



Interface Humana Músculo-Facial

IRINA MANUELA SILVA VIEIRA
Novembro de 2014



INTERFACE HUMANA MÚSCULO-FACIAL

Irina Manuela da Silva Vieira

Dissertação apresentada no Instituto Superior de Engenharia do Porto para
obtenção do grau de Mestre em Engenharia de Computação e Instrumentação
Médica

Orientador:
Prof. JOÃO PAULO BAPTISTA

2014

Por tudo o que são e por tudo o que contribuem para eu ser feliz e realizada, ao nível pessoal e profissional, dedico este projeto aos meus pais, António e Silvina, às minhas irmãs, Marlene, Salomé e Gisela e aos meus amigos, especialmente ao Miguel e à Joana. A todos, muito obrigada.

Agradecimentos

Agradeço de forma geral a todos os que tornaram possível este trabalho, especialmente a:

- ao Prof. Eng.º João Paulo Baptista, meu orientador, por toda a disponibilidade, sabedoria, críticas e apoio no desenvolvimento deste projeto.
- a toda a equipa da *EvoLeo Technologies*, em especial ao Eng.º Rodolfo Martins e Eng.º Hélder Fonseca pela oportunidade e, também, ao Eng.º Igor Trindade, Eng.º Saulo Sobreiro e Eng.º Carlos Sousa porque foram as soluções quando o caminho se fechava.
- ao Eng.º Pedro Guimarães e Eng.ª Cristina Ribeiro que sempre se prontificaram a disponibilizar todos os recursos necessários à concretização desta tese.

Resumo

Esta dissertação tem como principal objetivo a criação de uma interface humana, baseada na eletromiografia dos músculos orbicular do olho e frontalis.

O algoritmo de programação do microcontrolador ATmega2560 deteta o piscar de olhos voluntário, conta o número de vezes que este acontece e verifica se preenche os requisitos necessários à execução de um comando.

Para este efeito foram utilizados elétrodos para a captação do sinal eletromiográfico. O sinal analógico é condicionado pela *Shield* ECG/EMG da Olimex sendo enviado para o arduíno ATmega2560. Este microcontrolador administra todos os atuadores, dos quais o mais importante é um painel de comandos (quatro comandos diferentes), no qual existe um ponteiro motorizado que indica qual a ação a realizar.

O código de execução é extremamente simples:

- se o utilizador piscar os olhos três vezes, o ponteiro movimenta-se para a secção do painel imediatamente à direita; e
- se o utilizador piscar os olhos quatro vezes, o ponteiro movimenta-se para a secção do painel imediatamente à esquerda.

Os testes realizados com este dispositivo indicam que os utilizadores demoram menos de 10 minutos a aprender a utilizar e executar todos os comandos do painel. Apenas num dos testes realizados o dispositivo não funcionou.

Dos utilizadores que realizaram o teste:

- vários usam óculos;
- um idoso com graves problemas auditivos, cegueira parcial e dificuldades locomotoras;
- nenhum foi incapaz de piscar, pelo menos, um dos olhos voluntariamente; e
- a maioria referiu que, com alguma concentração e principalmente se ouvirem o bip sonoro, a aprendizagem de utilização torna-se muito fácil.

Apesar dos limites impostos à concretização de um projeto deste tipo (dos quais se evidenciam as dificuldades em conseguir voluntários com paralisia medular, bem como os limites orçamentais), pode-se afirmar que este dispositivo é eficaz e seria uma mais valia quando implementado num cenário de paralisia medular (total ou parcial). A melhoria de qualidade de vida de um utilizador com estes problemas físicos, ou outros que lhe comprometam a locomoção é garantida. O cenário em que vivem é tremendamente limitado sendo urgente criar soluções para tornar estas vidas mais cómodas.

Com os devidos aplicativos, o utilizador poderia abrir portas ou janelas, acender ou apagar luzes, pedir ajuda, ajustar a posição da cama, controlar cadeiras de rodas, entre outros. É neste sentido que surge a minha motivação de criar algo que ajude estas pessoas.

Palavras-Chave

Interface Humana Músculo-Facial, arduíno, paralisia, biossensor, sinal biológico, nervo facial.

Abstract

This dissertation aims to create a human interface, based on electromyography of the orbicularis and frontalis muscles of the eye.

The algorithm that programs the microcontroller ATmega2560 detects voluntary eye blinking, counts the number of times this action occurs and checks whether it meets the requirements to run a command.

Considering this purpose, electrodes were used to collect the EMG signal. The analog signal is conditioned by Olimex Shield ECG / EMG and it is sent to the arduino ATmega2560. This microcontroller manages all the actuators of which the most important one regards a control panel (four different commands), where we can find a motor pointer indicating which action to perform.

The code execution is extremely simple:

- If the user blinks three times, the pointer moves to the panel section immediately to the right;
- If the user blinks four times, the pointer moves to the panel section to the immediate left.

Tests performed with this device indicate that users take less than 10 minutes to learn how to use and run all commands on the panel. The device only faulted in one test.

Users that took the test:

- Several wear glasses;
- An elderly patient with severe hearing problems, blindness and partial locomotor difficulties;
- None was unable to voluntarily blink at least one eye;
- The majority said that, with some concentration, and especially if they hear a beep, learning usage becomes very easy.

Despite the limitations of implementing a project of this type (I need to mention the difficulties of getting volunteers with spinal cord paralysis as well as budgetary constraints), this device is effective and would be an asset when deployed on a scenario of medullar paralysis (total or partial). Improving quality of life of a user, with these physical

or other problems, that compromise his, or hers, mobility is guaranteed. The scenario in which they live is tremendously limited and urgently needs solutions to make these more comfortable lives.

With proper application, the user could open doors or windows, turn on or off lights, ask for help, adjust the position of the bed, controlling wheelchairs, among other things. It is in this sense that my motivation is arised to create something to help such people.

Keywords

Human Interface of Facial Muscle, Arduino, paralysis, biosensor, biological signal, facial nerve.

Índice

AGRADECIMENTOS.....	I
RESUMO.....	III
ABSTRACT.....	V
ÍNDICE.....	VIII
ÍNDICE DE FIGURAS.....	IX
ACRÓNIMOS.....	XIII
1. INTRODUÇÃO.....	15
1.1.SISTEMA NERVOSO MOTOR E MUSCULAR.....	17
1.2.ELETROMIOGRAFIA.....	21
1.3.ESTADO DE ARTE.....	22
2. SISTEMA DE AQUISIÇÃO, ANÁLISE E TRATAMENTO DE DADOS.....	25
2.1.VISÃO GERAL DE TODO O SISTEMA.....	25
2.2.MATERIAIS E PROCEDIMENTO.....	34
2.3.CONDICIONAMENTO E ANÁLISE DO SINAL.....	39
3. APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS OBTIDOS.....	44
3.1.GRUPO DE UTILIZADORES.....	44
3.2.TESTE À EXECUÇÃO DE COMANDOS.....	45
4. CONCLUSÕES.....	49
REFERÊNCIAS DOCUMENTAIS.....	51
ANEXO A. ALGORITMO DE PROGRAMAÇÃO DO MICROCONTROLADOR	
ATMEGA2560.....	54

Índice de Figuras

Figura 1 – Sistema nervoso central e periférico (Dias).	17
Figura 2 - Resumo dos nervos cranianos (Souza).	18
Figura 3 – Tipos de paralisia de acordo com o local do trauma medular (LAFREST, 2014).	19
Figura 4 – Músculos da face (Rico & Sánchez).	19
Figura 5 – Trajeto do nervo facial (VII) (Silva).	20
Figura 6 – Potencial de ação muscular, com referência à importância da atividade das bombas de sódio e potássio na geração do diferencial de membrana (Almeida, 2014).	22
Figura 7 – Kit BITalino (Bitalino).	23
Figura 8 – Cenário do estudo de Christian I. Penaloza (Penaloza).	24
Figura 9 – Imagem global de todo o sistema que compõe a interface humana músculo-facial.	25
Figura 10 – Localização dos três elétrodos.	26
Figura 11 – Caixa principal, onde se pode ver o interruptor “On/Off” (1), os LED verde (2) e amarelo (3), botão vermelho de “Reset” (4), interruptor de “calibração” (5), coluna de som (6) e ligações para os diferentes cabos de <i>interface</i> (7).	27
Figura 12 – LCD, com botão de ajuste de contraste.	28
Figura 13 – Painel de seleção.	29

