a placa de circuito

¹ <http://www.orcad.com/>

impresso e vice-versa, oferecido pelo Orcad e o PCB. Esta facilidade de transição é possível, visto que tanto o Orcad como o PCB fazem parte da mesma distribuição do Cadence Orcad 16.6 Lite. É possível acrescentar ou retirar componentes do esquema eletrónico, sem ser necessário passar por todo o processo de criação de uma placa de circuito impresso, basta apenas fazer o *update* da placa já desenhada. O mesmo acontece com alterações de *footprints* de componentes, alterações de ligações elétricas, entre outros. Estes programas correm em todas as plataformas e podem-se usar diferentes línguas para os menus. A versão Lite utilizada é de distribuição gratuita, e por isso apresenta algumas limitações. Entre elas destacaram-se o número máximo de componentes eletrónicos que se pode utilizar em cada projeto no Orcad. No PCB as dificuldades estão nos atalhos das teclas não estarem definidos, sendo necessário defini-los de cada vez que se utiliza o *software*.

Outro exemplo de um programa para desenvolvimento de placas de circuito impresso, desde o desenho do esquema elétrico até à conceção das mesmas é o *KiCad EDA Software Suite*. Permite desenvolver circuitos eletrónicos com até 32 camadas de cobre, o que corresponde a um circuito eletrónico com 16 camadas². Pode ser utilizado em diferentes sistemas operativos, e está em constante desenvolvimento por parte de uma equipa de desenvolvimento e do *feedback* dos utilizadores.

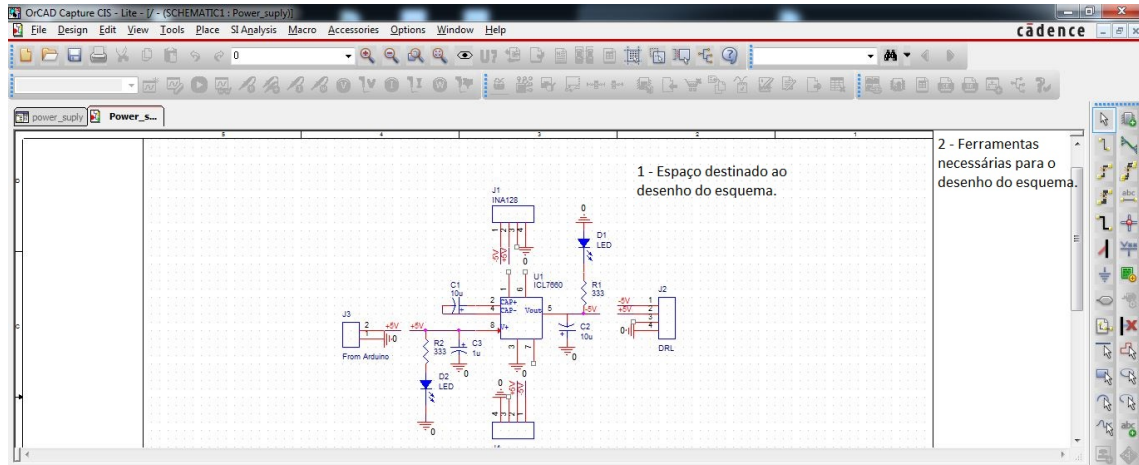
4.1.2 Esquema Eletrónico

Para o desenvolvimento do sistema HCI deste projeto, foram desenvolvidos 6 módulos. Para cada módulo foram criadas 5 pastas:

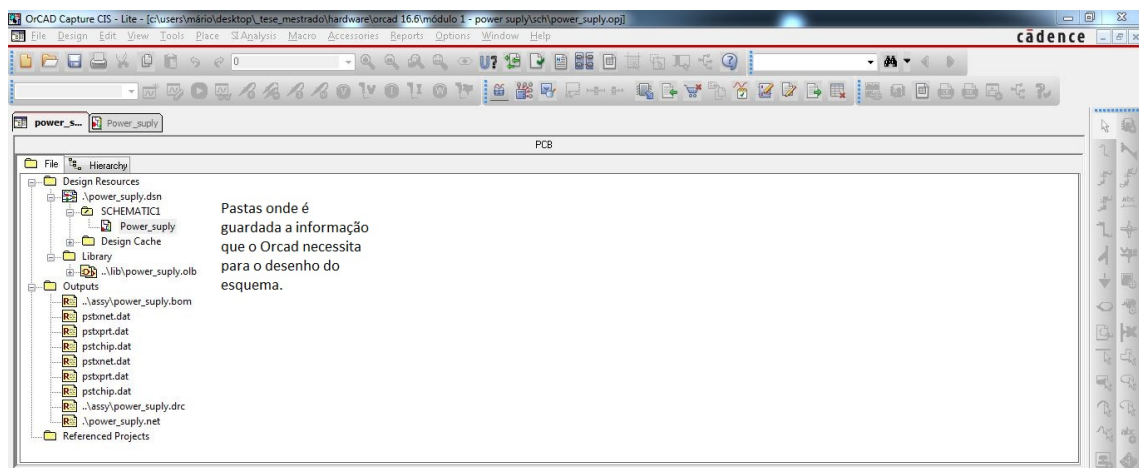
1. **assy**: Nesta pasta guardou-se toda a documentação necessária para o módulo e para guardar os *outputs* do Orcad, tais como a lista de materiais (*bom*), a *netlist*, bem como outros ficheiros necessários a criação da placa de circuito impresso (denominada placa daqui em diante);
2. **board**: Esta pasta é utilizada para colocar o *template* da placa, a placa desenhada e os ficheiros que o PCB cria para a mesma;
3. **comps**: Guarda as *datasheets* dos componentes utilizados na placa;
4. **lib**: Para guardar as bibliotecas necessárias;
5. **sch**: Guarda o projeto do Orcad.

² <http://www.kicad-pcb.org/display/KICAD/KiCad+EDA+Software+Suite>

Na figura 4.1 apresenta-se o ambiente gráfico e a árvore de pastas criadas para um módulo.



(a)



(b)

Fig. 4.1: a) Ambiente gráfico para desenho do esquema no Orcad; b) Apresentação da árvore de pastas para o projeto de um módulo.

No Orcad, criou-se um projeto que é guardado na pasta *sch*. Depois de criado o projeto, foi necessário uma livreria, para guardar dados sobre o esquema eletrónico (denominado esquema daqui em diante), que é guardada na pasta *lib*. De seguida acrescentam-se e dispõem-se os componentes pretendidos para o desenho do esquema. Terminado o seu desenho, é necessário colocar a *footprint* de cada componente utilizado. A *footprint* de um componente é um conjunto de informações que indica ao PCB o espaço que esse componente ocupa na placa, a pinagem do mesmo, entre outras características. O próximo passo é procurar possíveis erros no esquema.

Para tal, utiliza-se a ferramenta *design check rules* do menu *Tools*. No caso de não existirem erros cria-se a *bom* e a *netlist*. Estas opções também fazem parte do menu *Tools*. Todos estes dados são guardados nas pasta *assy*. As imagens referentes aos esquemas desenhados para cada módulo, foram apresentadas nas diferentes secções do capítulo anterior. No PCB desenhou-se um *template* que foi utilizado para todos os módulos, e guardado na pasta *board*. O *template* serve para definir a largura das pistas de cobre, o espaçamento mínimo entre elas, as dimensões das placas e ainda outras características. Neste projeto o *template* criado tem as dimensões de 5 cm de largura e 4 cm de comprimento. No apêndice A são apresentados os passos necessários à criação dos projetos, desenho dos esquemas e a elaboração dos dados necessários para o desenho das placas.

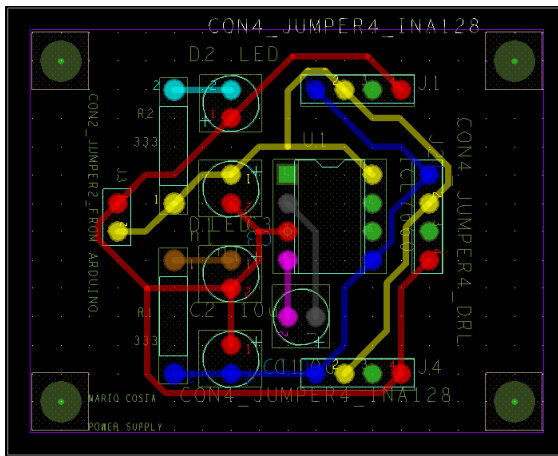
4.1.3 Routing das Pistas

Para desenhar a placa, carrega-se a *netlist* e o *template*. Através da ferramenta *place manual* distribui-se os componentes pela placa um a um. Além desta opção, o PCB oferece também a hipótese de colocar todos os componentes na placa de uma só vez. No entanto, o PCB coloca os componentes todos seguidos e separados por categorias, tornando o processo de disposição dos mesmos pelo *template* mais confuso. Depois de dispor todos os componentes pela placa, faz-se o *routing* das pistas. Se necessário, acrescenta-se os furos dos parafusos.

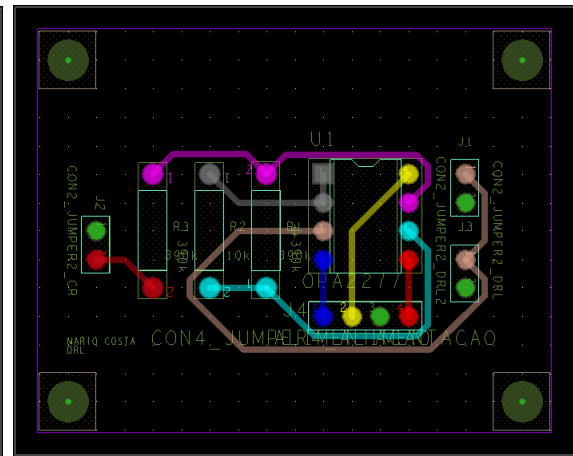
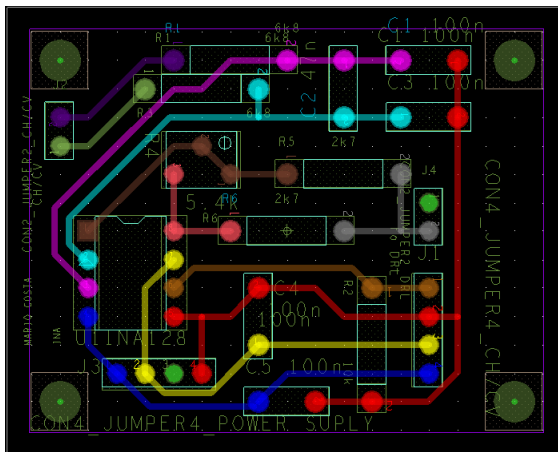
Na figura 4.2 estão representados o *routing* dos seis módulos desenvolvidos. Pode-se verificar que a disposição dos componentes pela placa é diferente da disposição dos componentes no esquema, contudo o aspeto final da placa será igual ao demonstrado nesta imagem, como se pode confirmar na figura 4.3, onde são apresentadas as placas já impressas dos seis módulos.

4.1.4 Impressão das Placas

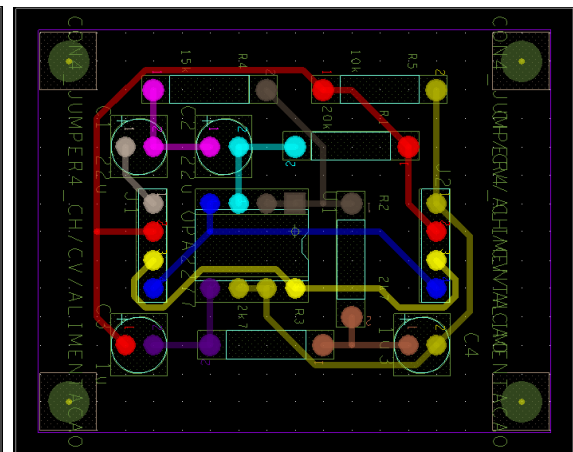
Os ficheiros *Gerber* de uma placa são necessários para a fabricação da mesma. Estes têm a informação das dimensões da placa, dos componentes que a placa vai utilizar, quais as suas dimensões, o local que os componentes vão ocupar, quais os sítios onde é necessário furar a placa, onde vão estar os fios de cobre para a ligação dos componentes entre si e o texto que se pretende imprimir nas placas. São precisos vários ficheiros *Gerber* para toda a informação necessária na construção de uma placa. Cada módulo desenhado utiliza apenas uma das camadas da placa, neste caso a camada de baixo, denominada por *bottom*. O ficheiro *BOTTOM.art* contém



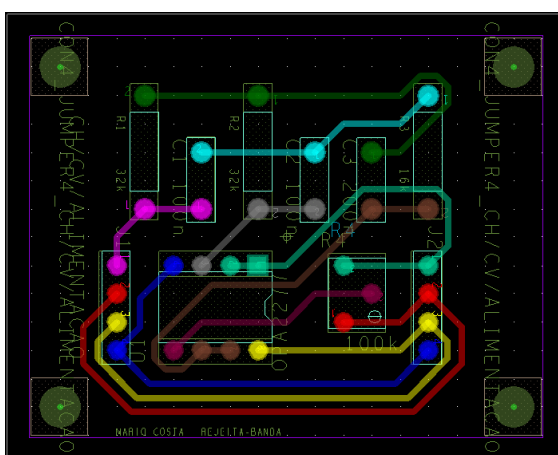
(a) Módulo 1 - Fonte de alimentação

(b) Módulo 2 - *Driven Right Leg*

(c) Módulo 3 - Amplificador de Instrumentação



(d) Módulo 4 - Filtro Passa-banda



(e) Módulo 5 - Filtro Rejeita-banda

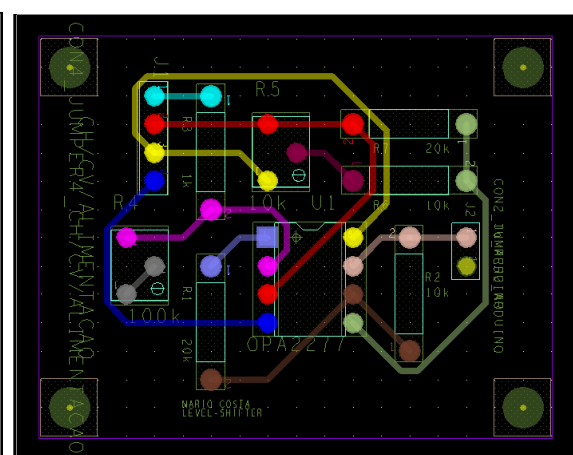
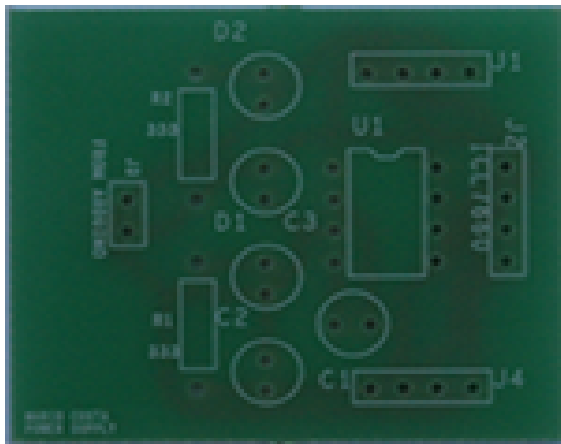
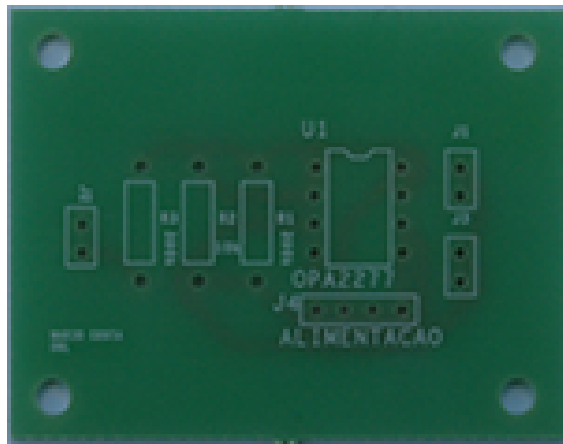
(f) Módulo 6 - *Level-Shifter*

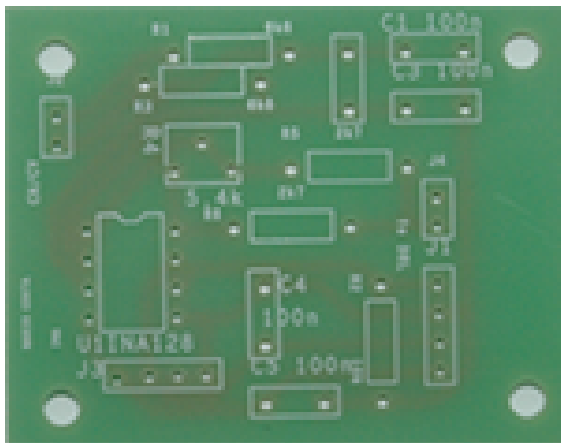
Fig. 4.2: Representação do *routing* dos seis módulos do sistema HCI desenvolvido.