Figura 14 – À esquerda: elétrodos do tipo EEG, com terminal estéreo; à direita: gel condutor.	30
Figura 15 – LCD com mensagem de iniciação.	31
Figura 16 – LCD com mensagem de que o dispositivo está pronto a receber comandos.	31
Figura 17 – Mensagem no LCD acerca do estado da fonte de alimentação.	31
Figura 18 – LCD com indicação de bateria fraca (à esquerda) e com a recomendação para desligar o dispositivo (à direita).	32
Figura 19 – Função de calibração acionada, com a visualização do novo limite no LCD e LED amarelo ligado.	33
Figura 20 – Arduíno Mega 2560 (Arduino, 2014).	34
Figura 21 – <i>Shield</i> ECG/EMG da Olimex (Usunov).	35
Figura 22 – Esquema elétrico da <i>Shield</i> ECG/EMG.	36
Figura 23 – Placa experimental do circuito de interligação.	36
Figura 24 – Esquema elétrico do sistema que constitui o dispositivo deste projeto (M. Visio).	37
Figura 25 – Microservo utilizado para movimentar o ponteiro do painel de seleção (Arduino, 2014).	38
Figura 26 – Esquema de “blocos” de todo o sistema.	40
Figura 27 – Gráfico com cinco “pisca de olhos” (<i>Realterm</i> e M. Excel).	41
Figura 28 – Fluxograma do algoritmo de programação do ATmega2560 (1. ^a parte) (M. Visio).	42
Figura 29 - Fluxograma do algoritmo de programação do ATmega2560 (2. ^a parte) (M. Visio).	43

- Figura 30 – À esquerda, o diagrama de extremos e quartis da idade dos utilizadores; à direita, o gráfico circular com a proporção de mulheres e homens da amostra (M. Excel). 45
- Figura 31 – Diagrama de extremos e quartis para o tempo de aprendizagem e tempo de execução dos diferentes comandos (M. Excel). 46
- Figura 32 – Relação entre o número de tentativas para executar um comando e o tipo de comando. (M. Excel) 47

Acrónimos

- IHMF – Interface Humana Músculo-Facial
- IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia Estatística
- EMGs – Eletromiografia de superfície
- GSR – Resposta galvânica da pele
- EEG – Eletroencefalograma
- ECG – Eletrocardiograma
- EMG – Eletromiografia
- EOG – Eletrooculografia
- LCD – *Liquid Crystal Display*
- LED – *Light Emitting Diode*

1. INTRODUÇÃO

De acordo com um estudo realizado em 2010 sobre a incidência de traumas na espinal medula (Van Den, Castellote, Mahillo, & de Pedro, 2010) existem cerca de 57,8 pessoas abrangidas, por milhão, em Portugal. Esta referência também denuncia a existência de dois picos etários: o primeiro em jovens adultos entre os quinze e os vinte e nove anos e o segundo para idades acima dos sessenta e cinco anos.

Uma publicação de 2006 (Wyndaele & Wyndaele, 2006) reporta para uma incidência mundial de trauma na espinal medula de 10,4 a 83 pessoas por milhão de habitantes, por ano. Um terço destes pacientes estão diagnosticados como tetraplégicos e metade têm uma lesão completa. Estimou-se que a idade média era de trinta e três anos e que abrangia mais 3,8 vezes os homens do que as mulheres.

De acordo com dados do censo do Instituto Brasileiro de Geografia Estatística (IBGE) no Brasil, em 2009 existiam mais de 9 milhões portadoras de algum tipo de deficiência física (USC). Em 2012 foi realizado um estudo no qual se estima que, nos EUA existem cerca de 270 mil pessoas com danos na coluna vertebral (NSCISC, 2012), 52% dos quais são considerados paraplégicos e 47% quadriplégicos (Pages). Em cada ano, surgem aproximadamente doze mil novos pacientes com este tipo de danos (NSCISC, 2012).

Como se pode constatar, existem muitas pessoas com mobilidade reduzida e muitas outras que se encontram “fechadas” no seu próprio corpo, acamados, em cadeiras de rodas ou que usam canadianas ou andarilhos.

No âmbito da dissertação do mestrado de Computação e Instrumentação Médica, do Instituto Superior de Engenharia do Porto, criei um *Interface Humano Músculo-Facial* (IHMF), baseado na eletromiografia. Tal como o nome o sugere, é um dispositivo de “interligação” e “interação” entre o ser humano e o meio que o rodeia, que permite a realização de várias tarefas através da contração de alguns músculos da face (músculo ocular orbicular na secção orbital e músculo frontalis). É um projeto que possibilita, principalmente a este público-alvo (pessoas com traumas na espinal medula), mas não só (traumatismos nos membros, lesões musculares ou outras condições que limitem a independência de movimentos e de ações do quotidiano), simplificar e facilitar a comunicação com os outros, melhorando a sua qualidade de vida no que respeita à comodidade de se poder executar de forma independente muitas das tarefas diárias que até então não seriam possíveis sem a ajuda de terceiros. A maior valia deste dispositivo é o seu custo reduzido, aliada a uma utilização simples e eficaz. Assim sendo, está ao alcance da maioria dos grupos sociais e pode ser utilizado por quase todas as classes etárias.

O utilizador tem de piscar os olhos voluntariamente e, dependendo do número de vezes que o faz, é executado um comando. Para saber se o “piscar” é válido, sempre que o executa ouve-se um som em tom de “bip”.

De modo a diminuir os custos de concretização deste projeto, foi construído um painel de “comandos”, que são apontados através do movimento de um ponteiro motorizado (ver secção 2.1 para uma descrição pormenorizada).

Apesar de não serem apresentadas como exemplos práticos, poderiam ser feitos diversos ajustes de utilização e adaptados ao utilizador. Veja-se o exemplo de uma criança que ainda não sabe contar nem ler. O painel de seleção seria predominantemente constituído por desenhos e seriam utilizadas luzes para mostrar quantas vezes já tinha “piscado” os olhos. Mesmo para uma pessoa com surdez, o sistema de luzes indicadoras dos “piscar” válidos tornariam a utilização deste dispositivo muito mais fácil. Para uma pessoa cega e surda usar-se-ia uma pequena vibração em vez do som e das luzes.

O leque de opções de utilização que se pode associar a esta ideia é enorme, principalmente se o dispositivo for equipado com comunicação *wireless*, e depende da necessidade de cada utilizador. Algumas destas poderão ser:

- controlo motor de camas elétricas e hidráulicas, assim como de cadeiras de rodas elétricas;

- reprodução de frases pré-gravadas;
- ativar algumas funcionalidades em aparelhos eletrônicos, como televisores, telemóveis, rádios, micro-ondas, etc.;
- abrir/fechar portas, janelas, etc.; e
- acender/apagar luzes.

1.1. SISTEMA NERVOSO MOTOR E MUSCULAR

A análise de como se organiza o sistema nervoso motor e sistema muscular esquelético permite compreender como é que uma pessoa com traumatismo na espinal medula pode, ainda assim, controlar os músculos da face.

O sistema nervoso está dividido em duas partes (Figura 1):

1. sistema nervoso central: cérebro (ou encéfalo) e espinal medula; e
2. sistema nervoso periférico: nervos cranianos (Figura 2) e nervos espinais.

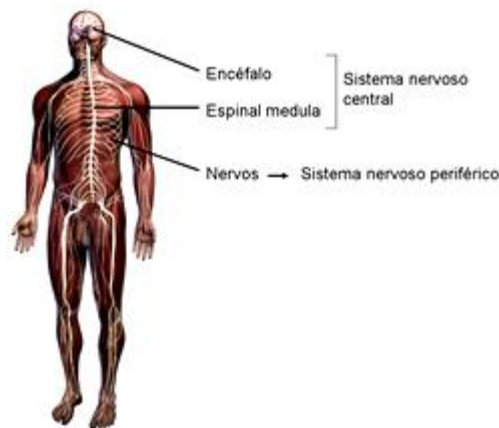
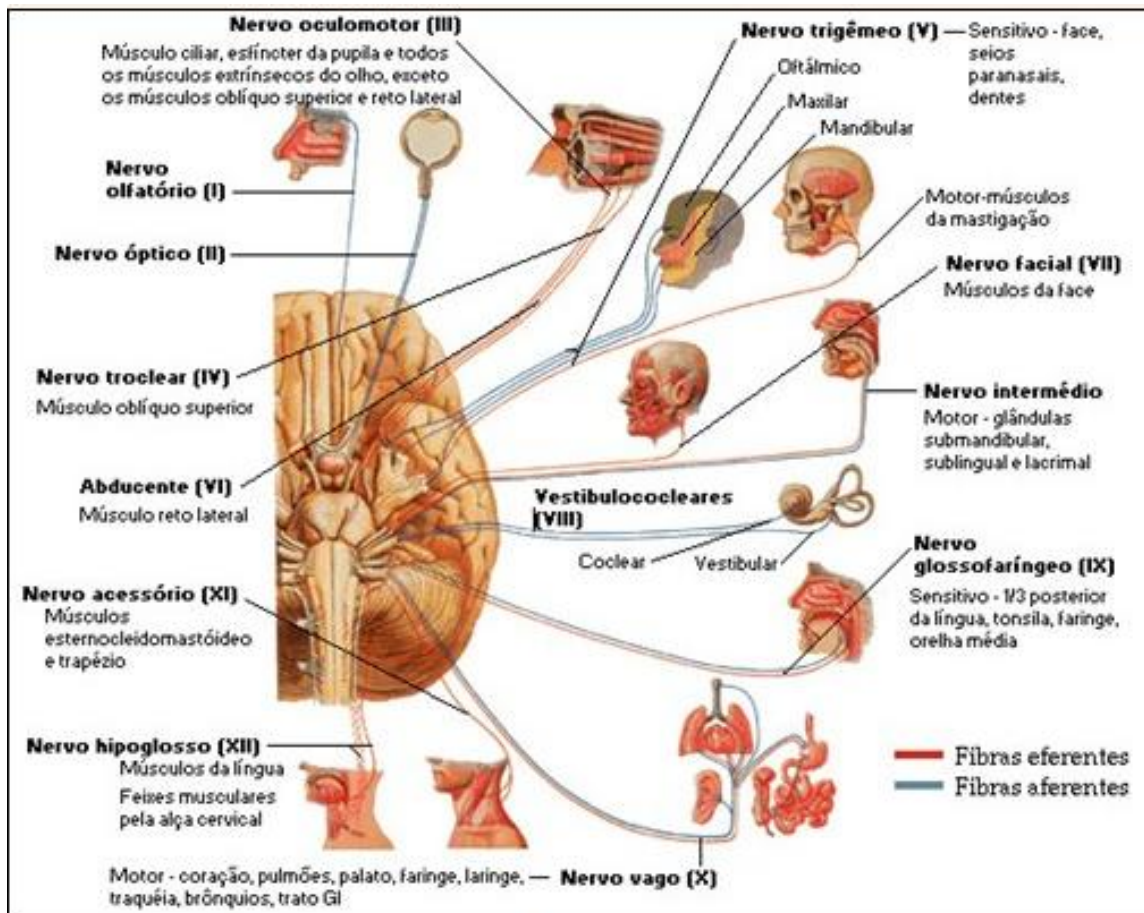


Figura 1 – Sistema nervoso central e periférico (Dias).

Os nervos cranianos emergem da base do encéfalo e, tal como se pode constatar na Figura 2, não estão diretamente relacionados com a espinal medula (estende-se desde o forame magno até à primeira vértebra lombar) (Van de Graaff, 1998).



Fonte: NETTER, Frank H.. Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

Figura 2 - Resumo dos nervos cranianos (Souza).

A paralisia é uma perda permanente de controlo motor, normalmente resultante de uma doença ou lesão da espinal medula ou de nervos específicos. Se ocorrer em ambas as extremidades inferiores é uma paraplegia. Se abranger tanto a extremidade superior como a inferior é uma hemiplegia (se for só de um lado) ou uma quadriplegia (de for dos dois lados, ou seja, envolve todo o corpo abaixo do pescoço) (Van de Graaff, 1998).

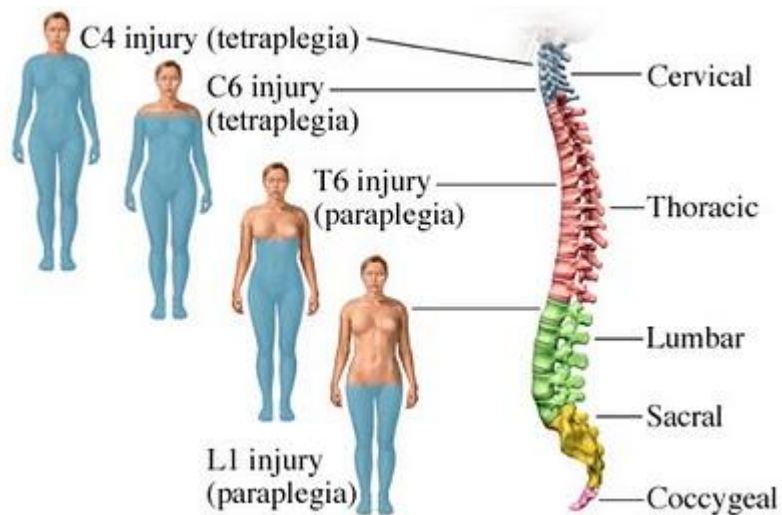


Figura 3 – Tipos de paralisia de acordo com o local do trauma medular (LAFREST, 2014).

Tal como se irá explicar nos próximos parágrafos, uma lesão medular não envolve o nervo facial e, assim, é viável “aproveitar” a atividade voluntária dos músculos da face numa situação de paralisia medular.

Na face (Figura 4) é o músculo orbicular do olho na sua parte orbital e o músculo frontalis os estudados neste projeto para realizar a eletromiografia superficial, cujos impulsos de tensão controlarão os diferentes comandos.

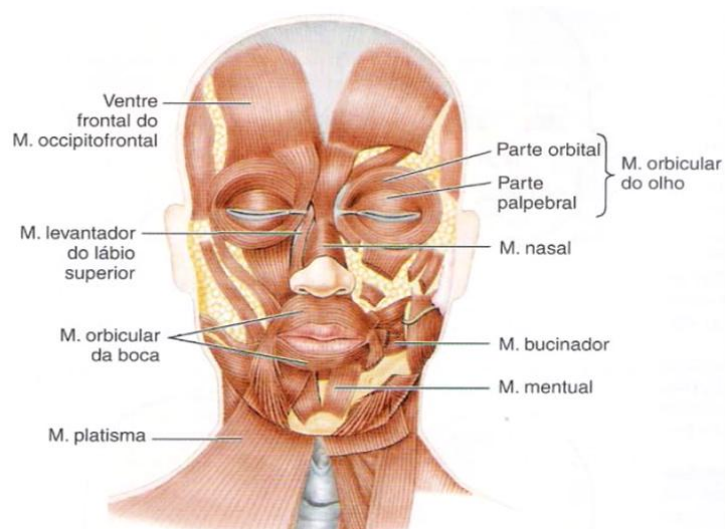


Figura 4 – Músculos da face (Rico & Sánchez).

Os músculos faciais são inervados pelo nervo craniano VII: o facial.

A Figura 2 mostra que o nervo facial emerge da base do cérebro, no sulco pontino inferior (Souza). Este é um nervo misto, que possui uma raiz motora e outra sensorial, mas considera-se que a sua função é essencialmente motora (Silva). As suas fibras motoras (eferentes) dão origem a dois ramos: o temporo facial e o cérvico facial. Numa ramificação em forma de leque, o nervo facial inerva os músculos cutâneos da cabeça e do pescoço (Figura 5).