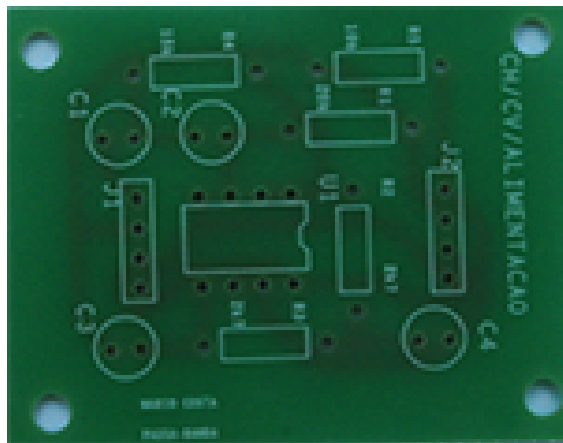
(a) Módulo 1



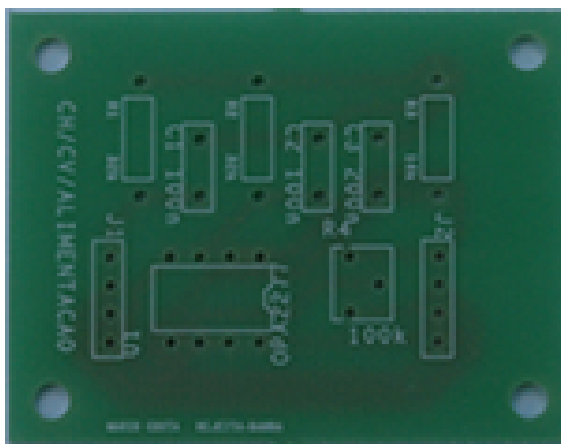
(b) Módulo 2



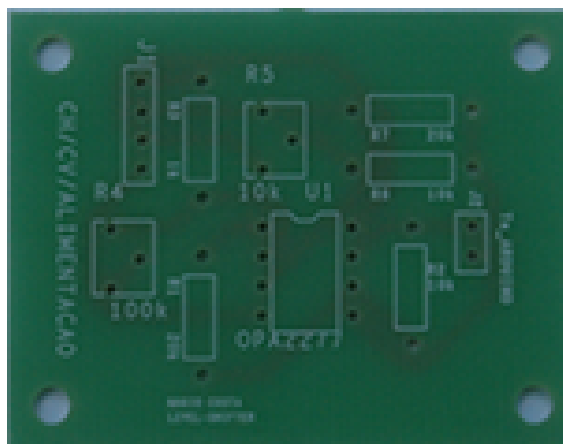
(c) Módulo 3



(d) Módulo 4



(e) Módulo 5



(f) Módulo 6

Fig. 4.3: Representação do *routing* dos seis módulos do sistema HCI desenvolvido.

a informação da camada a utilizar e da disposição dos fios de cobre que fazem as ligações entre os componentes. O ficheiro *Silkscreen_top.art* guarda a informação do texto e formas a imprimir no topo da placa. O ficheiro *Soldermask_Bottom.art* indica onde são feitos os furos que vão ser usados para soldar os componentes da placa. Todos estes ficheiros são guardados na pasta *board*.

Depois de criados os ficheiros *Gerber* para cada módulo, foi necessário encomendar a impressão das placas. A empresa escolhida para as imprimir foi a **Circuitotal, Lda**³. Foi escolhida por oferecer a melhor relação qualidade/preço, aquando da recepção das placas. Além disso é uma empresa nacional, relativamente recente. Foi fundada em 2002 e produz placas de face simples ou dupla, com furos metalizados, película anti-solda e com acabamento superficial de *Immersion Silver*. As placas são testadas eletricamente, através de testes de continuidade e isolamento. Exemplos da criação das placas e dos ficheiros *Gerber* são apresentados no apêndice [A](#).

4.2 Componentes Eléctricos

Após a impressão das placas dos seis módulos foi necessário soldar os componentes de cada um deles. Nesta secção são apresentados os componentes e os materiais utilizados na solda dos materiais às placas.

4.2.1 Lista de Material

Para soldar os componentes às placas foi necessário utilizar a seguinte lista de materiais:

- **Pinça;**
- **Chupa-solda;**
- **Solda de Zinco;**
- **Pasta de soldar;**
- **Alicates;**
- **Multímetro:** Modelo Vitecom 75-my64 ;
- **Ferro de soldar com base de apoio;**

³ <http://www.circuitotal.com/website/index.php/pt/empresa>

- **Osciloscópio:** Modelo Tektronix TDS 1002B, com dois canais e 60 MHz de largura de banda ;
- **Componentes eletrônicos.**

Na figura 4.4 são apresentados os materiais utilizados na solda dos componentes eletrônicos pela ordem da lista acima, à exceção dos componentes eletrônicos.



Fig. 4.4: Material utilizado na solda dos componentes eletrônicos às placas em a) e o osciloscópio utilizado nos testes de funcionalidade.

De todos os módulos, o que apresentou mais dificuldades em conceber, em todas as fases acima descritas, foi o Módulo 3 - Amplificador de instrumentação, devido ao maior número de componentes relativamente aos outros módulos. Em contrapartida, o módulo mais simples de desenvolver foi o Módulo 2 - *Driven Right Leg*. O desenho da placa do Módulo 3 foi um desafio devido ao espaço reduzido do *template* criado. Foi o módulo que mais tempo demorou a ser concretizado, tanto na fase de desenho como de implementação.

4.2.2 Lista dos Componentes

Antes de soldar os componentes elétricos nas placas, mediram-se as resistências e os condensadores num multímetro, a fim de saber qual o valor real de cada componente, para posteriormente ser possível comparar os valores, das frequências de corte e dos ganhos em tensão, teóricos com os práticos. Nas tabelas seguintes apresentam-se os valores ideais, nominais e reais dos componentes. Os valores ideais correspondem aos valores calculados para o desenho do esquema, no entanto, nem sempre foi possível encontrar componentes com os mesmos valores dos ideais. Os valores nominais dos componentes são os valores mais próximos, oferecidos pelos componentes, dos

ideais calculados. As tabelas 4.1 e 4.2 apresentam os valores dos módulos 1 e 2, respectivamente. Nas tabelas 4.3, 4.4, 4.5 e 4.6, são apresentados os valores para o Canal Horizontal e o Canal Vertical. Os valores reais dos potenciômetros utilizados nos módulos não são apresentados nas tabelas, uma vez que depois de soldados, estes valores foram alterados na calibração da respectiva placa.

Tab. 4.1: Valores ideais, nominais e reais dos componentes eletrônicos do **Módulo 1** - Fonte de alimentação.

Componentes	Ideais	Nominais	Reais
R1	333 Ω	333 Ω	324 Ω
R2	333 Ω	333 Ω	324 Ω
C1	10 μF	10 μF	10 μF
C2	10 μF	10 μF	10 μF
C3	1 μF	1 μF	1 μF

Tab. 4.2: Valores ideais, nominais e reais dos componentes eletrônicos do **Módulo 2** - *Driven Right Leg*.

Componentes	Ideais	Nominais	Reais
R1	10 $\text{K}\Omega$	10 $\text{K}\Omega$	9.8 $\text{K}\Omega$
R2	390 $\text{K}\Omega$	390 $\text{K}\Omega$	390 $\text{K}\Omega$
R3	390 $\text{K}\Omega$	390 $\text{K}\Omega$	389 $\text{K}\Omega$

Tab. 4.3: Valores ideais, nominais e reais dos componentes eletrônicos do **Módulo 3** - Amplificador de Instrumentação.

Componentes	Ideais	Nominais	Reais Canal H	Reais Canal V
R1	6.8 $\text{K}\Omega$	6.8 $\text{K}\Omega$	6.9 $\text{K}\Omega$	6.79 $\text{K}\Omega$
R2	10 $\text{K}\Omega$	10 $\text{K}\Omega$	9.8 $\text{K}\Omega$	9.89 $\text{K}\Omega$
R3	6.8 $\text{K}\Omega$	6.8 $\text{K}\Omega$	6.8 $\text{K}\Omega$	6.78 $\text{K}\Omega$
R4	5.4 $\text{K}\Omega$	10 $\text{K}\Omega$	–	–
R5	2.7 $\text{K}\Omega$	2.7 $\text{K}\Omega$	2.68 $\text{K}\Omega$	2.66 $\text{K}\Omega$
R6	2.7 $\text{K}\Omega$	2.7 $\text{K}\Omega$	2.66 $\text{K}\Omega$	2.67 $\text{K}\Omega$
C1	100 nF	100 nF	100 nF	100 nF
C2	47 nF	47 nF	47 nF	47 nF
C3	100 nF	100 nF	100 nF	100 nF
C4	100 nF	100 nF	100 nF	100 nF
C5	100 nF	100 nF	100 nF	100 nF

Tab. 4.4: Valores ideais, nominais e reais dos componentes eletrônicos do **Módulo 4** - Filtro Passa-Banda.

Componentes	Ideais	Nominais	Reais Canal H	Reais Canal V
R1	20 K Ω	20 K Ω	19.9 K Ω	19.9 K Ω
R2	2.7 K Ω	2.7 K Ω	2.66 K Ω	2.72 K Ω
R3	2.7 K Ω	2.7 K Ω	2.66 K Ω	2.72 K Ω
R4	15 K Ω	15 K Ω	14.95 K Ω	14.79 K Ω
R5	10 K Ω	10 K Ω	9.84 K Ω	9.86 K Ω
C1	22 μ F	22 μ F	22 μ F	22 μ F
C2	22 μ F	22 μ F	22 μ F	22 μ F
C3	1.07 μ F	1 μ F	1 μ F	1 μ F
C4	0.8 μ F	1 μ F	1 μ F	1 μ F

Tab. 4.5: Valores ideais, nominais e reais dos componentes eletrônicos do **Módulo 5** - Rejeita-Banda.

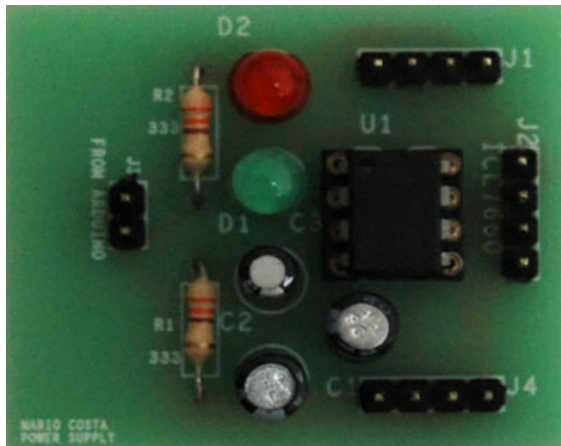
Componentes	Ideais	Nominais	Reais Canal H	Reais Canal V
R1	31.8 K Ω	32 K Ω	32.6 K Ω	32.5 K Ω
R2	31.8 K Ω	32 K Ω	32.4 K Ω	32.4 K Ω
R3	15.9 K Ω	16 K Ω	15.8 K Ω	15.95 K Ω
R4	50 K Ω	100 K Ω	–	–
C1	100 nF	100 nF	100 nF	100 nF
C2	100 nF	100 nF	100 nF	100 nF
C3	200 nF	200 nF	200 nF	200 nF

4.2.3 Assemblagem

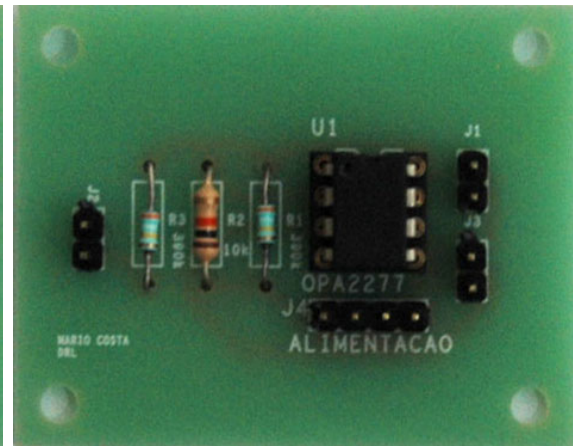
De seguida soldaram-se os componentes à placa recorrendo ao uso da pasta de solda, da solda e do ferro de soldar. Com o multímetro confirmava-se se as ligações, entre os diversos componentes, estavam funcionais. Na figura 4.5 apresenta-se as placas com os componentes já soldados para verificar a disposição dos mesmos. Conforme se pode verificar, a disposição dos componentes está de acordo com a figura 4.2. A figura 4.6 mostra os pontos de solda na face *bottom*. No apêndice B são apresentados os orçamentos de cada módulo, bem como de todo o sistema HCI desenvolvido.

4.3 Testes de Funcionalidade

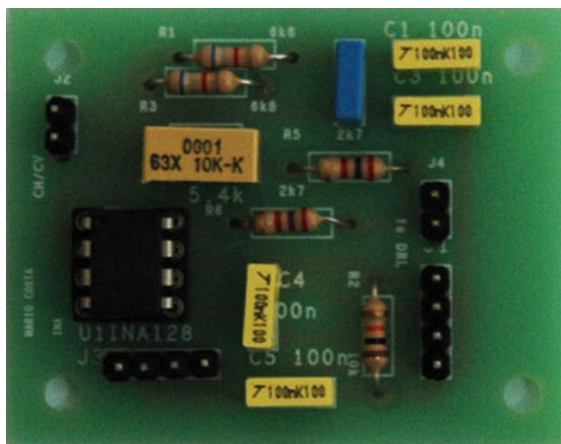
Depois de soldados os componentes às placas, foram realizados alguns testes com o intuito de verificar se as placas estavam a funcionar de acordo com a sua finalidade. Utilizando os resultados obtidos pelos testes alguns módulos foram ajustados. Todas as placas foram testadas substituindo o Arduino por uma fonte de alimentação de



(a) Módulo 1



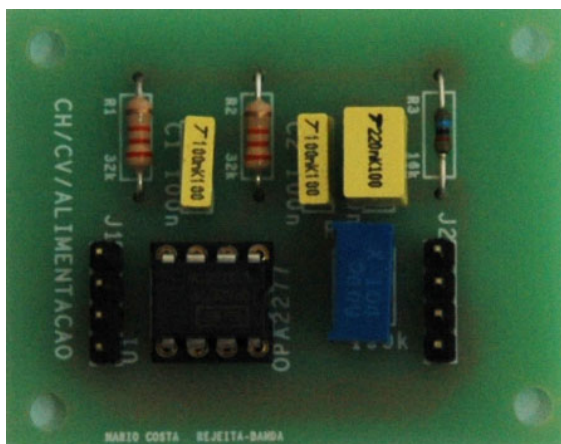
(b) Módulo 2



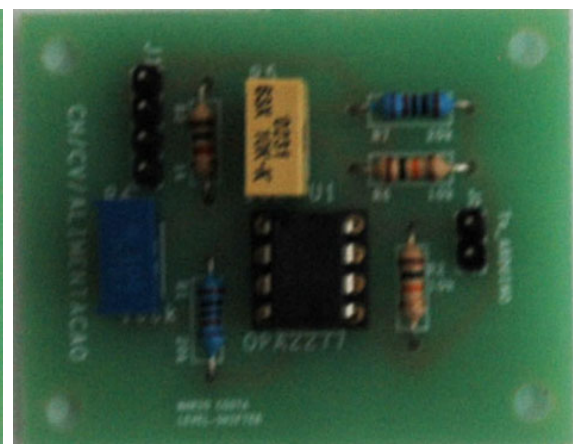
(c) Módulo 3



(d) Módulo 4

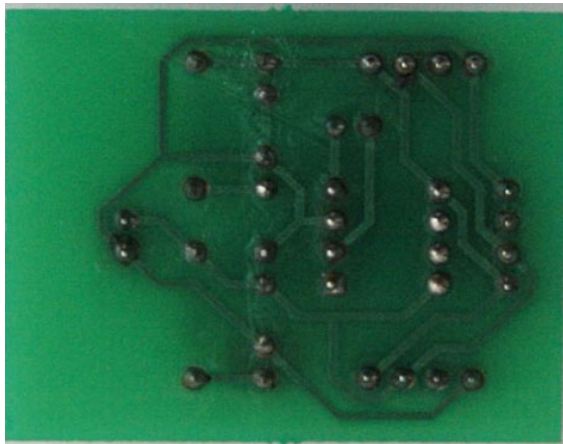


(e) Módulo 5

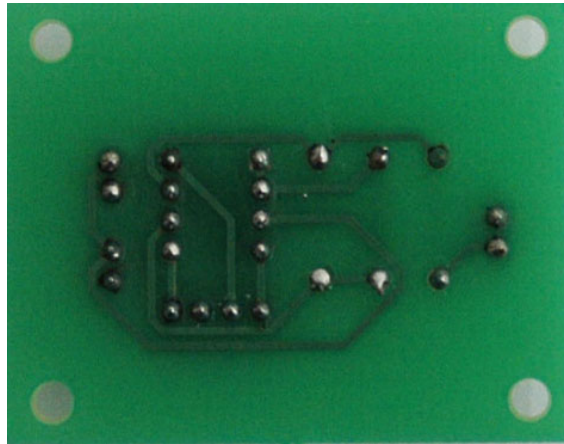


(f) Módulo 6

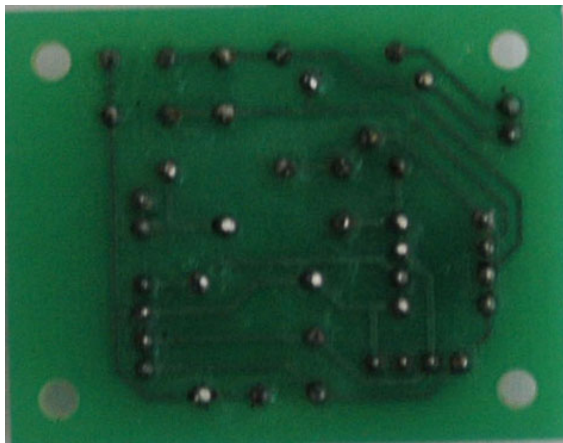
Fig. 4.5: Representação da distribuição dos componentes dos módulos depois de soldados as placas.