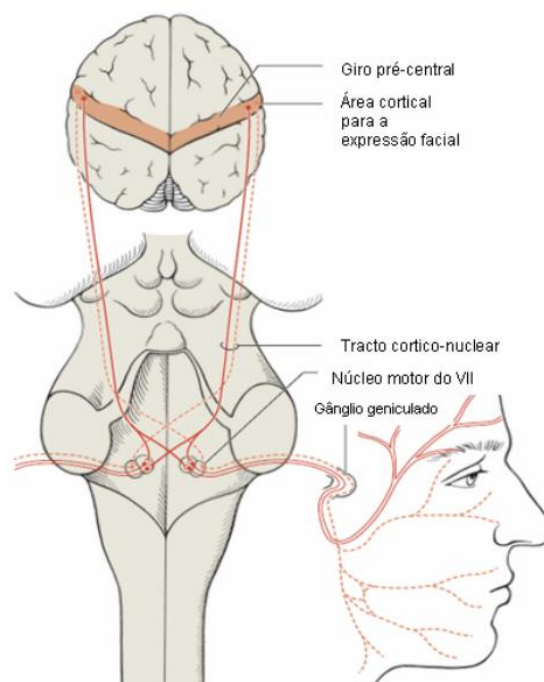


Figura 5 – Trajeto do nervo facial (VII) (Silva).

A paralisia do nervo facial impede o fecho das pálpebras (porque inerva o músculo orbicular). Se ocorrer uma paralisia facial periférica (lesão nuclear ou abaixo do núcleo motor), há comprometimento de toda a musculatura mímica unilateral. Em lesões supranucleares verifica-se paralisia facial central, com inatividade da musculatura mímica da parte inferior da face (Souza).

Portanto, como se pode constatar pela informação suprarreferida, o funcionamento deste dispositivo torna-se impraticável se o utilizador tiver paralisia do nervo facial.

1.2. ELETROMIOGRAFIA

Esta dissertação baseia-se na aquisição e tratamento do sinal miográfico, resultante da contração dos músculos orbicular do olho e frontalis. Para tal, é necessário realizar uma eletromiografia superficial (ver secção 2.2).

A eletromiografia de superfície (EMGs) é um exame em tempo real, não invasivo e indolor, no qual se utilizam elétrodos superficiais para captar o potencial elétrico gerado na contração muscular. O diferencial captado é a soma (temporal e espacial) de todos os pequenos potenciais de ação de todas as unidades motoras envolvidas no espaço abrangido, assim como o resultado de todas as resistências e dispersões do sinal (visto que é um sinal captado à superfície da pele, o seu trajeto até à superfície encontra tecidos que oferecem resistência à propagação do sinal, sendo afetado por todas as características anatómicas e fisiológicas do local).

Ao nível celular, a excitação (com conseqüente contração) do músculo-esquelético ocorre na junção neuromuscular quando o neurónio motor desencadeia um potencial de ação (Figura 6). Os detalhes celulares da contração muscular estão fora do âmbito deste projeto e como tal não serão detalhados. No entanto, é importante referir que o potencial de repouso de uma membrana muscular é no mínimo -90 mV e aquando do potencial nervoso que desencadeia a contração muscular, o diferencial aumenta até ao máximo de +75 mV (Guyton & Hall, Tratado de Fisiologia Médica, 1997).

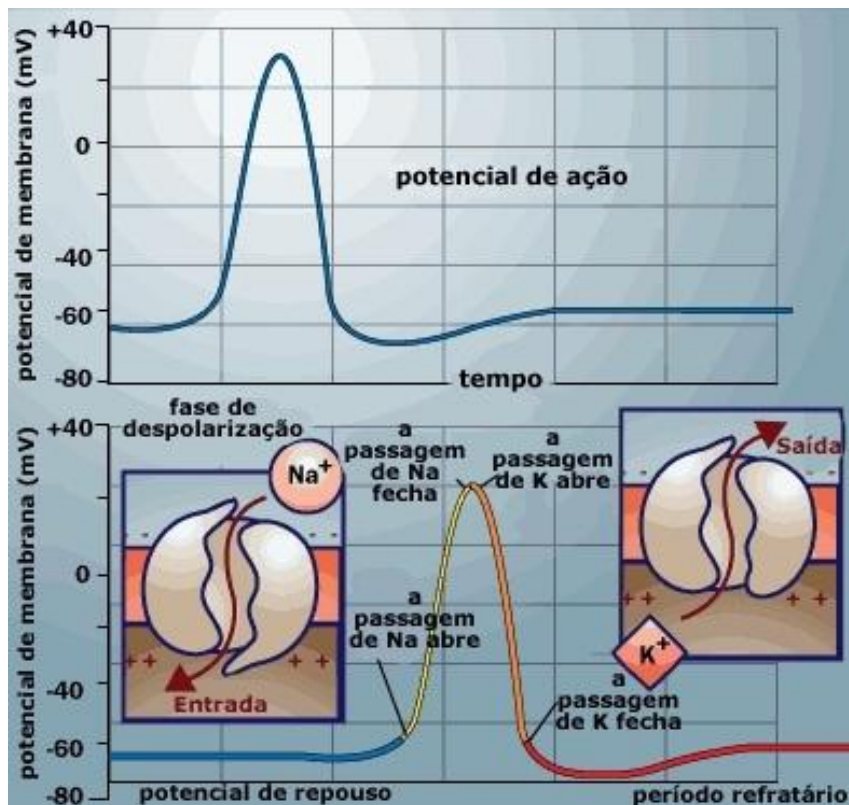


Figura 6 – Potencial de ação muscular, com referência à importância da atividade das bombas de sódio e potássio na geração do diferencial de membrana (Almeida, 2014).

1.3. ESTADO DE ARTE

Os arduínos têm sido amplamente usados na criação de projetos para a saúde. O seu custo reduzido e facilidade de uso, aliados à sua pequena dimensão, chamam a atenção de muitos investigadores e empreendedores.

Existem no mercado *shields* de associação com os arduínos que monitorizam vários sinais biológicos. Alguns dos exemplos são:

- para o sinal cardíaco (ECG) e eletromiográfico (EMG) (consultar (Usunov));
- para o sinal eletroencefalográfico (EEG) (consultar (Usunov));
- para o sinal de atividade eletrodérmica (consultar (Arrington)); e
- para vários sinais biológicos: pulsação, oxigenação, temperatura corporal, ECG, glicemia, resposta galvânica da pele (GSR), pressão arterial, acelerómetro e EMG (consultar (Cooking-hacks)).

Em Portugal, o Eng.º Hugo Silva (estudante de doutoramento da Universidade Técnica de Lisboa) criou o *BITalino* (consultar (Arrington) e (Bitalino)).

Este pequeno dispositivo é uma estação de trabalho que reúne vários biossensores, como o ECG, EMG e também EDG (sensor que mede a atividade do sistema nervoso simpático), acompanhado de *software* livre.



Figura 7 – Kit BITalino (Bitalino).

Na sua *webpage* (consultar (Doukas)), Charalampos Doukas reúne vários projetos com arduínos na área da medicina e da saúde. É possível ver como criaram um controlador de um jogo através de *biofeedback* do arduíno Uno e EMG ou um sensor muscular para o arduíno, entre muitos outros projetos.

O eletrooculograma é, também, um dos biossensores muito utilizado em interfaces humanas. Em (Frank & Ravichandran) pode-se analisar um projeto bem sucedido em que se procura monitorizar o movimento do globo ocular com um arduíno e um computador.

Um estudo, intitulado “*Human-machine interfaces based on EMG and EEG applied to robotic systems*” (Ferreira, Wanderley, Cheein, Bastos-Filho, Sarcinelli-Filho, & Carelli, 2008), apresenta resultados associados à eficácia de deteção de “pisca de olhos” por um algoritmo e posterior utilização no controlo de um sistema robótico. O tempo de aprendizagem variou entre três e cinquenta minutos; porém, a maioria aprendeu em menos de quinze minutos.