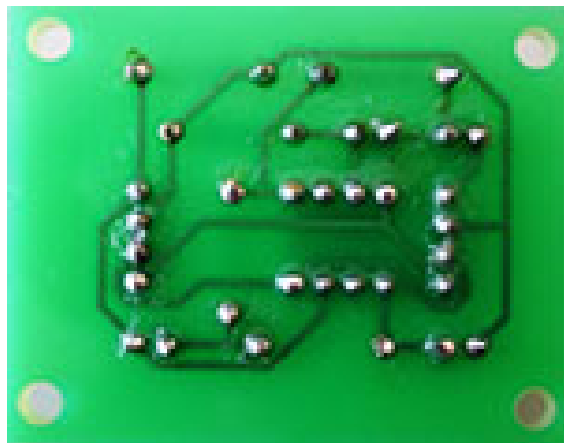
(a) Módulo 1



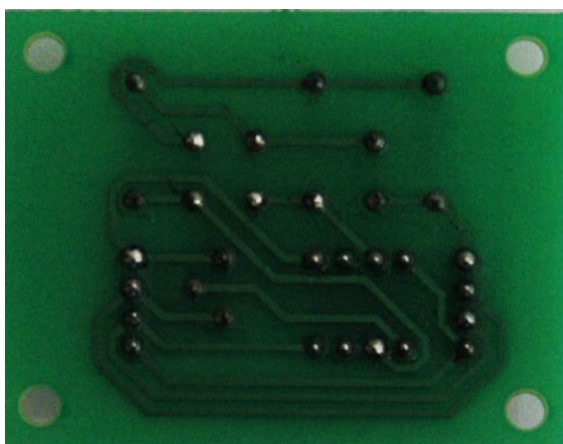
(b) Módulo 2



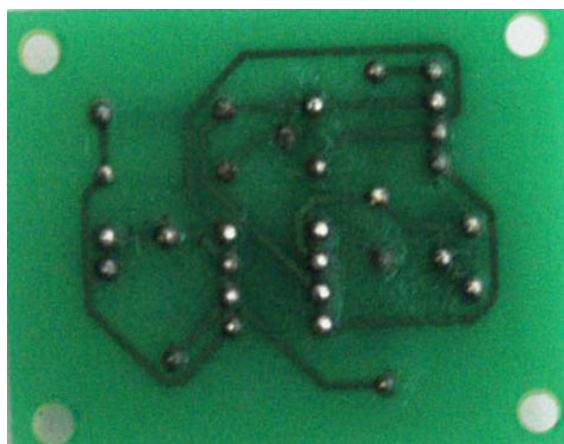
(c) Módulo 3



(d) Módulo 4



(e) Módulo 5



(f) Módulo 6

Fig. 4.6: Representação dos pontos de solda dos módulos.

Tab. 4.6: Valores ideais, nominais e reais dos componentes eletrônicos do **Módulo 6 - Level-Shifter**.

Componentes	Ideais	Nominais	Reais Canal H	Reais Canal V
R1	20 K Ω	20 K Ω	19.9 K Ω	19.9 K Ω
R2	10 K Ω	10 K Ω	9.87 K Ω	9.87 K Ω
R3	1 K Ω	1 K Ω	993 Ω	993 Ω
R4	100 K Ω	100 K Ω	–	–
R5	10 K Ω	10 K Ω	–	–
R6	10 K Ω	10 K Ω	9.84 K Ω	9.87 K Ω
R7	20 K Ω	20 K Ω	19.9 K Ω	19.9 K Ω

+5 V e os resultados foram obtidos no osciloscópio. Nesta secção serão apresentados os testes realizados, bem como os resultados obtidos para cada módulo.

4.3.1 Módulo 1 - Fonte de alimentação

O Módulo 1 tem como objetivo converter a tensão de +5 V, para -5 V. Os testes realizados consistiram em alimentar a placa com tensões de entrada compreendidas entre 1.5 V até 10 V. Esta gama de tensões de entrada, utilizada nos testes, foi retirada da datasheet do ICL7660.

Na figura 4.7, estão representadas as ondas da V_{in} , onda de cima, e de $-V_{out}$, onda de baixo, no teste de 5 V à entrada, que é o valor de tensão desejado para este módulo. Na tabela 4.7 estão representados os valores de tensão de entrada, V_{in} e os correspondentes valores de saída, $+V_{out}$ e $-V_{out}$. Através da tabela 4.7 obteve-se o gráfico 4.8.

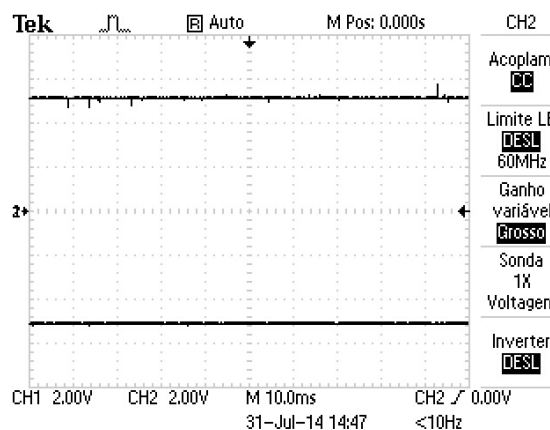


Fig. 4.7: Demonstração dos valores de tensão de entrada e saída do Módulo 1 - Fonte de alimentação.

Tab. 4.7: Resultados obtidos nos testes do **Módulo 1** - Fonte de alimentação.

V_{in} (V)	+ V_{out} (V)	- V_{out} (V)
1,55	1,5	-1,5
2,02	2,1	-2,0
2,53	2,6	-2,6
2,99	3,1	-3,1
3,47	3,6	-3,5
3,97	4,0	-4,0
4,51	4,5	-4,5
5,04	5,1	-5,1
5,53	5,6	-5,6
5,98	6,0	-6,0
6,52	6,6	-6,6
7,00	7,1	-7,0
7,53	7,6	-7,6
8,00	8,0	-8,0
8,52	8,7	-8,7
8,97	9,0	-9,0
9,51	9,5	-9,5
9,95	10,0	-10,0

Através da análise dos resultados obtidos nos testes do Módulo 1, conclui-se que este módulo funciona de acordo com o objetivo com que foi projetado. Visto que, o coeficiente de correlação $R^2 = 0.9995$ para os $\pm V_{out}$, indica que o Módulo 1 converte a tensão de entrada com 99.95% de eficiência.

4.3.2 Módulo 2 - *Driven Right Leg*

O objetivo do Módulo 2 é receber os sinais correspondentes ao ruído comum dos elétrodos dos canais Horizontal e Vertical das duas placas do Módulo 3. Os sinais recebidos sofrem dupla inversão e é-lhes aplicado um ganho em tensão unitário. De seguida o sinal resultante é enviado para o elétrodo *REF*, de modo a diminuir o ruído comum ao sinal de EOG.

O funcionamento deste módulo só pode ser testado quando as duas placas do Módulo 3 são conectadas aos elétrodos e enviam o ruído comum para este módulo. Como tal, a discussão do funcionamento deste módulo será feita no próximo capítulo.

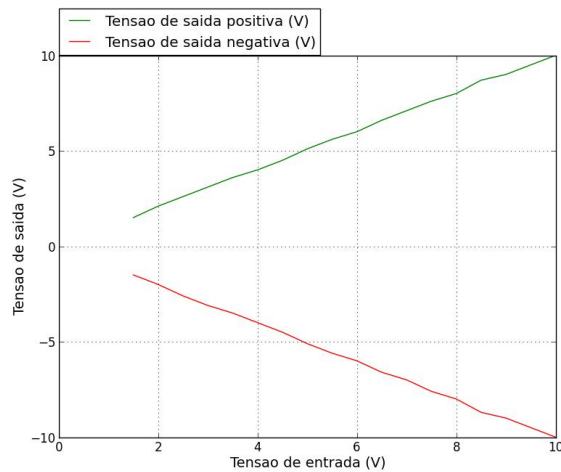


Fig. 4.8: Gráfico com os resultados dos testes do **Módulo 1** - Fonte de alimentação. Representação das retas de regressão linear de $+V_{out}$ e de $-V_{out}$.

4.3.3 Módulo 3 - Amplificador de Instrumentação

O Módulo 3 tem duas funções distintas: amplificar a diferença entre os dois elétrodos dos canais Horizontal e Vertical e retirar o ruído comum a ambos os elétrodos para o enviar para o Módulo 2.

Inicialmente o sinal proveniente dos elétrodos é injetado nas resistências R1 e R3 e nos condensadores C1, C2 e C3, que formam um filtro passivo passa-baixo. Utilizando os valores reais da tabela 4.3 dos componentes na equação 3.2 fornece $f_c = 47.03$ Hz para o Canal Horizontal e $f_c = 47.48$ Hz para o Canal Vertical. Comparando os valores teóricos com os reais para a f_c podemos concluir que os valores reais obtidos para estes filtros não diferem muito do valor teórico pretendido.

De seguida, o ruído comum aos elétrodos é enviado para o Módulo 2. Simultaneamente o INA128p tem um ganho dado pela equação 3.3 ajustado através da calibração do potenciômetro R_G . O ganho G não é mensurável pois uma vez alterado o valor do potenciômetro ajustado e já soldado na placa, não é possível medir o seu valor.

Tal como a discussão do Módulo 2, a discussão do funcionamento deste módulo será abordada no próximo capítulo.

4.3.4 Módulo 4 - Filtro Passa-Banda

O Módulo 4 - Filtro Passa-Banda, tem como objetivo atenuar as frequências fora da banda de frequências calculadas pelas equações 3.5, 3.6, 3.7 e 3.8. Os testes realizados neste módulo consistiram em varrer toda a gama de frequências desde 0

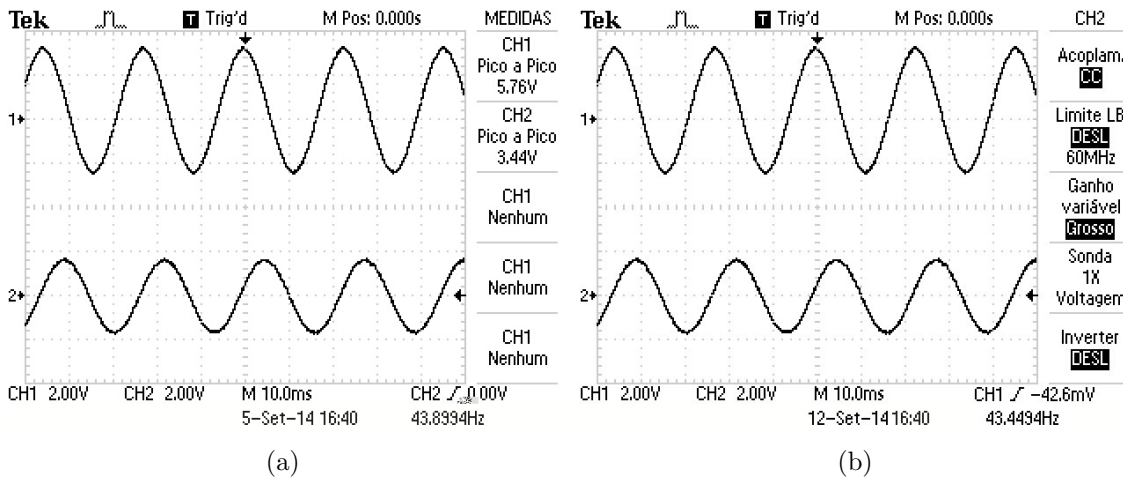


Fig. 4.9: Apresentação dos resultados obtidos para o Módulo 4 - Filtro Passa-Banda do Canal Horizontal em (a) e do Canal Vertical em (b).

Tab. 4.8: Valores obtidos nos testes do canal Horizontal, do Módulo 4 - Filtro Passa-Banda.

Input (Hz)	V_{in} (V)	V_{out} (V)
0	0.240	0.160
10	5.76	5.44
30	5.76	4.24
40	5.76	3.60
44	5.76	3.44
50	5.76	2.96

Tab. 4.9: Valores obtidos nos testes do canal Vertical, do Módulo 4 - Filtro Passa-Banda.

Input (Hz)	V_{in} (V)	V_{out} (V)
0	0.240	0.160
10	5.76	5.44
30	5.76	4.24
40	5.76	3.60
44	5.76	3.44
50	5.76	2.96

Hz até 50 Hz. Na figura 4.9 são apresentados os resultados dos testes obtidos para as placas Horizontal (a) e Vertical (b) deste módulo. As ondas de cima correspondem ao valor da tensão de entrada da placa e as de baixo, aos valores de tensão de saída da mesma.

Nas tabelas 4.8 e 4.9 são apresentados os valores de entrada de frequência, Hz, e tensão, V_{in} , e os correspondentes valores de saída, V_{out} . Na execução destes testes foi utilizado uma gerador de sinal, para substituir o sinal proveniente dos elétrodos. A 1ª coluna tem os valores de frequência de entrada, a 2ª coluna os valores de tensão de entrada e a 3ª coluna os valores de tensão de saída.

Na figura 4.10 são apresentados os gráficos que demonstram os resultados dos testes obtidos para as placas dos Canais Horizontal (a) e Vertical (b) deste módulo.

Em filtros do tipo Bessel de 2ª ordem, a fim de calcular as frequências de corte, o K_c assume o valor de 0.786 [48]. Através da equação 3.5, os valores ideais de

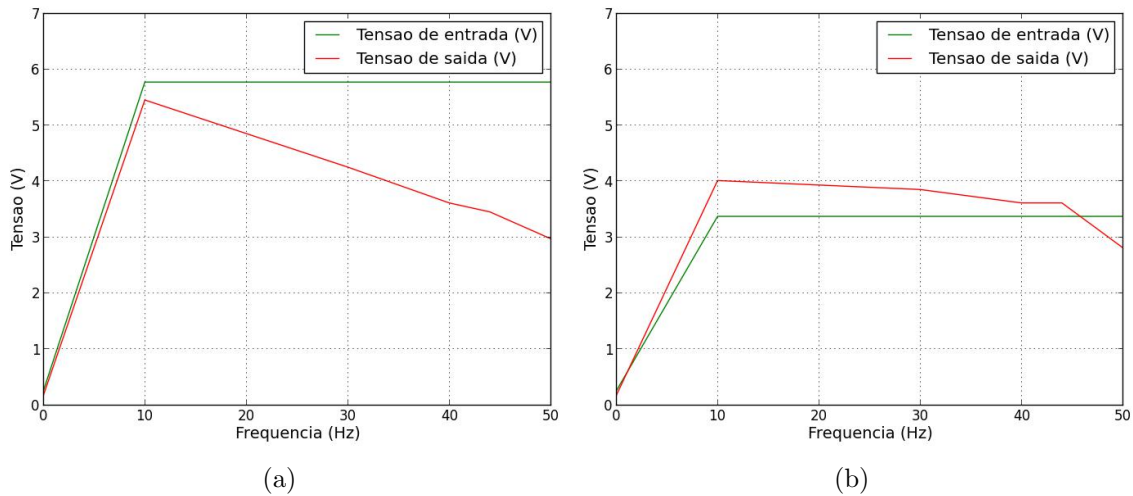


Fig. 4.10: Valores obtidos nos testes do Módulo 4 - Filtro Passa-Banda para o Canal Horizontal em (a) e para o Canal Vertical em (b).

resistências e condensadores para a f_{lower} do filtro passa-alto eliminar a componente DC com $C = 2.2 \times 10^{-6} \text{F}$, R_1 e R_2 teriam de ter valor infinito. Para o filtro passa-baixo com $R = 2.7 \text{ k}\Omega$, C_1 seria de 1.07 nF e C_2 seria de 0.8 nF , para f_{upper} de 50 Hz . Como não é possível encontrar estes valores exatos em resistências e condensadores foram usados outros valores, como se demonstra na tabela 4.4, usando-se uma f_{lower} de 0.5 Hz .

Através da equação 3.6, temos $f_{lower} = 0.33 \text{ Hz}$ para o Canal Horizontal e $f_{lower} = 0.33 \text{ Hz}$ para o Canal Vertical. Através da equação 3.8, temos $f_{upper} = 46.33 \text{ Hz}$ para o Canal Horizontal e $f_{upper} = 46.33 \text{ Hz}$ para o Canal Vertical.

Neste módulo, a resposta do filtro para a f_{upper} , no Canal Vertical, fica ligeiramente abaixo do desejado, enquanto que no Canal Horizontal a resposta do filtro atenua todas as frequências a partir dos 10 Hz . Uma das formas de ultrapassar este problema, seria utilizando um potenciômetro para melhor regulação das frequências de corte desejadas. As f_{lower} dos canais Horizontal e Vertical, embora fiquem abaixo dos 0.5 Hz desejados, atenuam a componente DC, pretendido teoricamente.

4.3.5 Módulo 5 - Filtro Rejeita-Banda

O Módulo 5 - Filtro Rejeita-Banda, tem como objetivo retirar o ruído, de 50 Hz , provocado pela rede elétrica. Para tal, foi usado um gerador de sinal para realizar os testes. Tal como no Módulo 4, neste módulo verificou-se a resposta do filtro na gama de valores de 0 Hz até 60 Hz . Na figura 4.11 estão representadas as ondas de

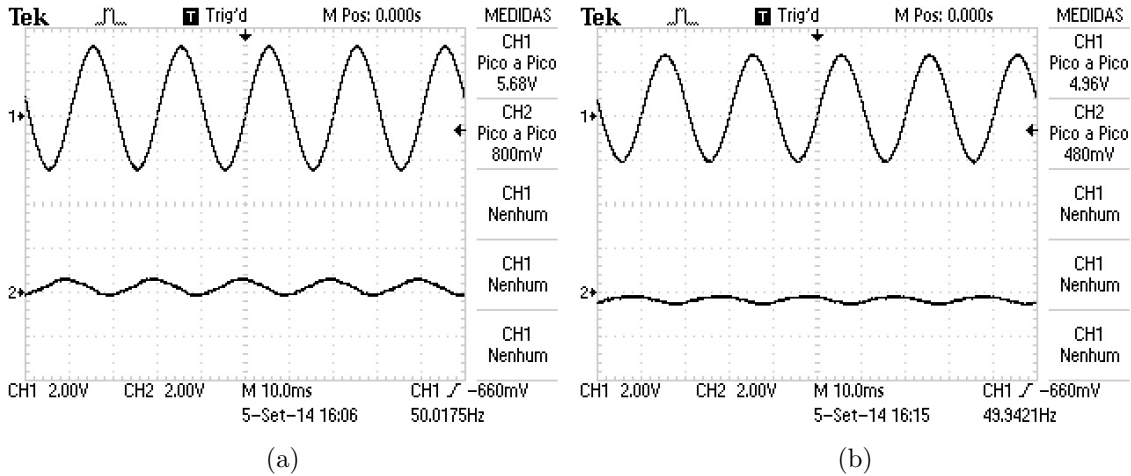


Fig. 4.11: Apresentação dos resultados obtidos para o Módulo 5 - Filtro Rejeita-Banda no Canal Horizontal, (a) e no Canal Vertical, (b).

Tab. 4.10: Resultados obtidos nos testes do Módulo 5 - Rejeita-banda do canal Horizontal.

Input (Hz)	V_{in} (V)	V_{out} (V)
10	5.84	5.68
20	5.84	5.28
43	5.68	1.60
49	5.68	0.48
50	5.68	0.80
55	5.68	2.08
60	5.68	2.96

Tab. 4.11: Resultados obtidos nos testes do Módulo 5 - Rejeita-banda do canal Vertical

Input (Hz)	V_{in} (V)	V_{out} (V)
10	5.04	4.00
20	5.04	3.36
43	5.04	1.36
49	4.88	0.40
50	4.96	0.48
55	4.96	1.52
60	4.88	2.40

tensão de entrada, onda de cima, e de saída, onda de baixo, no teste de 50 Hz para este módulo.

Nas tabelas 4.10 e 4.11 estão representados os valores de entrada de frequência (Hz) e tensão, V_{in} (V) e os correspondentes valores de saída, V_{out} (V).

Na figura 4.12 são apresentados os gráficos que demonstram os resultados dos testes obtidos para as placas dos Canais Horizontal (a) e Vertical (b) deste módulo.

Neste módulo não é possível calcular com exatidão a f_{band} , visto que durante os testes foi necessário regular o potenciômetro, de modo a obter a uma banda de rejeição o mais estreita possível. No entanto, através da análise dos resultados obtidos, podemos verificar que estas duas placas atenuam o sinal de entrada, na gama de frequências desejadas.

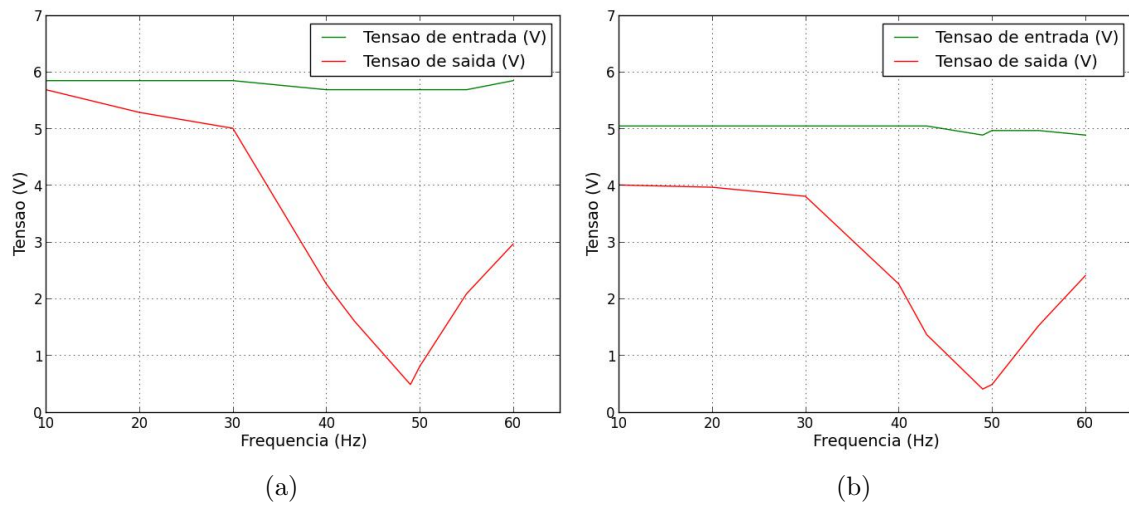


Fig. 4.12: Valores obtidos nos testes do **Módulo 5** - Filtro Rejeita-Banda para o módulo do Canal Horizontal em (a) e para o Canal Vertical em (b).

4.3.6 Módulo 6 - *Level-Shifter*

O Módulo 6 - *Level-Shifter*, tem como objetivo nivelar a onda de saída do circuito eletrônico, para valores aceitáveis pelo Arduino. Os testes realizados neste módulo utilizaram um gerador de sinal para simular o sinal de entrada. Na figura 4.13 estão representados os resultados obtidos nos testes deste módulo.

Através da análise da figura 4.13 podemos verificar que este módulo permite nivelar a onda de saída para os valores desejados, independentemente da frequência do sinal de entrada. Nota-se também, que este módulo apenas permite nivelar os valores de tensão de saída para valores compreendidos entre os 0 V e os 4 V. Pela mesma razão do Módulo 5, neste módulo não é possível calcular qual o G_1 , visto ter sido necessário ajustar os dois potenciômetros durante a realização dos testes.

Os resultados obtidos, através dos testes de funcionalidade realizados com as diferentes placas dos Módulos desenhados, vão de encontro aos resultados teóricos esperados. Algumas das melhorias a aplicar aos módulos passariam por redefinir o tamanho das ilhas/pontos de solda, visto que algumas destas ficaram danificadas quando foi necessário retirar algum componente já soldado nas placas. No Módulo 4 - Filtro Passa-Banda, a utilização de um potenciômetro permitiria uma melhor aproximação da frequência de corte desejada.

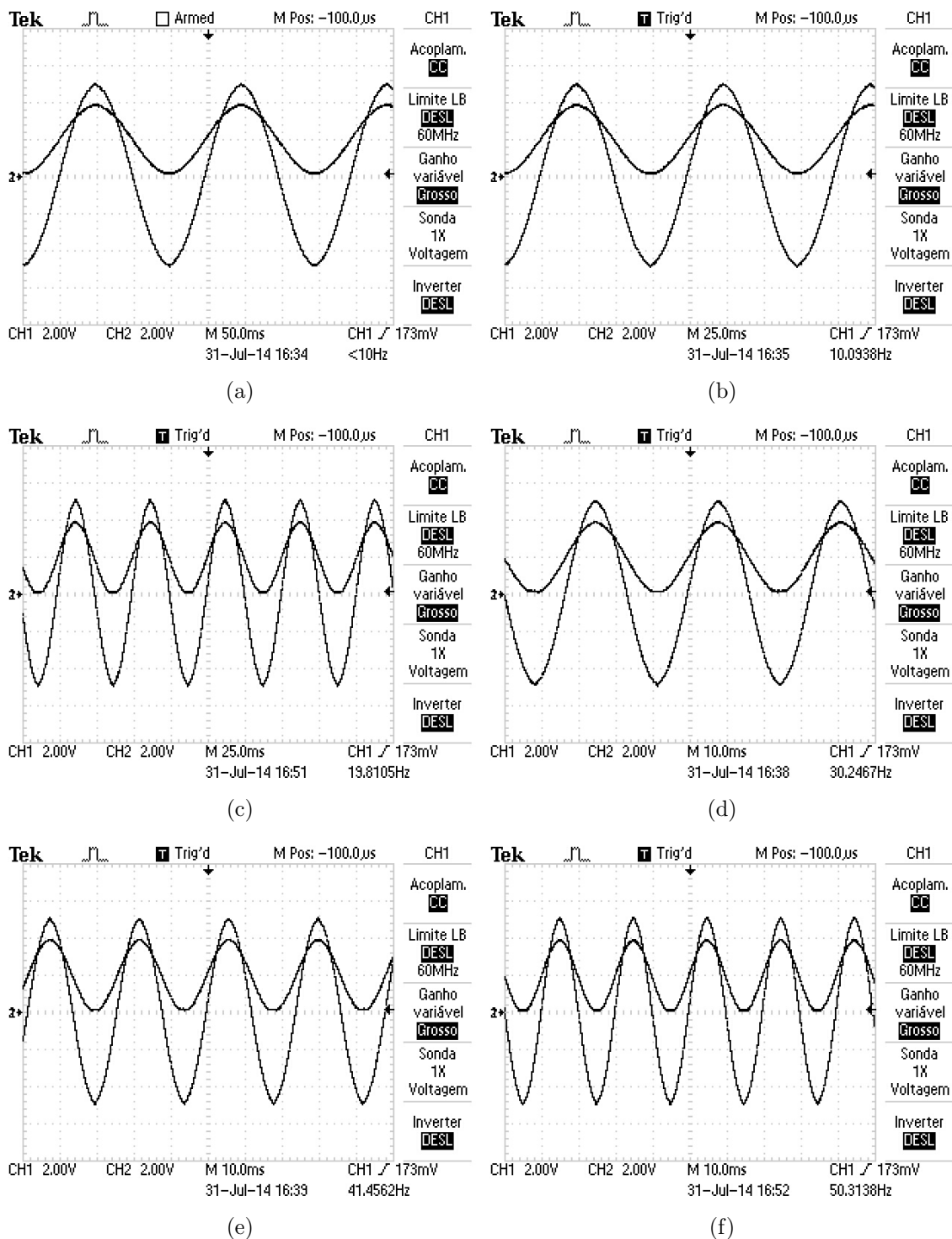


Fig. 4.13: Resultados obtidos no Módulo 6 - *Level-Shifter* para 5 Hz em (a), 10 Hz em (b), 20 Hz em (c), 30 Hz em (d), 40 Hz em (e), 50 Hz em (f).

4.3.7 Conexões

As conexões escolhidas para as placas demonstraram não ser as ideais, visto que com o uso estas podem acabar por se separar do sítio onde foram soldadas e causar graves danos aos componentes. Os fios utilizados para realizar as ligações entre as placas foram do tipo *Female to Female DuPont Cables* de 2 ou 4 ligações, apresentados na figura 4.14. Estes cabos têm de ser encomendados e já vêm com um tamanho *standard*. Neste projeto, o tamanho dos cabos demonstrou ser uma desvantagem visto que ocuparam mais espaço do que o pretendido. Além disso foram uma possível fonte de ruído e de dano nos pentes utilizados para as conexões.

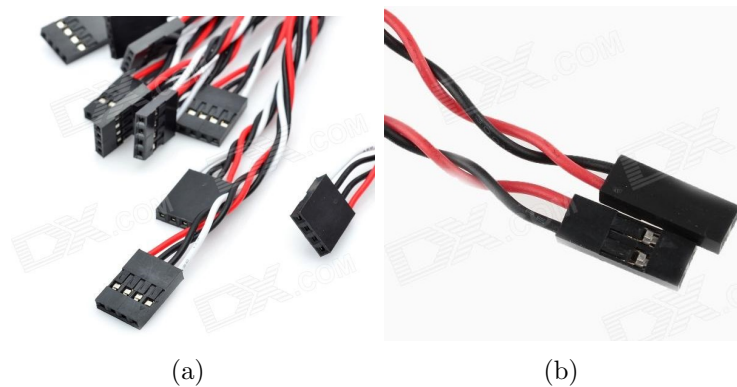


Fig. 4.14: Apresentação dos cabos de conexão utilizados neste projeto [Fonte:Internet].

Alguns dos cuidados a ter na elaboração de uma placa de circuito impresso passam pela escolha das *footprints* dos componentes. É imperativo ter a certeza de quais são os componentes que se vão soldar nas placas, de modo a evitar erros na escolha da sua *footprint*. O uso de *sockets*, para a utilização dos integrados (INA128p e OPA2277) foi uma mais valia, visto que facilita bastante a sua substituição.

Por fim, a qualidade e o desempenho das placas encomendadas corresponderam à informação fornecida pela **Circuitotal**. O material das placas demonstrou ser de boa qualidade e não foram detetados quaisquer erros de fabrico das mesmas.

Aquisição de Dados e Testes do Sistema

Após os testes de cada uma das placas do circuito eletrônico, foi necessário iniciar a aquisição e visualização dos dados desejados. Para tal, conectaram-se todas as placas entre si, com os elétrodos, o Arduino e o computador. Este último permitiu verificar o desempenho dos algoritmos desenvolvido na aquisição e visualização dos dados. Para tal, foi utilizado um canal do circuito eletrônico, apresentado na figura 5.1.