A eletromiografia do “pisca de olhos” também tem sido muito utilizada em teclados virtuais (Yang, Lin, Lin, & Lee, 2013).

Christian I. Penaloza realizou um estudo (consultar (Penaloza)) sobre um sistema baseado na aprendizagem por interface humana para o controlo de certas aplicações, principalmente em quartos de hospital. O sistema “aprende” as ações e preferências do utilizador sob certas condições ambientais do quarto (temperatura, iluminação, etc.) e estados cerebrais (sonolência, vigília, etc.), minimizando o esforço que o utente realiza na concretização de algumas tarefas.

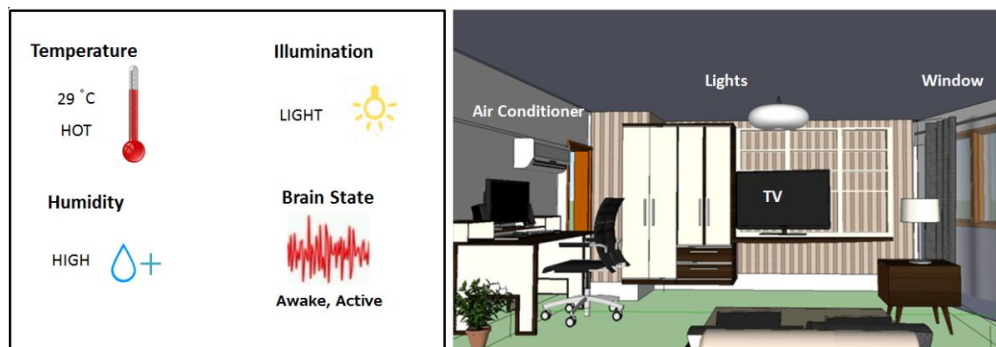


Figura 8 – Cenário do estudo de Christian I. Penaloza (Penaloza).

2. SISTEMA DE AQUISIÇÃO, ANÁLISE E TRATAMENTO DE DADOS

2.1. VISÃO GERAL DE TODO O SISTEMA

O dispositivo é composto pela caixa principal (1), elétrodos de captação de sinal (2), display (3) e painel de seleção de comandos (4) (ver Figura 9).

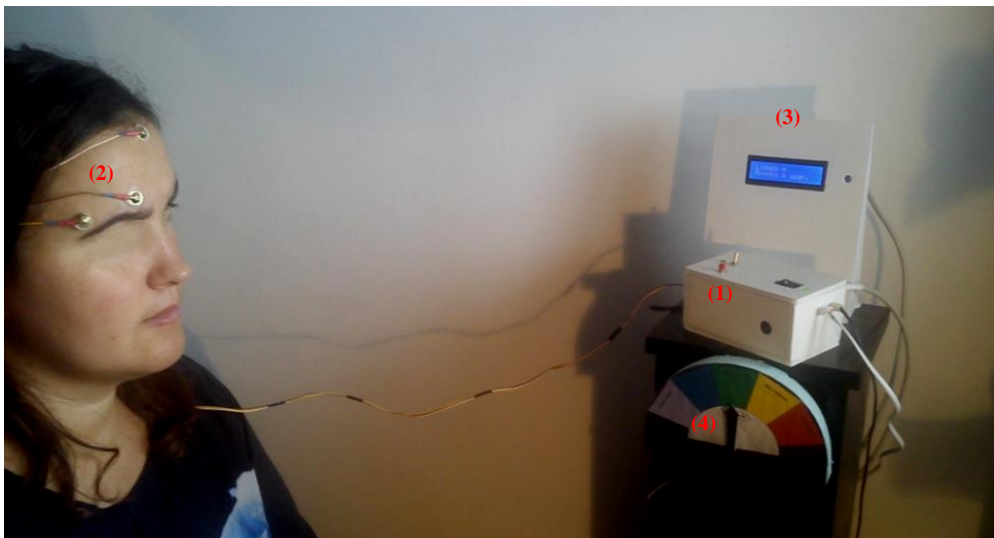


Figura 9 – Imagem global de todo o sistema que compõe a interface humana músculo-facial.

A localização e fixação dos elétrodos são cruciais na obtenção de bom sinal EMGs. A Figura 10 apresenta os pontos de colocação dos elétrodos diferenciais, (V1) e (V2), assim como o local do elétrodo de referência, (T).

Os dois elétrodos de diferencial (V1 e V2) são colocados acima da sobrancelha (é indiferente se são colocados no olho direito ou esquerdo), e distam cerca de 3 cm um do outro. O elétrodo de referência (T) é colocado no centro da testa, imediatamente abaixo do couro cabeludo.

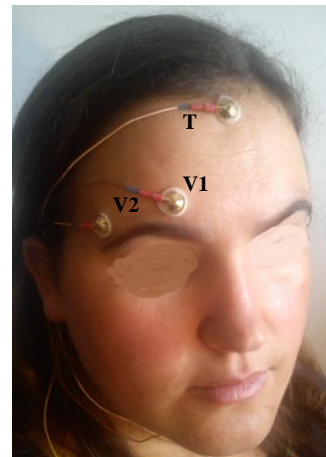


Figura 10 – Localização dos três elétrodos.

2.1.1. CARATERÍSTICAS E FUNCIONALIDADES

O principal objetivo de utilização deste sistema é o controlo facilitado de algumas ações práticas que fazem parte do quotidiano. A sua eficácia de execução, facilidade de uso (poderá ser do tipo *plug and play*, é indolor e não invasivo), adaptabilidade às necessidades específicas de cada utilizador, baixo custo (estima-se que o preço de venda a público poderá ser, para o modelo standard, não superior a 100 €) e abrangência de utilizadores, são as grandes vantagens e maiores valias deste aparelho.

Adaptando este dispositivo às necessidades do utilizador (com as devidas transformações no contexto de ação), seria possível, por exemplo, realizar as seguintes tarefas:

- acender ou apagar as luzes de uma divisão;
- abrir ou fechar as portas ou janelas de uma casa;
- controlar remotamente um aparelho eletrónico;
- controlar o movimento de uma cadeira de rodas;
- controlar o movimento ou posição de uma cama elétrica;
- pedir ajuda, por exemplo, via telefone ou através de um alerta pelo display;
- realizar chamadas de emergência ou de socorro; e
- reproduzir sons pré-gravados.

Apesar de estar pensado e apto para pessoas com deficiências motoras, paralisias, ou até mesmo para pessoas acamadas em situações extremas no qual apenas conseguem controlar

os músculos da face (com afasia, surdez ou cegueira), este dispositivo pode ser utilizado por qualquer pessoa.

Dada a necessidade de fechar pelo menos um dos olhos, é muito importante que o utilizador tenha em conta os riscos inerentes à sua utilização. Não é aconselhado o seu uso enquanto se executa uma tarefa que exige muita atenção, como conduzir, descer ou subir escadas, andar de bicicleta, etc..

Uma outra desvantagem é a necessidade de colocar “algo” na face da pessoa. Apesar disto, a concretizar-se o fabrico de uma “haste” do tipo auricular, poderá ser “tão incómodo” como o uso de óculos.

Por outro lado, o uso de comunicação *wireless* (que tornaria todo o sistema independente de fios e melhorava a mobilidade do utilizador) agrava o seu custo, mas estimo que seria um investimento vantajoso no sentido em que a relação custobenefício se tornaria muito justificável.