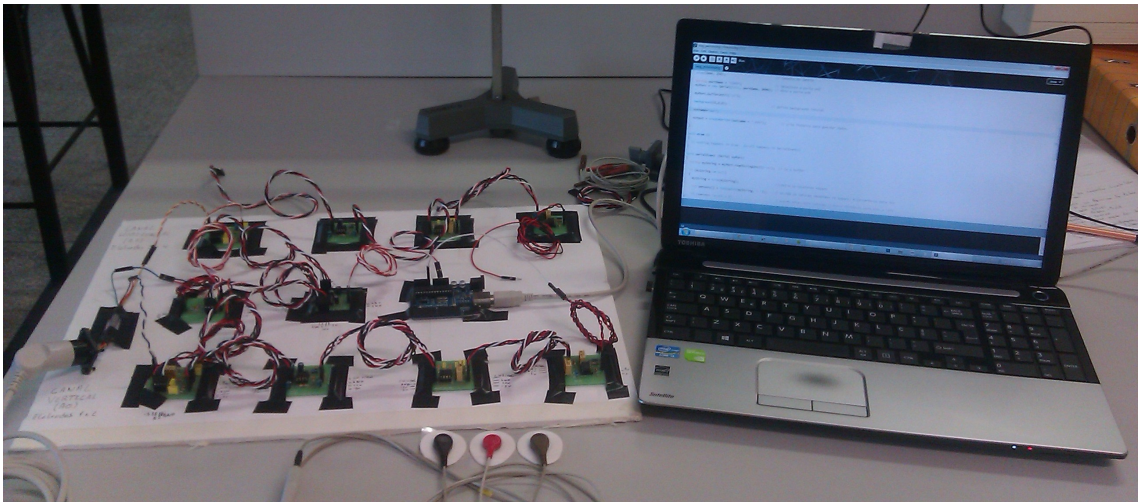


Fig. 5.1: Vista do Sistema HCI desenvolvido neste trabalho.

No decorrer deste capítulo serão explicados e demonstrados os algoritmos desenvolvidos, bem como os testes realizados ao sistema HCI em funcionamento.

5.1 Aquisição dos Dados - Arduino

A aquisição do dados foi feita por um Arduino Duemilanove (designado por Arduino daqui em diante), representado na figura 5.2.

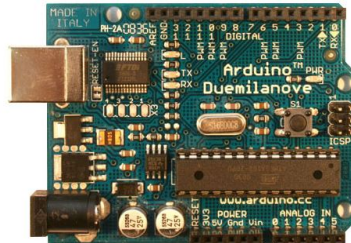


Fig. 5.2: Micro-controlador ATmega168 embutido na placa do Arduino Duemilanove.

Esta placa contém um micro-controlador ATmega168 e algumas das suas características ¹ são:

- Tensão de funcionamento de 5 V.
- Tensão de entrada que varia de 7 V até 12 V.
- Tensão de saída que varia de 5 V até 20 V.
- 14 entradas digitais.
- 6 entradas analógicas.
- Uma conexão USB.
- Velocidade do relógio de 16 MHz.
- Taxa de conversão de 10 *bits*, que equivale a 1024 níveis.
- Funciona ligado a uma bateria, um adaptador de CC ou CA, ou ligado a um computador pelo cabo USB.

O ambiente gráfico de programação do Arduino é bastante simples e fácil de usar, como se demonstra na figura 5.3.

Os dados das placas do Módulo 6 - *Level Shifter* são enviados para o Arduino pelas entradas analógicas A0 e A1. A fim de indicar ao Arduino o que fazer com os dados recebidos, é imprescindível a criação de um *sketch*. Para a elaboração

¹ <http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardDuemilanove>

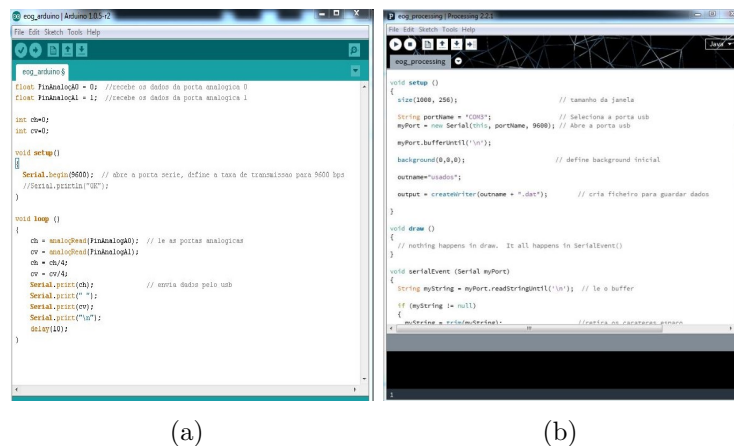


Fig. 5.3: Ambiente gráfico do Arduino em (a) e do Processing em (b).

do mesmo é necessário seguir um determinado conjunto de diretrizes. Além das variáveis, outro fator a ter em conta é a criação de funções. Estas, através de um conjunto de instruções, regem a atividade do Arduino. As mais importantes são a *void setup()*, que servem para a declaração de instruções ou comandos de controlo que não precisam de ser repetidos; e a *void loop()*, que permite a repetição das instruções infinitamente, ou até ser introduzido um comando de pausa.

O *sketch* criado para este projeto é bastante simples, lê os valores das entradas analógicas A0, correspondente ao Canal Horizontal e A1, que corresponde ao Canal Vertical. Definiu-se a taxa de transmissão de dados pela porta *USB* com um *baudrate* de 9600 *bits* por segundo. Converte os sinais analógicos para digitais e, tendo em conta que, o Arduino tem uma taxa de conversão de 10 *bits* e o intervalo de valores desejados é de 0 a 255, os dados digitalizados são divididos por quatro. Os dados dos canais Horizontal e Vertical são enviados pela porta *USB* separados por um espaço.

5.2 Visualização dos Dados

A visualização dos dados foi feita utilizando duas alternativas diferentes: o Processing e o Python. Nesta secção serão explicados os passos para a visualização dos dados.

5.2.1 Processing

O Processing é uma linguagem recente, criada em 2001, que tem vindo a promover a instrução de *software* no âmbito das artes visuais e alfabetização visual dentro

da tecnologia ². O ambiente gráfico do Processing é bastante similar ao ambiente gráfico do Arduino.

O modo de programação do Processing é bastante parecido com o do Arduino. O programa desenvolvido denomina-se *sketch* e requer a declaração de variáveis e de funções. A declaração de variáveis é feita da mesma forma que no Arduino, no entanto há funções que têm nomes diferentes. A função *void setup()* funciona do mesmo modo que no Arduino. Neste *sketch* define-se o tamanho da janela onde vão ser visualizados os dados recebidos pela porta *USB*, a porta *USB* a usar, a cor de fundo da janela criada e cria um ficheiro do tipo de dados, que mais tarde irá guardar os valores dos canais.

A função *void draw()* é sempre declarada depois da função *void setup()*. Neste caso nada foi declarado nesta função, no entanto é necessária para o funcionamento do *sketch*.

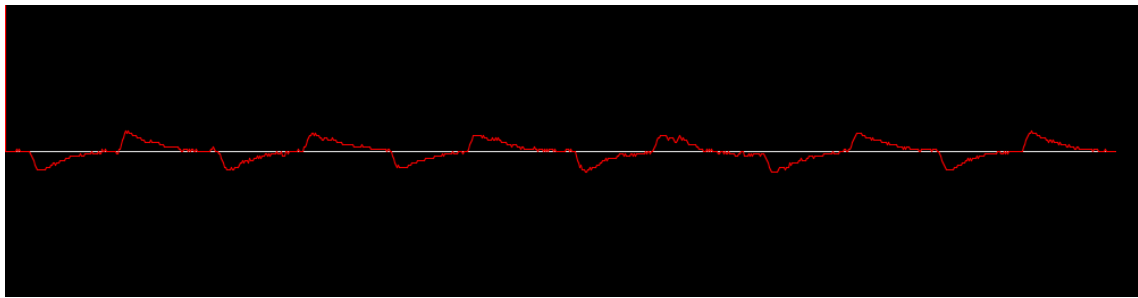
De modo a criar um gráfico em tempo real dos valores dos canais Horizontal e Vertical criou-se a função *void serialEvent()*. Esta recebe uma *string* com a indicação de qual é a porta *USB* que está a ser utilizada e lê a primeira linha de dados. De seguida este algoritmo faz a divisão dos valores da *string* através do carater espaço e atribui esse valor as variáveis *xpos* e *ypos*. Sempre que isto acontece a variável *amostragem* é incrementada um valor. De seguida são definidas as linhas do gráfico a serem traçadas. Para tal é necessário indicar qual a posição inicial da linha, quais os dados a serem utilizados por cada linha e a cor.

Conforme as linhas são traçadas, os valores adquiridos são gravados no ficheiro de dados. Quando as linhas chegam ao fim da janela definida, estas voltam a ser traçadas desde o início da janela, sendo substituídos os antigos valores pelos novos. A aquisição e demonstração dos dados em tempo real é contínua e surgiu a necessidade de ter um atalho no teclado para parar o *sketch*. Para tal criou-se a função *void keyPressed()* que permite que o utilizador pare o *sketch* ao clicar numa tecla do teclado. Consequentemente o *sketch* grava o ficheiro de dados com os dados dos canais Horizontal e Vertical, tira um *screenshot* da janela do gráfico e fecha a janela. Na figura 5.4 são apresentados alguns resultados obtidos com o Processing.

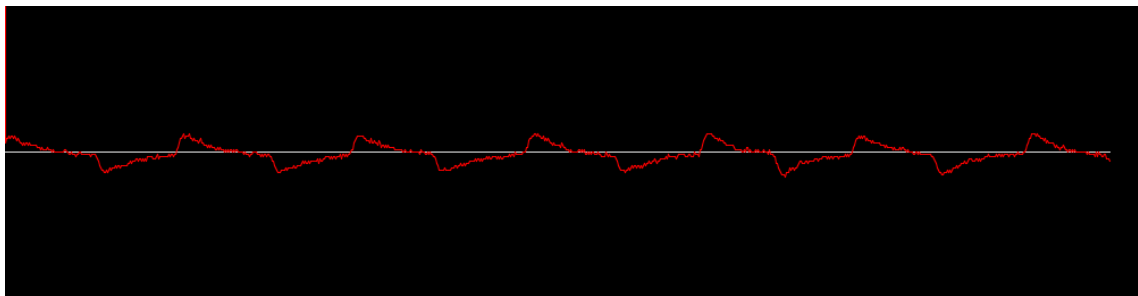
5.2.2 Python

Neste projeto foi desenvolvido um algoritmo, em Python, para visualização dos dados. Neste projeto foi utilizada a linguagem Python. Esta é uma linguagem

² <http://processing.org/overview/>



(a)



(b)

Fig. 5.4: Resultados obtidos com o Processing. Exemplos da visualização dos dados adquiridos com o Processing.

orientada ao objeto, interpretada, interativa³, estável, de muito alto nível, dinâmica, e multi-plataforma [51]. É muitas vezes comparada com Perl, Ruby, C #, Visual Basic ou Java. Pode ser executada nas principais plataformas de *hardware* e sistemas operativos [52]. O Python tem uma biblioteca padrão extensa e bastantes módulos externos disponíveis. É uma linguagem fácil, o que a torna bastante apelativa para quem vai aprender e poderosa o bastante para programadores já experientes. Outras características do Python são [53, 54]:

- Inclui diversas estruturas de alto nível.
- Não há pré-declaração de variáveis.
- Os tipos das variáveis são determinados dinamicamente.
- O controlo de blocos é feito apenas por indentação.

O modo de programar em Python difere bastante do Arduino e do Processing. No início de um programa desenvolvido em Python é sempre necessário declarar as bibliotecas que serão utilizadas. Estas podem ser declaradas de maneiras diferentes.

³ <https://wiki.python.org/moin/>

Pode-se declarar toda a biblioteca, pode-se declarar toda a biblioteca e atribuir-lhe um nome mais curto para a mesma, ou então pode-se chamar apenas uma classe de uma biblioteca. As variáveis são declaradas dinamicamente, ou seja, não é obrigatório declara-las antes de serem utilizadas, nem definir qual o tipo delas.

O algoritmo desenvolvido lê o ficheiro de dados criado no Processing e apresenta um gráfico com os dados referentes aos valores obtidos dos canais Vertical e Horizontal.

5.3 Teste de Funcionalidades do Sistema HCI

Esta secção está dividida em 5 subsecções, em que cada uma delas serão apresentados os resultados e discussões referentes a cada teste. Os testes realizados foram:

1. **Teste 1** - Movimentos oculares;
2. **Teste 2** - Movimentos da cabeça;
3. **Teste 3** - Pálpebras fechadas;
4. **Teste 4** - Fechar os olhos;
5. **Teste 5** - Elérodos.

5.3.1 Teste 1 - Movimentos Oculares

Estes testes serviram para verificar a resposta do circuito eletrónico em movimentos horizontais e verticais. A sequência aplicada na realização dos testes foi o seguinte:

1. **Olhar fixo** em frente (daqui em diante denominado centro).
2. **Mover**, apenas, os olhos na direção desejada: direita, esquerda, cima ou baixo.
3. **Retornar** o olhar ao ponto inicial (centro).

Na realização deste teste o utilizador está sentado confortavelmente com uma postura correta. Durante a execução do teste apenas a posição ocular foi alterada, diminuindo o mais possível qualquer outro movimento. Os resultados obtidos são apresentados nas figuras [5.6](#) e [5.5](#).

Nos testes realizados, fixou-se um ponto a 90 cm de distância do olhar e deslocou-se o olhar ao longo de 34 cm, nos quatro sentidos desejados, o que perfaz um ângulo

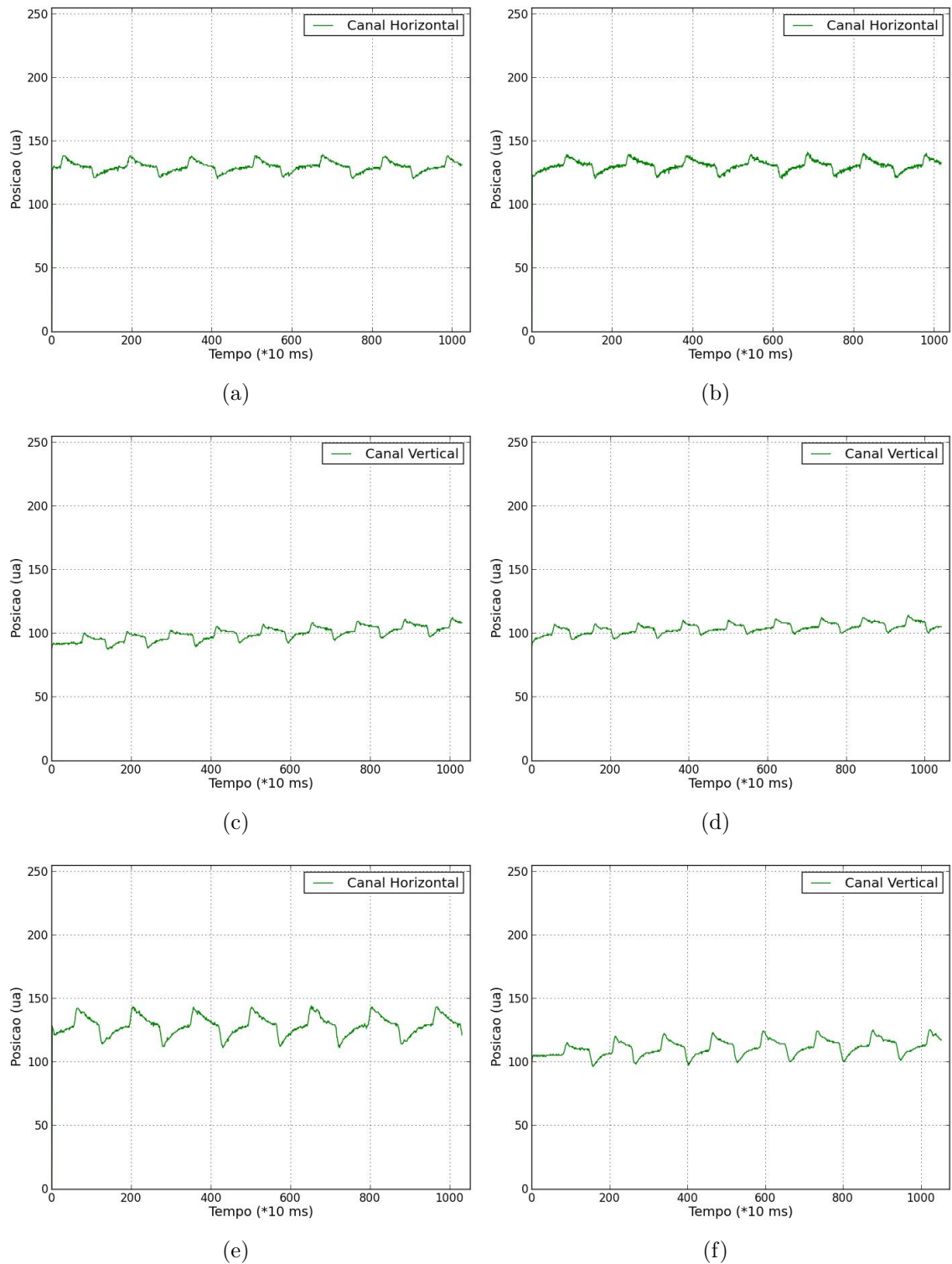


Fig. 5.5: Resultados obtidos com o Python. Movimento ocular do centro para a direita em a), do centro para a esquerda em b) e da direita para a esquerda em c). Resultados obtidos para o Canal Vertical com um movimento do centro para cima em d), do centro para baixo em e) e de cima para baixo em f).