2.1.1.1. CARATERÍSTICAS

Caixa principal

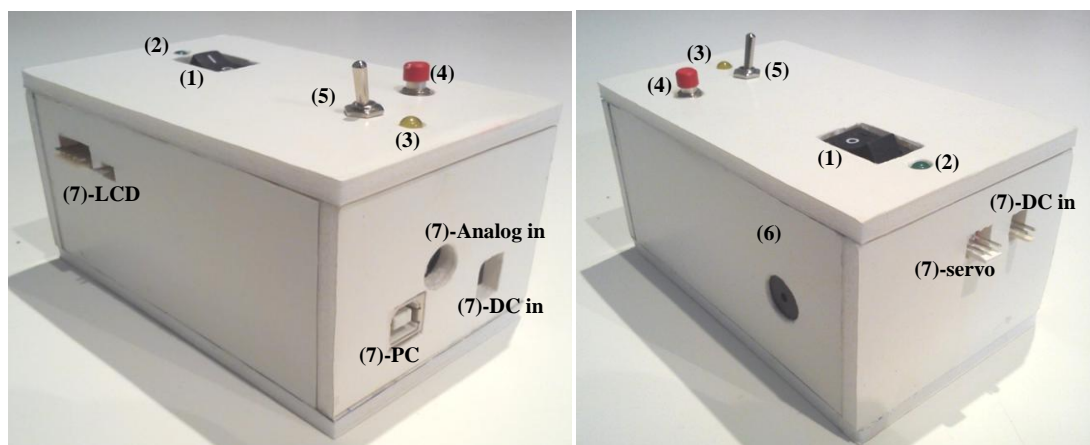


Figura 11 – Caixa principal, onde se pode ver o interruptor “On/Off” (1), os LED verde (2) e amarelo (3), botão vermelho de “Reset” (4), interruptor de “calibração” (5), coluna de som (6) e ligações para os diferentes cabos de *interface* (7).

A caixa principal é feita com k-line branco de 5 mm de espessura e protege o centro de controlo de todo o sistema: o arduíno Mega 2560, a *Shield* ECG-EMG da Olimex e bem como a *board* de alimentação e de ligação com os outros constituintes (ver secção 2.2.1 para informação detalhada). De construção artesanal, é um paralelepípedo com 11,5 cm de comprimento, por 7,0 cm de largura e 6,0 cm de altura. Pesa 120 g, aproximadamente.

Display



Figura 12 – LCD, com botão de ajuste de contraste.

O display é um LCD (*Liquid Crystal Display*), do tipo alfanumérico ou gráfico, composto por duas linhas com 16 caracteres cada uma. Está colocado numa moldura feita de k-line branco de 5 mm de espessura, com 18 cm de altura e 14 cm de largura.

O LCD pode ser alimentado diretamente pelo arduíno ou então externamente, através de uma pilha de 9 V ou de um alimentador (ver secção 2.2.1 para informação detalhada).

Painel de seleção



Figura 13 – Painel de seleção.

Este componente é constituído por um motor que tem amplitude de rotação dos 0° aos 180° , cuja posição do ponteiro é controlado pelo arduíno (ver secção 2.2.1 para informação detalhada). É uma construção geométrica de um semicírculo com 8 cm de raio, assente em base retangular de 16 cm de comprimento e 2 cm de largura. Como se pode verificar na Figura 13 existem cinco secções no painel, cada uma das quais coloridas com cores fortes e bem distintas umas das outras. Também existe a referência de quantos “piscar de olhos” são necessários para o sentido do movimento do ponteiro: três vezes para a direita e quatro vezes para a esquerda.

O painel de seleção é usado neste projeto como um exemplo, extremamente simples e de baixo orçamento, de como se pode “converter” um código numa ação prática. Infelizmente não foi possível ter disponível para teste uma cadeira de rodas elétrica ou hidráulica, uma cama elétrica ou até mesmo motorizar uma porta ou uma janela. O painel foi a solução disponível, mais simples e económica, que traduz perfeitamente as potencialidades deste sistema.

Eléttodos e gel condutor



Figura 14 – À esquerda: eléctodos do tipo EEG, com terminal estéreo; à direita: gel condutor.

Os eléctodos utilizados para captação do sinal EMGs são do tipo EEG (utilizados principalmente na realização do eletroencefalograma). O gel condutor melhora significativamente a qualidade do sinal, diminuindo a impedância entre a pele e o eléctrodo (ver secção 2.2.1 para informação detalhada).

2.1.1.2. FUNCIONALIDADES

O funcionamento do dispositivo, como em qualquer outro aparelho electrónico, só é possível com alimentação eléctrica. Para este efeito pode-se utilizar um transformador (alimentador) de tensão de saída máxima de 20 V DC ou então uma pilha de 9 V. A ligação é feita através do conector “7-DC in” na caixa principal (ver Figura 11). Existe o interruptor “On/Off” para ligar/desligar o aparelho (ver Figura 11).

Após ligar o dispositivo, o ponteiro do painel de selecção coloca-se na posição intermédia de “Pronto a usar”, aparecendo no LCD a mensagem de iniciação (ver Figura 15):

"A inicializar... Muito obrigado pela sua preferência."

"Irina Vieira MECIM - ISEP"

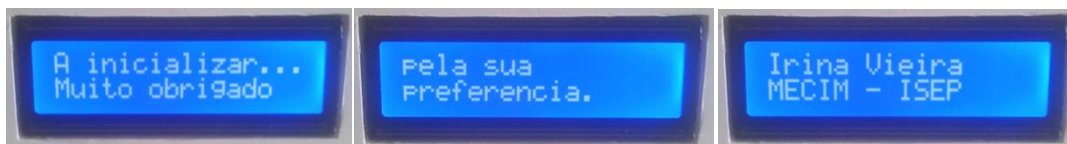


Figura 15 – LCD com mensagem de iniciação.

Quando a mensagem termina (cerca de 10 s), o LED verde acende e indica que está pronto a utilizar: "*Ligado e Pronto a usar.*" (ver Figura 16).



Figura 16 – LCD com mensagem de que o dispositivo está pronto a receber comandos.

Ao pressionar o botão “Reset” (ver Figura 11), o ponteiro seletor de comandos posiciona-se na zona intermédia de “Pronto a Usar” e no LCD aparece a mensagem do estado da bateria (ou fonte de alimentação):

- “*Bateria: Suficiente*”: no caso da fonte de alimentação fornecer uma tensão superior a 7 V (tensão mínima recomendada). Após 5 s, no LCD aparece a mensagem de “*Ligado e Pronto a Usar*” (ver Figura 17).



Figura 17 – Mensagem no LCD acerca do estado da fonte de alimentação.

- “*Bateria: FRACA!*”: no caso de a fonte de alimentação fornecer uma tensão não superior a 7 V. Após 5 s, no LCD aparece a mensagem de “*Desligue o dispositivo.*”



Figura 18 – LCD com indicação de bateria fraca (à esquerda) e com a recomendação para desligar o dispositivo (à direita).

O botão “Reset” também foi pensado como um sinal prático significando que a mensagem foi recebida ou vista por alguém. Se o utilizador envia um comando a uma pessoa que o ajude (por exemplo), essa pessoa quando realiza a tarefa carrega no botão “Reset” e restabelece a posição inicial para se poderem executar outras ações. Como é evidente, se o sistema for implementado numa habitação, onde tem a função de abrir uma porta a uma pessoa em cadeira de rodas (por exemplo), não será necessário “carregar fisicamente” no botão porque a programação seria diferente e, após realizar a ação, o sistema passaria automaticamente para o estado de “Pronto a Usar”.

O interruptor da função de calibração permite, quando acionado, calcular um novo limiar de deteção de “piscar de olhos”. Por defeito, o valor inicial deste limite é cerca de 3,2 V. Sempre que o sistema se encontra na função de calibração, o LED amarelo acende, aparecendo o valor do novo limite (ver Figura 19). Quando se desliga a função de calibração, o novo limite fica guardado (como valor limite no algoritmo) e é utilizado na deteção dos “piscar de olhos”. O valor só é apagado se for acionada de novo esta função ou se o aparelho for desligado.



Figura 19 – Função de calibração acionada, com a visualização do novo limite no LCD e LED amarelo ligado.

Depois de desligar a função de calibração, deve-se pressionar o botão “Reset”.

Sempre que o sistema deteta um “pisca de olhos” válido, dentro dos parâmetros especificados e que caracterizam um piscar válido, é emitido um bip pela coluna de som (ver Figura 11).