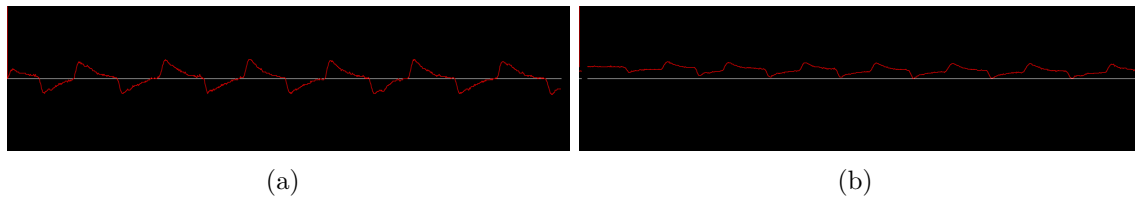


Fig. 5.6: Resultados obtidos com o Processing. Movimento ocular da direita para a esquerda em a) e de cima para baixo em b).

de $20,7^\circ$. De modo a comparar a resposta do circuito eletrônico a um movimento ocular superior a $20,7^\circ$, deslocaram-se os olhos o máximo possível da direita para a esquerda e de cima para baixo. Os resultados são apresentados na figura 5.7.

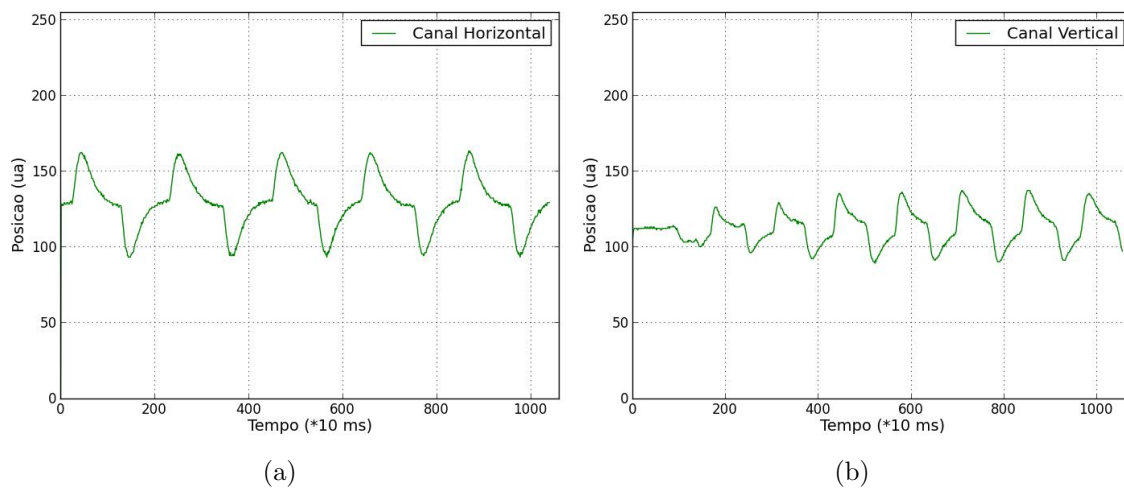


Fig. 5.7: Resultados obtidos, no teste 1, com um movimento ocular máximo da direita para a esquerda em a) e de cima para baixo em b).

Comparando as ondas resultantes na figura 5.7, com os dados apresentados na figura 5.5 c) e 5.5 f), verifica-se que é possível determinar tanto a direção, quanto a amplitude do olhar com o circuito eletrônico desenvolvido neste projeto.

5.3.2 Teste 2 - Movimentos da cabeça

Este teste serviu para verificar a resposta do circuito eletrônico a movimentos da cabeça. Com a finalidade de perceber a importância do movimento da cabeça, foram utilizados 3 sequências. Na 1ª sequência, mantendo fixo o olhar no centro, deslocou-se a cabeça da direita para a esquerda e de cima para baixo. Os resultados deste teste são apresentados na figura 5.8. Na 2ª sequência fizeram-se apenas

movimentos aleatórios da cabeça sem movimentar os olhos. Os resultados são apresentados na figura 5.9. Por fim, na 3ª sequência, aos movimentos aleatórios da cabeça, acrescentaram-se movimentos oculares, também aleatórios. Os resultados são apresentados na figura 5.10.

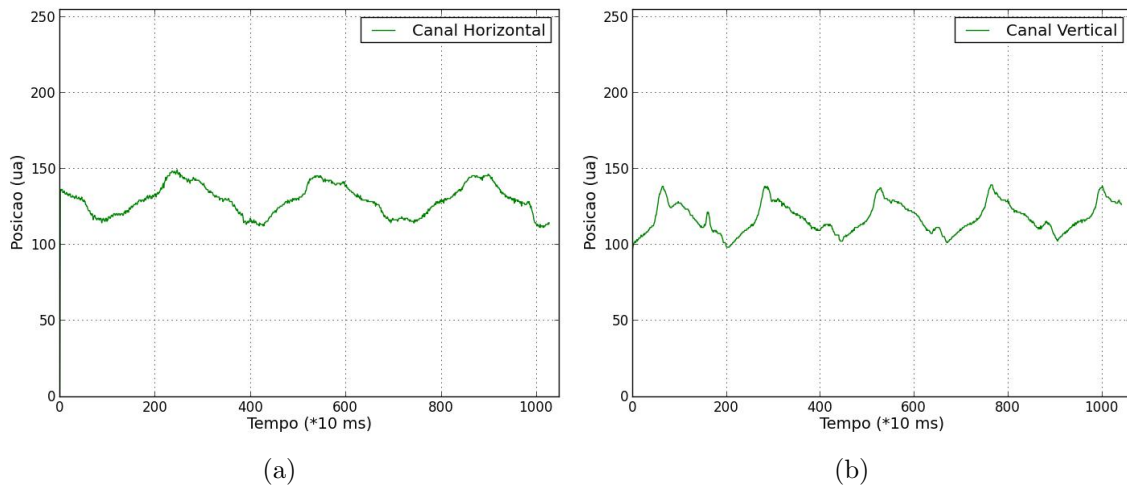


Fig. 5.8: Resultados obtidos com o olhar fixo e o movimento da cabeça da direita para a esquerda em (a) e de cima para baixo em (b).

Comparando os 3 gráficos pode-se verificar que o movimento da cabeça, tanto no Canal Horizontal como no Vertical, afeta bastante o sinal adquirido.

5.3.3 Teste 3 - Pálpebras fechadas

Este teste foi projetado para verificar a resposta do circuito eletrônico a movimentos oculares com as pálpebras fechadas. O método utilizado é igual ao método descrito em 5.3.1, no entanto não foi possível determinar com exatidão qual a amplitude do olhar. Os resultados obtidos são apresentados na figura 5.11

Analisando os resultados obtidos, podemos inferir que, com as pálpebras fechadas, no Canal Horizontal, o sinal não sofre grandes alterações. O sinal aparenta ser ampliado e com menos ruído. Enquanto que no Canal Vertical, o sinal aparenta ser corrompido com ruído e não são visíveis os máximos e mínimos, que correspondem às direções, cima e baixo, utilizadas neste teste.

5.3.4 Teste 4 - Fechar os olhos

Este teste foi executado para verificar a resposta do circuito eletrônico ao fechar dos olhos. Na realização destes testes fixou-se o olhar no centro e, aumentado a

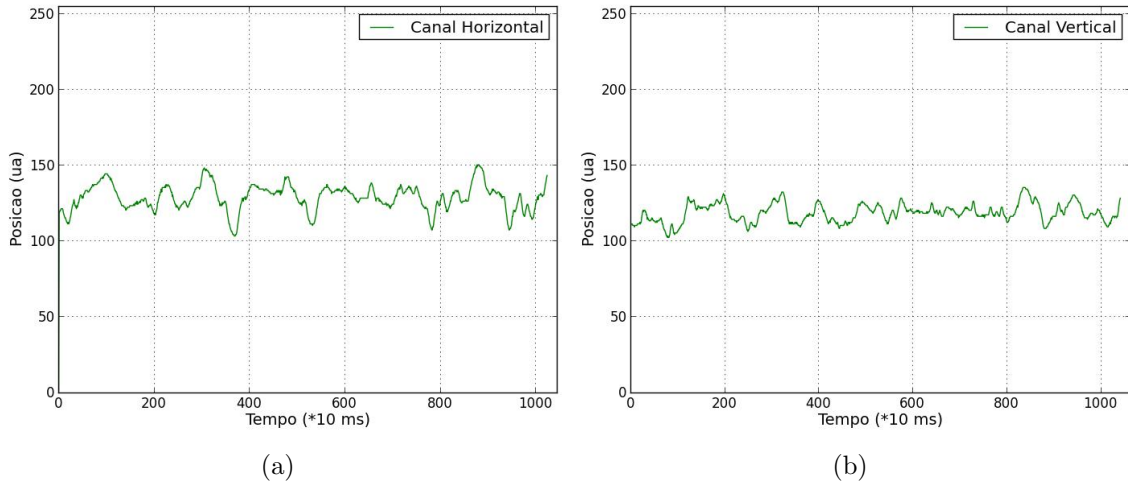


Fig. 5.9: Resultados obtidos com movimentos aleatórios da cabeça no Canal Horizontal em (a) e no Canal Vertical em (b).

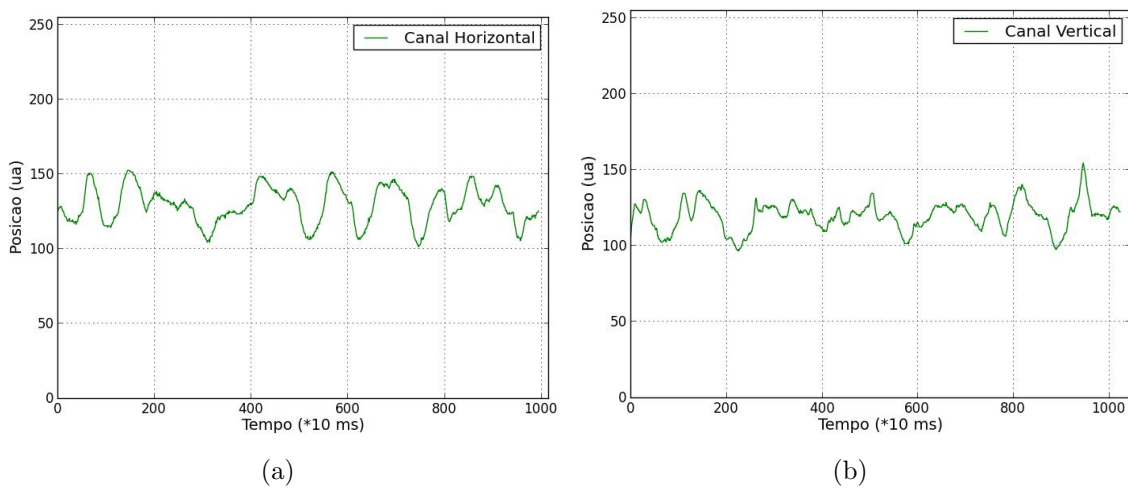


Fig. 5.10: Resultados obtidos no Canal Horizontal com movimentos aleatórios da cabeça e dos olhos em (a) e do Canal Vertical em (b).

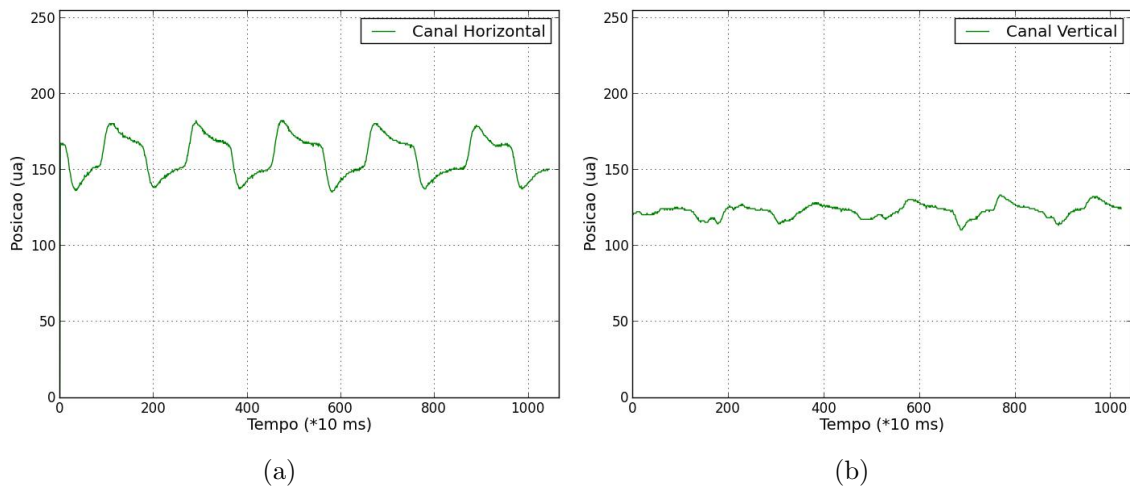


Fig. 5.11: Resultados visualizados para movimentos oculares com as pálpebras fechadas. Canal Horizontal em (a) e Canal Vertical em (b).

intensidade do fechar dos olhos no decorrer do teste, fechou-se várias vezes os olhos. Os resultados são apresentados na figura 5.12. Pela comparação dos dois gráficos podemos deduzir que no Canal Horizontal só se consegue identificar um fechar de olhos forçado, enquanto que no Canal Vertical acontece o contrário, quanto menor for a intensidade do fechar de olhos, melhor é a reação do circuito eletrônico.

5.3.5 Teste 5 - Eléttodos

Este teste foi realizado para verificar a importância do estado dos elétrodos na obtenção dos sinais do circuito eletrônico. Foram realizados testes com elétrodos utilizados mais vezes do que o recomendado e comparados com os resultados utilizando elétrodos novos. O método utilizado neste teste foi o mesmo do 5.3.1. Os resultados são apresentados na figura 5.13.

Através da análise dos resultados obtidos percebe-se que o sinal adquirido por elétrodos usados mais vezes que o recomendado pode acarretar perda de informação importante, bem como acréscimo de ruído no sinal. Conclui-se portanto que o uso de elétrodos em bom estado na aquisição do sinal de EOG é fundamental para obter um sinal com a maior qualidade possível.

5.3.6 Considerações Finais

Através da análise dos resultados dos 5 testes realizados pode-se concluir que o sistema HCI desenvolvido nesta tese consegue adquirir, tratar e utilizar os sinais

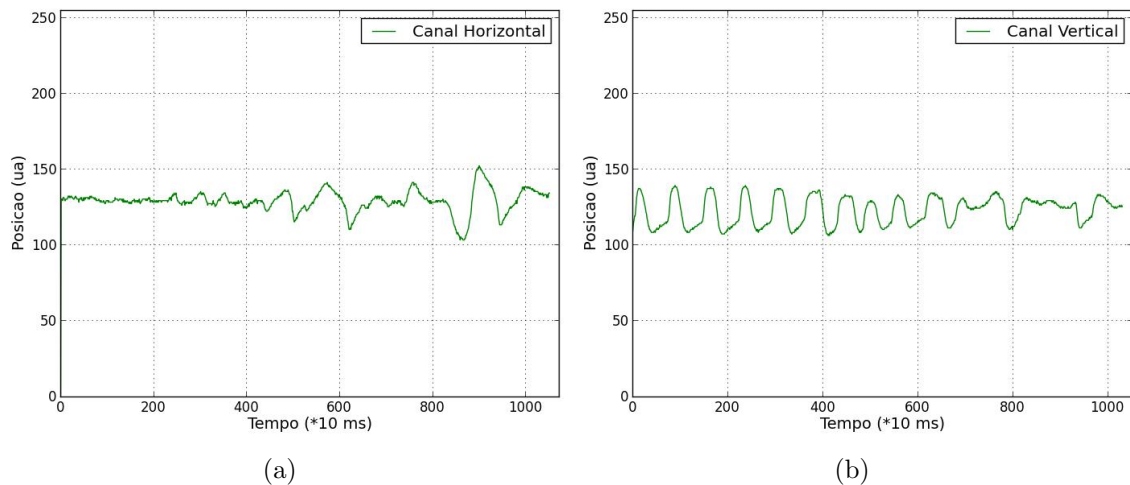


Fig. 5.12: Resultados obtidos com o piscar dos olhos no Canal Horizontal em a) e no Canal Vertical em b).