Se forem enviados três “pisca de olhos” válidos, num dado intervalo de tempo, o ponteiro movimenta-se para a direita. Se forem enviados quatro “pisca de olhos” válidos, num dado intervalo de tempo, o ponteiro movimenta-se para a esquerda.

O ponteiro não se movimenta nas seguintes condições:

- se o tempo para envio de um comando for ultrapassado;
- se, dentro do tempo de comando, forem enviados “pisca de olhos” diferentes de três ou de quatro”;
- se o dispositivo se encontrar a iniciar, na mensagem de iniciação;
- se for acionada a opção de calibração;
- se for pressionado o botão “Reset”, durante os seguintes cinco segundos e meio;
- se o ponteiro se encontrar numa posição extrema do painel de seleção. Na opção “Fome/Sede” não se move se for enviado um comando de quatro “pisca de olhos” ou na opção “Luz On/Off” não se move se for enviado um comando de três “pisca de olhos”; e
- se o painel de seleção não estiver corretamente ligado à caixa principal ou se existir algum problema técnico no motor do painel.

2.2. MATERIAIS E PROCEDIMENTO

Em síntese, o projeto está construído com base nas capacidades do arduíno Mega 2560, ao qual se acopla uma *Shield* de ECG e EMG. De forma a facilitar as ligações ao LCD e ao painel de seleção, foi construída uma placa com as ligações necessárias aos restantes constituintes e também as que permitem a alimentação de todo o circuito.

Nesta secção apresentam-se os diferentes constituintes e características, assim como os circuitos elétricos existentes.

2.2.1. ESTRUTURAÇÃO E COMPONENTES

O dispositivo é composto por:

- **Arduíno Mega 2560**
(Consultar (Arduino, 2014) para mais informações)

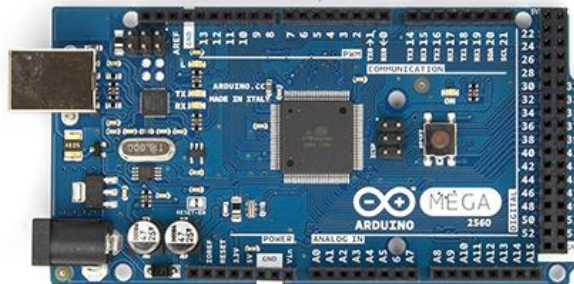


Figura 20 – Arduíno Mega 2560 (Arduino, 2014).

Principais características:

- microcontrolador: ATmega2560
- tensão de trabalho: 5 V
- alimentação recomendada: 7 V a 12 V
- limites de alimentação: mínimo de 6 V e máximo de 20 V
- pins I/O digitais: 54
- pins de entrada analógica: 16
- corrente máxima DC por cada pin I/O: 40 mA
- corrente máxima DC para o pin de 3,3 V: 50 mA
- memória flash: 256 KB
- SRAM: 8 KB
- EEPROM: 4 KB
- frequência máxima do relógio: 16 MHz

- **Shield ECG-EMG**
(Consultar (Usunov) para mais informações)



Figura 21 – *Shield ECG/EMG* da Olimex (Usunov).

Principais características:

- *shield* com capacidade para se acoplar com outras *seis* e ficam assim com possibilidade de seis canais de entrada analógica;
- geração de sinal de calibração pela saída digital D4/D9;
- potenciômetro para calibração;
- conector de entrada para elétrodos passivos ou ativos;
- funciona com arduínos de 3,3 V ou de 5 V; e
- amplificação máxima do sinal em 205 vezes.

O esquema elétrico da *Shield ECG/EMG* é o apresentado na Figura 22:

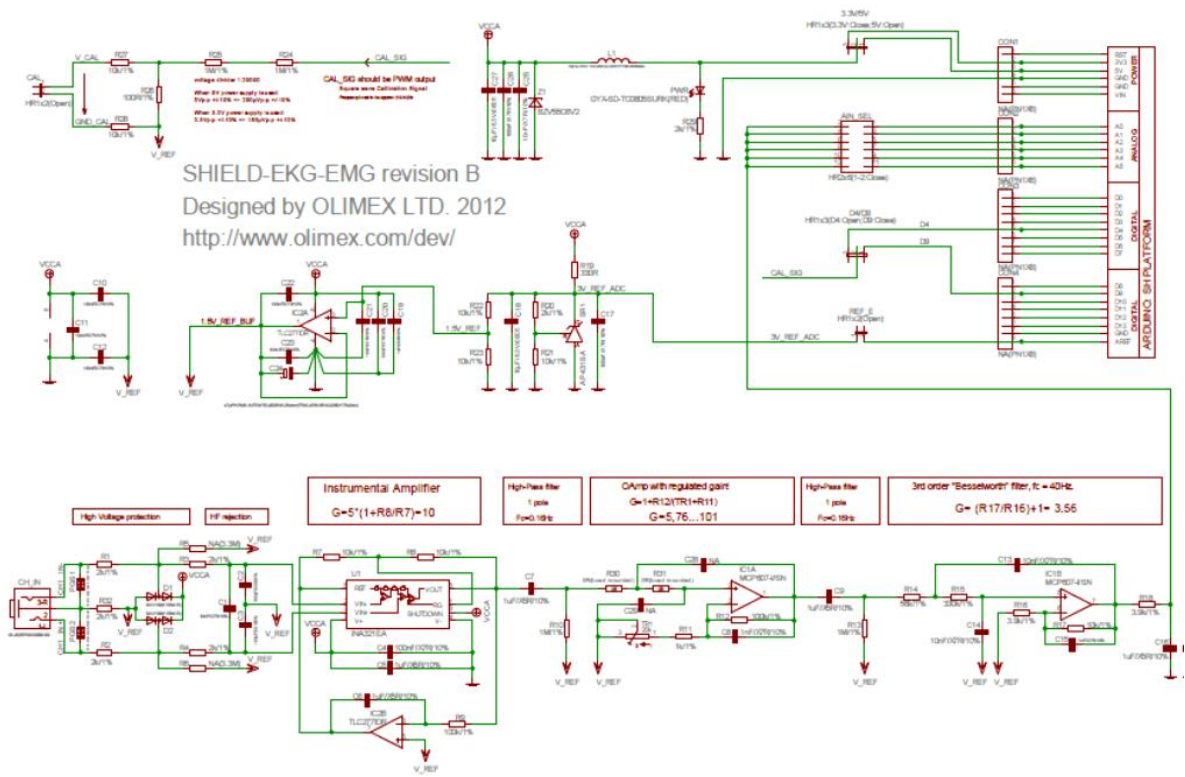


Figura 22 – Esquema elétrico da *Shield ECG/EMG*.

- **Placa experimental do circuito de interligação**

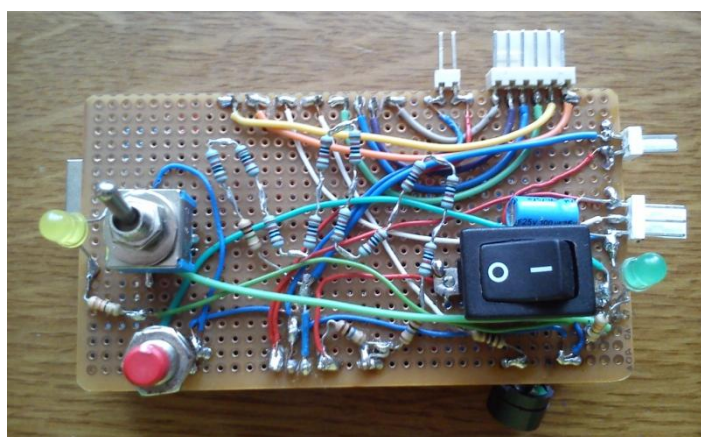


Figura 23 – Placa experimental do circuito de interligação.

O esquema elétrico do circuito do dispositivo é apresentado na figura seguinte.