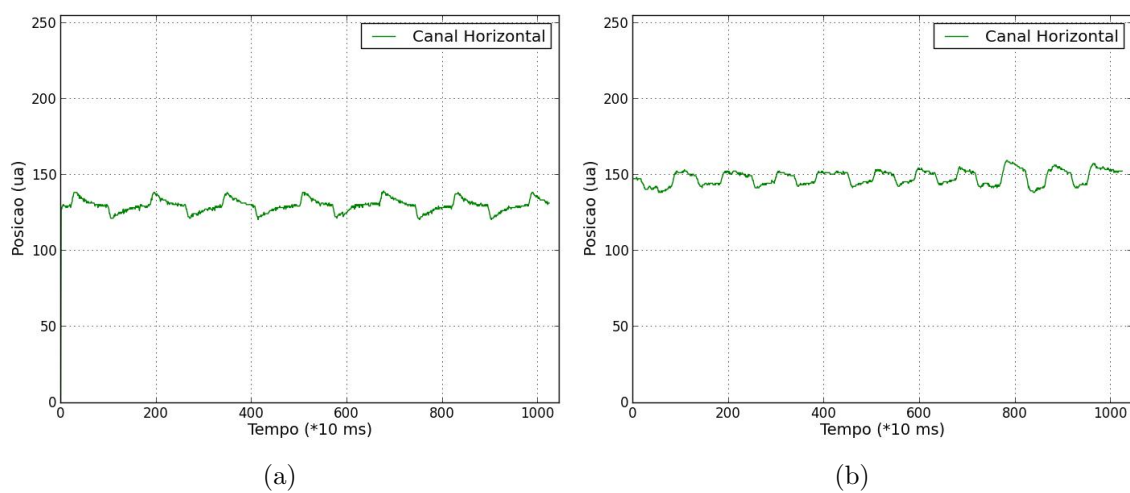


Fig. 5.13: Resultados obtidos com os elétrodos novos em (a) e os elétrodos usados em (b).

provocados por movimentações oculares. Este sistema permite determinar qual a direção do olhar bem como a amplitude do seu movimento. O circuito desenvolvido permite aplicar um ganho em tensão ao sinal adquirido controlável e o algoritmo desenvolvido também. Com os resultados obtidos pode-se concluir que os Módulo 1 - Fonte de alimentação e Módulo 2 - *Driven Right Leg* estão a funcionar de acordo com os seus objetivos. O Módulo 1 permite amplificar a diferença dos sinais provenientes dos elétrodos e envia o ruído comum aos elétrodos dos canais para o Módulo 2, que o envia para o eletrodo *REF* que o injeta no utilizador.

De modo a melhorar a utilização do sinal adquirido, algumas sugestões de melhoria no *software* são: aplicar um filtro de média aos dados recebidos, de forma a reduzir o ruído presente, aplicar ganho aos dados recebidos e utilizar o fechar de olhos para algum tipo de decisão, ou seja, no caso de se substituir um rato de computador por este sistema HCI, o fechar de olhos pode ser utilizado para o clique.

Conclusão

Com o objetivo de melhorar a comunicação e conseqüentemente a qualidade de vida de pessoas com deficiências, o desenvolvimento de sistemas HCI tem vindo a aumentar. De todos os sistemas existentes, este projeto focou-se num sistema HCI baseado em Eletroculografia, com o objetivo de criar um alternativa na aquisição e tratamento do sinal de EOG.

Um sistema HCI baseado em EOG pode utilizar diversos métodos de aquisição de dados. O método escolhido neste projeto foi o de aquisição dos sinais através de elétrodos de superfície colocados na face do utilizador, de onde o sinal é conectado a um circuito eletrónico.

Inicialmente o circuito eletrónico foi pensado para ser uma só placa de circuito impresso. No entanto, esta ideia foi descartada, quando comparada com as vantagens de desenvolver um circuito eletrónico dividido por módulos. Essas vantagens passam por diminuição da possibilidade de erros nos desenhos das placas e a facilidade em concebe-las e implementá-las. Tendo em conta estas vantagens desenvolveram-se 6 módulos, para um canal de aquisição de dados. Para a utilização dos dois canais de aquisição são necessários 10 placas de circuito impresso.

Na realização dos testes de funcionamento às placas foram detetados alguns erros de desenho, que foram facilmente ultrapassados. No Módulo 6 - *Level-Shifter*, o potenciómetro R4 não estava ligado à saída do OPA2277, sendo necessário acrescentar essa ligação na placa. No decorrer dos testes foi necessário trocar alguns condensadores, por defeito dos mesmos. A deteção e resolução destes erros foi relativamente fácil, devido ao reduzido número de componentes por placa. Algumas das desvantagens da utilização de vários módulos no circuito eletrónico são a possibilidade de engano nas ligações dos módulos, o aumento das possibilidades da adição de ruído

ao sinal e o espaço ocupado pelas placas. Optar por escolher componentes de maior precisão na conceção dos módulos pode melhorar o seu desempenho, no entanto acarreta um aumento no preço final do sistema HCI. O desenho dos esquemas e das placas, neste projeto, foi feito no Orcad, que demonstrou ser uma boa ferramenta. Contudo existem algumas alternativas. Uma delas é o Kicad, que oferece a vantagem de ser uma ferramenta *open source*, aliada a vantagem de desenhar esquemas com mais camadas de cobre do que o Orcad.

Depois de escolhidas as aplicações a criar para aquisição e visualização dos sinais, o problema seguinte foi escolher quais as linguagens de programação a utilizar. Como demonstrado no capítulo 5, as escolhas foram a linguagem para o Arduino, o Processing e o Python. Todas elas são *open source*, de fácil e rápida aprendizagem. Permitem a execução dos *sketchs* e programas criados em todos os sistemas operativos, aumentando assim a sua polivalência. Não foram sentidos grandes problemas na criação dos *sketchs* do Arduino e do Processing, no entanto nos algoritmos criados em Python existiram alguns obstáculos. A tentativa de criar um programa que obtivesse os dados e desenhasse um gráfico dos mesmos em tempo real, não foi concluída com sucesso, bem como a criação de um jogo simples para testar a acuidade da aquisição e utilização do movimento ocular no computador.

Através da análise dos resultados obtidos nos testes do sistema implementado, podemos concluir que, através de um sistema HCI baseado num EOG, é possível determinar a direção e a amplitude do movimento ocular. Com esta tese demonstrou-se que o sistema HCI poderá ser utilizado como um sistema de apoio a pessoas com graves deficiências ou doenças que afetem capacidades motoras na melhoria da sua qualidade de vida.

No decorrer do projeto o autor desenvolveu os conhecimentos e a capacidade necessária para desenhar esquemas eletrónicos e placas de circuito impresso, com o intuito de desenvolvimento de diversos tipos de sistemas HCI. Através da alteração de alguns dos parâmetros, necessários para a aquisição do movimento ocular, nos módulos desenvolvidos é possível utilizar o sistema desenvolvido para Eletrocardiografia, Eletroencefalografia ou Eletromiografia.

Ao longo deste projeto foi possível verificar a enorme utilidade de um sistema HCI baseado num EOG em diferentes tipos de utilizações. No entanto, torna-se necessário realizar novos testes ou repetir alguns dos testes já feitos ao circuito eletrónico com diferentes pessoas em diferentes situações, a fim de detetar possíveis melhorias no sistema. A otimização das placas e dos componentes utilizados podem permitir melhores resultados na aquisição do sinal de EOG. As conexões utilizadas

podem ser uma fonte de dano, tanto físico às placas desenvolvidas, como ao sinal de EOG. A sua alteração poderá resultar num sinal com menos ruído, melhorar a interligação das placas e conseqüentemente o seu transporte. Outra sugestão de melhoria é a de miniaturizar os módulos, a fim de melhorar o tamanho ocupado pelos mesmos e melhorar a mobilidade de todo o sistema. Pode-se considerar utilizar uma só placa para o sistema desenvolvido. Esta alternativa permite diminuir os problemas causados pelas conexões e pelo transporte de diversos módulos.

Além das melhorias na aquisição dos dados, podem ser criados algoritmos em Python para tratar o sinal de EOG. Algumas das propostas de algoritmos são utilizar um rato de computador com o olhar; estudo de focos de atenção em publicidade ou avaliação de radiologistas na leitura de radiografias. Podem ainda ser desenvolvidos algoritmos para controlo de membros mecânicos, ou outros dispositivos eletrónicos, para apoio de pessoas com graves deficiências, como tetraplágia, amputação de membros ou habilidades motoras deficientes.

Bibliografia

- [1] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo, and E. López, “System for Assisted Mobility Using Eye Movements Based on Electrooculography,” *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 10, pp. 209–218, Dezembro 2002.
- [2] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo, and E. López, “Wheelchair Guidance Strategies Using EOG,” *Journal of Intelligent and Robotic Systems*, vol. 34, pp. 279–299, Julho 2002.
- [3] Z. Lv, X. Wu, M. Li, and C. Zhang, “Implementation of the EOG-based human computer interface system,” in *Bioinformatics and Biomedical Engineering, 2008. ICBBE 2008. The 2nd International Conference on*, pp. 2188–2191, IEEE, Maio 2008.
- [4] Z. Lv, X. pei Wu, M. Li, and D. Zhang, “A novel eye movement detection algorithm for EOG driven human computer interface,” *Pattern Recognition Letters*, vol. 31, pp. 1041–1047, Janeiro 2010.
- [5] C.-C. Postelnicu, F. Girbacia, and D. Talaba, “EOG-based visual navigation interface development,” *Expert Systems with Applications*, vol. 39, no. 12, pp. 10857–10866, 2012.
- [6] Z. Lv, X.-P. Wu, M. Li, and D.-X. Zhang, “Development of a human computer Interface system,” *Health*, vol. 1, pp. 39–46, Junho 2009.
- [7] H. V. D. Rocha and M. Baranauskas, *Design e avaliação de Interfaces Humano-Computador*. Unicamp, 1 ed., 2003.
- [8] A. B. Usakli, S. Gurkan, F. Aloise, G. Vecchiato, and F. Babiloni, “On the Use of Electrooculogram for Efficient Human Computer Interfaces,” *Computational Intelligence and Neuroscience*, vol. 2010, pp. 1–5, Julho 2010.
- [9] J. P. Raminhos, “Aquisição de Sinais Fisiológicos,” Master’s thesis, Instituto Superior Técnico Universidade Técnica de Lisboa, Abril 2009.

- [10] Y. Chen, “Design and evaluation of a human-computer interface based on electrooculography,” Master’s thesis, Case Western Reserve University, Agosto 2003.
- [11] L. Williams and Wilkins, *ECG interpretation made incredibly easy!* Lippincott Williams & Wilkins, 5 ed., 2011.
- [12] B. Champaty, J. Jose, K. Pal, and A. Thirugnanam, “Development of EOG based human machine interface control system for motorized wheelchair,” in *Emerging Research Areas: Magnetics, Machines and Drives (AICERA/iCMMD), 2014 Annual International Conference on*, pp. 1–7, IEEE, 2014.
- [13] E. Iáñez, A. Úbeda, J. M. Azorín, and C. Perez-Vidal, “Assistive robot application based on an rfid control architecture and a wireless eog interface,” *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 60, no. 8, pp. 1069–1077, 2012.
- [14] S.-L. Wu, L.-D. Liao, S.-W. Lu, W.-L. Jiang, S.-A. Chen, and C.-T. Lin, “Controlling a Human-Computer Interface System With a Novel Classification Method that Uses Electrooculography Signals,” *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 60, pp. 2133–2141, Agosto 2013.
- [15] J. Guerreiro, “A Biosignal Embedded System for Physiological Computing,” Master’s thesis, Instituto Superior de Engenharia de Lisboa, Outubro 2013.
- [16] J. D. Bronzino, J. D. Enderle, and S. M. Blanchard, *Introduction to biomedical engineering*. Elsevier Academic Press, 2 ed., 2005.
- [17] J. D. Bronzino, *Medical devices and systems*. CRC Press, 2006.
- [18] Â. P. Ramos and B. S. Sousa, “Electrocardiograma princípios, conceitos e aplicações,” *Centro de Estudos de Fisiologia do Exercício*, 2007.
- [19] J. Moore and G. Zouridakis, *Biomedical Technology and Devices Handbook*. CRC Press, 2004.
- [20] T. Liu, J. Shi, D. Zhao, and J. Yang, “The relationship between EEG band power, cognitive processing and intelligence in school-age children,” *Psychology Science Quarterly*, vol. 50, no. 2, pp. 259–268, 2008.
- [21] M. B. I. Reaz, M. Hussain, and F. Mohd-Yasin, “Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications,” *Biological procedures online*, vol. 8, pp. 11–35, Janeiro 2006.
- [22] R. H. Chowdhury, M. B. I. Reaz, M. A. B. M. Ali, A. A. A. Bakar, K. Chellappan, and T. G. Chang, “Surface electromyography signal processing and classification techniques,” *Sensors*, vol. 13, pp. 12431–12466, Stembro 2013.

- [23] M. Trikha, A. Bhandari, and T. Gandhi, "Automatic electrooculogram classification for microcontroller based interface design," in *Proc. IEEE Systems and Information Engineering Design Symposium*, pp. 1–6, Abril 2007.
- [24] C. Vinhais, F. Santos, and J. Oliveira, "An EOG-based Human Computer Interface System for Online Control," *Journal of Applied Electromagnetism*, vol. 12, no. 3, pp. 32–38, 2010.
- [25] R. Barea, L. Boquete, S. Ortega, E. López, and J. Rodríguez-Ascariz, "EOG-based eye movements codification for human computer interaction," *Expert Systems with Applications*, vol. 39, no. 3, pp. 2677–2683, 2012.
- [26] A. Q. Malik and J. Ahmad, "Retina based mouse control (RBMC)," *World Academy of Science, Engineering and Technology*, vol. 31, pp. 318–322, 2007.
- [27] E. F. Dome, *Estudo do olho humano aplicado à optometria*. Senac, 2001.
- [28] R. H. S. Carpenter;, *Movements of the eyes*. Pion, 2 ed., 1988.
- [29] C. A. T. Pérez, "Captura de movimientos oculares mediante electrooculografia (EOG)," tech. rep., Facultad Politecnica, Julho 2010.
- [30] B. D. Shaviv, "The design and improvement of an eye-controlled interface," unpublished <http://www.cs.sunysb.edu/~vislab/projects/eye/Reports/report/report.pdf>, 1993.
- [31] S. R. Choudhury, S. Venkataramanan, H. B. Nemade, and J. Sahambi, "Design and development of a novel EOG biopotential amplifier," *International Journal of Bioelectromagnetism*, vol. 7, no. 1, pp. 271–274, 2005.
- [32] S. Venkataramanan, P. Prabhat, S. Choudhury, H. Nemade, and J. Sahambi, "Biomedical instrumentation based on electrooculogram (EOG) signal processing and application to a hospital alarm system," in *Intelligent Sensing and Information Processing, 2005. Proceedings of 2005 International Conference on*, pp. 535–540, IEEE, Janeiro 2005.
- [33] X. Kong and G. F. Wilson, "A new EOG-based eyeblink detection algorithm," *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, vol. 30, no. 4, pp. 713–719, 1998.
- [34] K. Straka, "Design of an Eye Movement System," tech. rep., Instituto Superior de Engenharia do Porto, Julho 2011.
- [35] K. Holmqvist, M. Nyström, R. Andersson, R. Dewhurst, J. Halszka, and J. van de Weijer, *Eye tracking: A comprehensive guide to methods and measures*. Oxford University Press, 2011.

- [36] J. Gu, M. Meng, A. Cook, and M. Faulkner, "A study of natural eye movement detection and ocular implant movement control using processed EOG signals," in *Robotics and Automation, 2001. Proceedings 2001 ICRA. IEEE International Conference on*, vol. 2, pp. 1555–1560, IEEE, 2001.
- [37] C. A. McGibbon, T. Palmer, D. Goldvasser, and D. E. Krebs, "Kalman filter detection of blinks in video-oculography: applications for VVOR measurement during locomotion," *Journal of neuroscience methods*, vol. 106, pp. 171–178, Feveireiro 2001.
- [38] T. E. Hutchinson, K. P. W. Jr, W. N. Martin, K. C. Reichert, and L. A. Frey, "Human-computer interaction using eye-gaze input," *Systems, Man and Cybernetics, IEEE Transactions on*, vol. 19, pp. 1527–1534, Dezembro 1989.
- [39] A. T. Vehkaoja, J. A. Verho, M. M. Puurtinen, N. M. Nöjd, J. O. Lekkala, and Jari, "Wireless head cap for EOG and facial EMG measurements," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the*, pp. 5865–5868, IEEE, 2006.
- [40] A. Bulling, D. Roggen, and G. Tröster, *Wearable EOG goggles: eye-based interaction in everyday environments*. ACM, 2009.
- [41] R. Celli and C. Meyer, "Development of an integrated wearable EOG-based eye-tracker," Master's thesis, ETH Zurich, Abril 2008.
- [42] B. B. Winter and J. G. Webster, "Driven-right-leg circuit design," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 30, no. 1, pp. 62–66, 1983.
- [43] A. P. Júnior, *Amplificadores operacionais e filtros ativos*. Porto Alegre: Bookman, 6 ed., 2003.
- [44] A. F. Garcia, P. t. da Silva, and Y. M. C. Masselli, "Avaliação de amplificadores de instrumentação para sistemas de aquisição de sinais bioelétricos," tech. rep., Instituto Nacional de Telecomunicações - Inatel.
- [45] A. Malvino and D. J. Bates, *Eletrônica*, vol. 2. Mc GrawHill, 7 ed., 2007.
- [46] C. Kitchin and L. Counts, *A designer's guide to instrumentation amplifiers*. Analog Devices, 3 ed., 2000.
- [47] R. N. Rountre, "Electrostatic discharge protection circuit." Google Patents, Abril 1991. US Patent 5,012,317.
- [48] S. Franco, *Design with operational amplifiers and analog integrated circuits*. McGraw-Hill New York, 3rd ed., 2002.
- [49] S. Butterworth, "On the theory of filter amplifiers," *Wireless Engineer*, vol. 7, pp. 536–541, Outubro 1930.

-
- [50] L. E. F. Jr, *Fundamentos de Comunicação Eletrônica*, vol. 1. McGraw Hill Brasil, 3 ed., 2013.
- [51] J. M. Zelle, *Python programming: an introduction to computer science*. Franklin, Beedle & Associates, Inc., 2004.
- [52] A. Martelli, *Python in a nutshell*. O'Reilly Media, Inc., 2 ed., Julho 2006.
- [53] C. R. Reis, *Python na Prática: Um curso objetivo de programação em Python*, Abril 2004.
- [54] L. E. Borges, *Python para desenvolvedores*, 2 ed., 2010.

Apêndice A

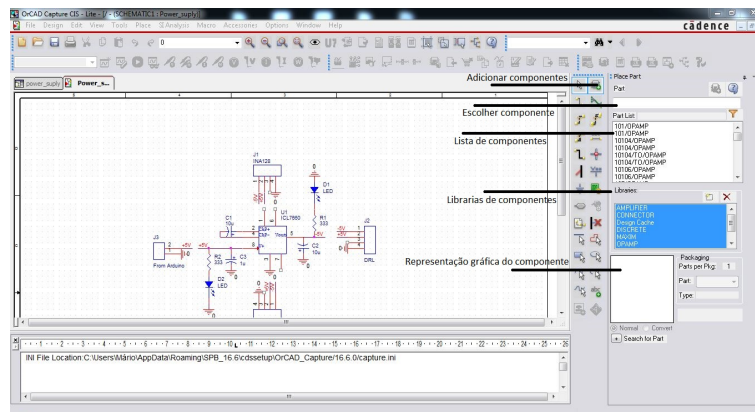
Orcad e PCB

Neste apêndice são apresentados alguns dos menus utilizados, no desenho dos esquemas e das placas, no Orcad e no PCB.

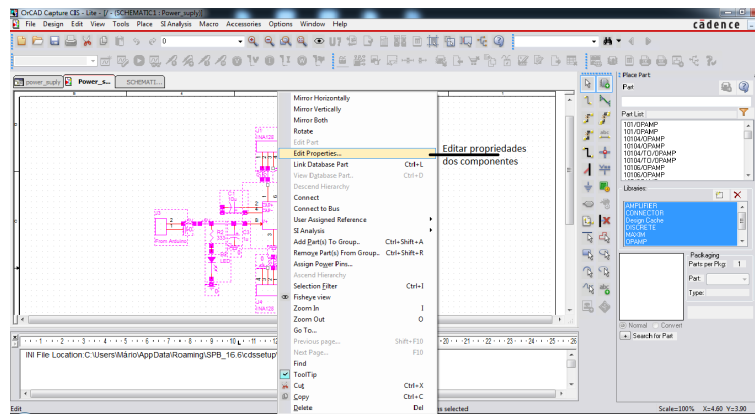
Na figura [A.1](#) (a) explica-se como procurar e escolher as componentes desejadas no desenho do circuito eletrônico. Depois de colocados os componentes desejados e efetuadas as ligações entre eles, selecionam-se todos os componentes e clicando com o botão direito do rato aparece o menu apresentado em [A.1](#) (b). Escolhe-se a opção *Edit Properties* e de seguida escolhem-se as *footprints* desejadas no campo *PCB Footprints*.

Na figura [A.2](#) explica-se como escolher as opções *Design Rules Check*, *Netlist* e Lista de materiais, de modo a obter a placa de circuito impresso. Depois de efetuados estes passos, o próximo passo é criar a placa de circuito impresso.

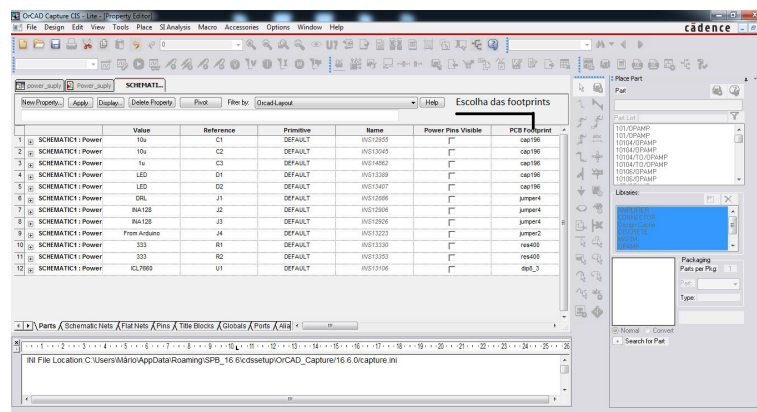
Na figura [A.3](#), utiliza-se a opção *2 - Place Manual -H* para colocar todos os componentes de uma vez na placa. O passo seguinte é criar os ficheiros *Gerber* da placa desenhada representado nas figuras [A.3](#) (b) e (c).



(a)



(b)



(c)

Fig. A.1: Apresentação do Orcad. Explicação de como desenhar um circuito eletrônico no Orcad. Procura e escolha dos componentes em (a). Em (b) e (c) escolha das footprints.

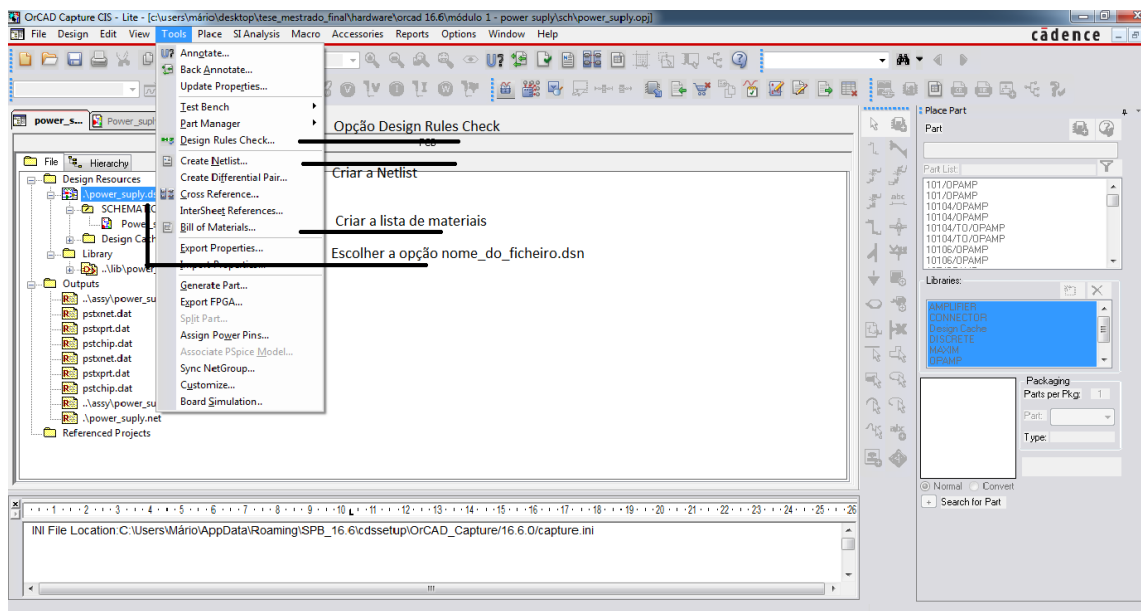
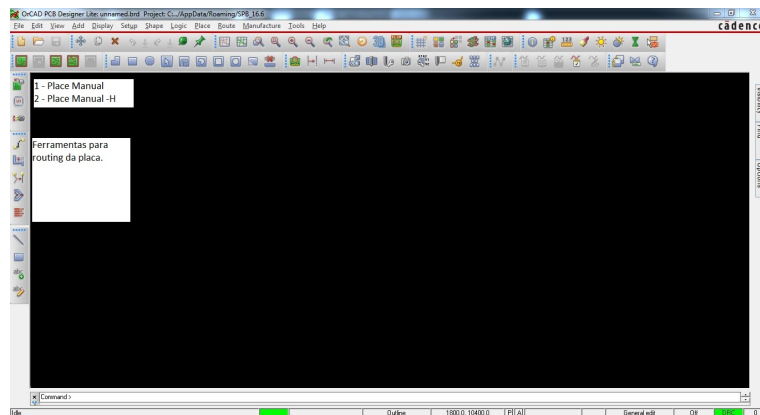
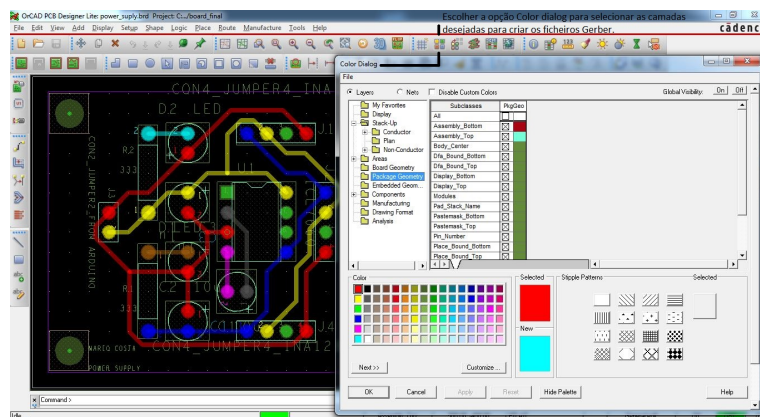


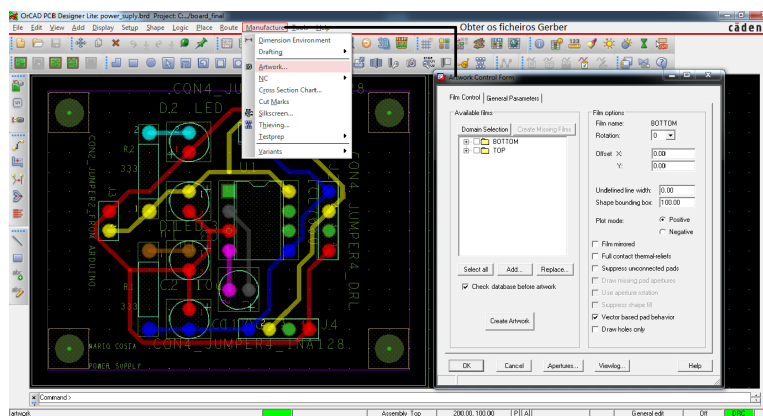
Fig. A.2: Representação das opções *Design Rules Check*, *Netlist* e Lista de materiais.



(a)



(b)



(c)

Fig. A.3: Apresentação do PCB. Explicação de como desenhar uma placa de circuito impresso no PCB em a). Em b) e c) elaboração dos ficheiros Gerber.

Apêndice **B**

Orçamento dos módulos

Neste apêndice serão apresentados os orçamentos de cada módulo desenhado. Para o orçamento de todo o projeto, a estes orçamentos acrescentem os valores dos itens referidos na lista de material da secção [4.2](#).

Tab. B.1: Orçamento do **Módulo 1** - Fonte de alimentação.

Referência	Parte	Quantidade	Valor unitário	Total
C1,C2	10uF	2	0.15 €	0.30 €
C3	1uF	1	0.15 €	0.15 €
D1, D2	LED	2	0.30 €	0.60 €
J1, J4, J2	Conector 4	3	0.08 €	0.24 €
J3	Conector 2	1	0.04 €	0.04 €
R1, R2	333Ω	2	0.03 €	0.06 €
U1	ICL7660	1	2.16 €	2.16 €
	PCB	1	27.00 €	27.00 €
			Total	30.55 €

Tab. B.2: Orçamento do **Módulo 2** - *Driven Right Leg*.

Referência	Parte	Quantidade	Valor unitário	Total
J1, J2, J3	Conector 2	3	0.08 €	0.24 €
J4	Conector 4	1	0.08 €	0.08 €
R1,R3	390k Ω	2	0.03 €	0.06 €
R2	10k Ω	1	0.03 €	0.03 €
U1	OPA2277	1	2.62 €	2.62 €
	PCB	1	27.00 €	27.00 €
			Total	30.03 €

Tab. B.3: Orçamento do **Módulo 3** - Amplificador de Instrumentação.

Referência	Parte	Quantidade	Valor unitário	Total
C1,C3,C4,C5	100nF	4	0.15 €	0.60 €
C2	47nF	1	0.10 €	0.10 €
J2, J4	Conector 2	2	0.04 €	0.08 €
J1, J3	Conector 4	2	0.08 €	0.16 €
R1,R3	6.8k Ω	2	0.02 €	0.04 €
R2	10k Ω	1	0.07 €	0.07 €
R4	5.4k Ω	1	1.50 €	1.50 €
R5, R6	2.7K Ω	2	0.02 €	0.04 €
U1	INA128p	1	7.81 €	7.81 €
	PCB	1	14.50 €	14.50 €
			Total	24.90 €

Tab. B.4: Orçamento do **Módulo 4** - Filtro Passa-Banda.

Referência	Parte	Quantidade	Valor unitário	Total
C1,C2	22uF	2	0.20 €	0.40 €
C3	1uF	1	0.15 €	0.30 €
C4	1.3uF	1	0.15 €	0.30 €
J1, J2	Conector 4	2	0.08 €	0.16 €
R1	20k Ω	1	0.02 €	0.02 €
R2	10k Ω	1	0.03 €	0.03 €
R3, R4	2.7k Ω	2	0.03 €	0.06 €
R5	15K Ω	1	0.02 €	0.02 €
U1	OPA2277	1	2.26 €	2.26 €
	PCB	1	14.50 €	14.50 €
			Total	18.05 €

Tab. B.5: Orçamento do **Módulo 5** - Filtro Rejeita-Banda.

Referência	Parte	Quantidade	Valor unitário	Total
C1,C2	100nF	2	0.15 €	0.30 €
C3	200nF	1	0.15 €	0.15 €
J1, J2	Conector 4	2	0.08 €	0.16 €
R1,R2	32k Ω	2	0.03 €	0.06 €
R3	16k Ω	1	0.03 €	0.03 €
R4	100k Ω	1	1.00 €	1.00 €
U1	OPA2277	1	2.26 €	2.26 €
	PCB	1	14.50 €	14.50 €
			Total	18.46 €

Tab. B.6: Orçamento do **Módulo 6** - *Level-Shifter*.

Referência	Parte	Quantidade	Valor unitário	Total
J1	Conector 4	1	0.08 €	0.08 €
J2	Conector 2	1	0.04 €	0.04 €
R2, R6	10k Ω	2	0.02 €	0.04 €
R5	10k Ω	1	1.50 €	1.50 €
R3	1k Ω	1	0.03 €	0.03 €
R4	100k Ω	1	1.00 €	1.00 €
R1, R7	20k Ω	2	0.02 €	0.04 €
U1	OPA2277	1	2.26 €	2.26 €
	PCB	1	14.50 €	14.50 €
			Total	19.49 €

Tab. B.7: Orçamento para um sistema HCI com dois canais.

Item	Quantidade	Valor Módulo	Total
Módulo 1	1	30.55 €	30.55 €
Módulo 2	1	30.03 €	30.03 €
Módulo 3	2	24.90 €	49.80 €
Módulo 4	2	18.05 €	36.10 €
Módulo 5	2	18.46 €	36.92 €
Módulo 6	2	19.49 €	38.98 €
Arduino	1	20.00 €	20.00 €
Fios de ligação + elétrodos	–	15.00 €	15.00 €
Extras		5.00 €	5.00 €
		Total	262.38 €