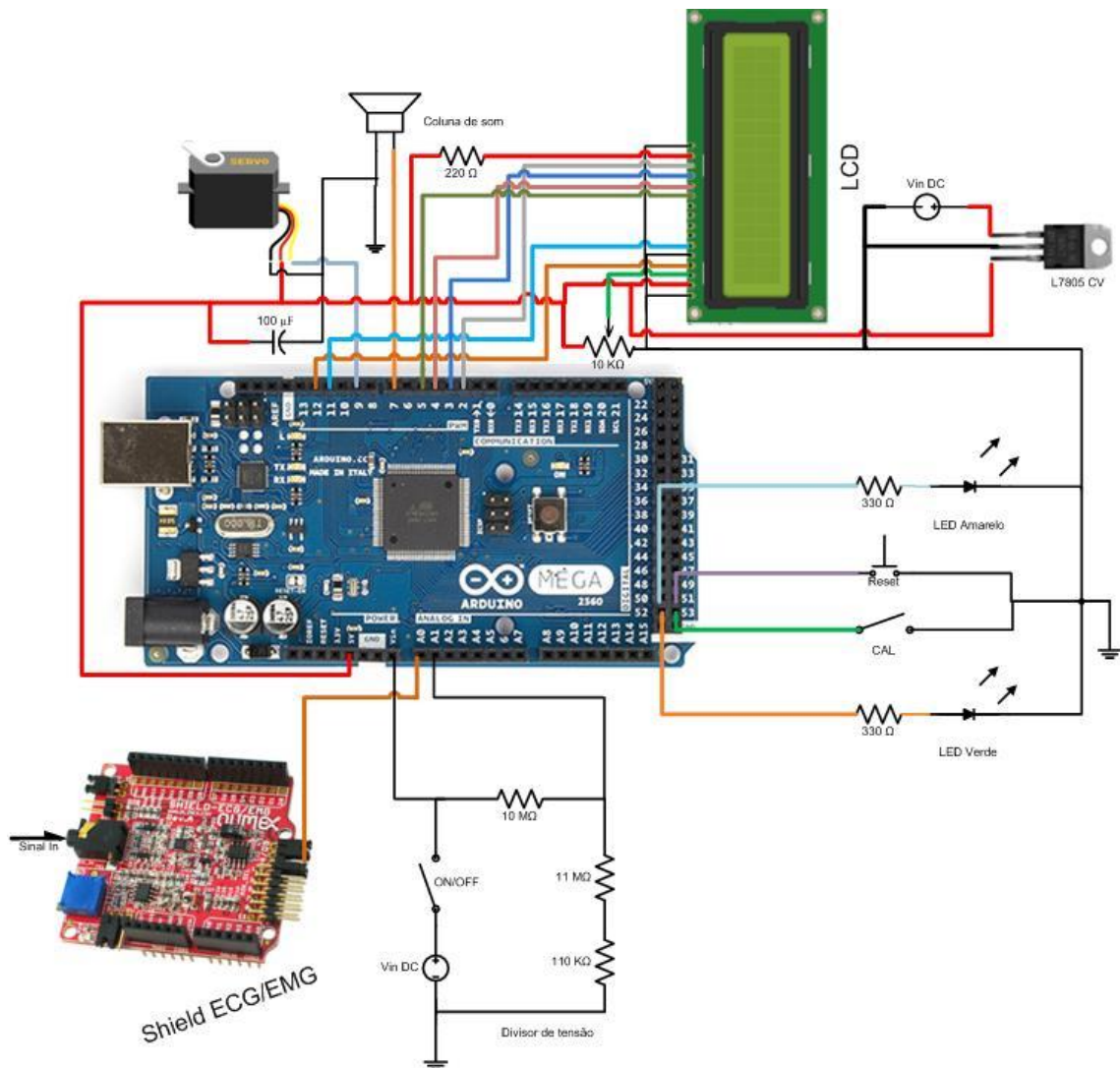


Figura 24 – Esquema elétrico do sistema que constitui o dispositivo deste projeto (M. Visio).

- **Eléctrodos circulares do tipo EEG** (ver Figura 9 e Figura 10)
- **Caixa de suporte** (ver Figura 11)
- **Cabos de ligação**
 - um cabo com dois conectores, que alimenta o LCD através do arduíno; e
 - um cabo com seis conectores, que permite a comunicação entre o arduíno e o LCD.
- **Alimentador** com tensão de saída até ao máximo de 20 V DC **ou pilha** de 9 V (por exemplo).
- **LCD** (ver Figura 12).
(Consultar (Arduino, 2014) para mais informações)

Principais características:

- alimentação exterior (máxima de 35 V DC, de acordo com as especificações do regulador de tensão L7805) ou através de ligação ao arduino (ver Figura 24);
 - botão para ajuste do contraste;
 - temperaturas limite de trabalho: mínimo -20 °C e máximo +70 °C;
 - tensão limite de alimentação no VDD-VSS lógico: mínimo -0,3 V e máximo 7 V; e
 - tensão limite de alimentação no VDD-V0 do LCD: mínimo -0,3 V e máximo 13 V;
- **Painel de seleção** (ver Figura 13)
Constituído com base num microservo (ver Figura 25), ponteiro e painel com cinco secções (que correspondem aos comandos disponíveis pelo utilizador).



Figura 25 – Microservo utilizado para movimentar o ponteiro do painel de seleção (Arduino, 2014).

Principais características do microservo:

- modulação de largura de impulso (*Pulse Width Modulation - PWM*);
- torque: 1.00 kg.cm, a 5 V;
- velocidade: 0,12 s/60°, a 5 V;
- peso: 9 g;
- dimensões: 22,2 mm x 11,6 mm x 21,5 mm; e
- ângulo de rotação: 180°.

Outros componentes:

- **Gel condutor** (ver Figura 14); e
- **Adesivo** (se necessário para fixar melhor os elétrodos à pele).

Software de apoio:

- **Arduino.exe** (consultar (Arduino, 2014)); e
- **Realterm** (consultar (Realterm: Serial Terminal)).

2.2.2. PROCEDIMENTO

Este estudo incide sobre uma amostra de trinta pessoas, que utilizaram o dispositivo em condições de plenas faculdades mentais e no estado de vigília. Ao utilizador explica-se que o procedimento é indolor, qual é o objetivo do teste e o que é necessário fazer.

Após o breve esclarecimento inicial, todos os testes ao funcionamento do dispositivo foram executados da seguinte forma:

1. sentar o utilizador numa cadeira, nas proximidades do aparelho;
2. colocar os eléctrodos nos devidos locais;
3. ligar todos os fios ao dispositivo:
 - i. os eléctrodos;
 - ii. a fonte de alimentação: pilha ou alimentador;
 - iii. o display; e
 - iv. o painel de seleção.
4. ligar o aparelho;
5. pedir ao utilizador que pisque um olho ou ambos os olhos, até se ouvir o bip (sinal sonoro que identifica um piscar de olhos válido);
6. repetir o passo anterior até o utilizador conseguir executar um comando com três piscar de olhos e outro com quatro piscar de olhos. Termina aqui o tempo de aprendizagem;
7. o teste ao funcionamento do dispositivo é composto por quatro comandos, entre os quais se carrega no botão “Reset” para que o ponteiro volte à posição intermédia de “Pronto a Usar”:
 - i. comando 1: “Sim/Ajuda” (piscar quatro vezes): movimento do ponteiro para a esquerda;
 - ii. comando 2: “Fome/Sede” (piscar quatro vezes, pausa e piscar quatro vezes): o ponteiro executa o movimento em duas fases, parando temporariamente no “Sim/Ajuda” enquanto aguarda o segundo conjunto de piscar de olhos;
 - iii. comando 3: “Não/Silêncio” (piscar três vezes): movimento do ponteiro para a direita; e
 - iv. comando 4: “Luz On/Off” (piscar três vezes, pausa e piscar três vezes): o ponteiro executa o movimento em duas fases, parando temporariamente no “Não/Silêncio” enquanto aguarda o segundo conjunto de piscar de olhos.
8. desligar o aparelho; e
9. retirar os eléctrodos e lavar com água à temperatura ambiente.

2.3. CONDICIONAMENTO E ANÁLISE DO SINAL

De um modo muito sucinto, o sistema é constituído por quatro blocos principais:

- (1) aquisição do sinal;

- (2) condicionamento de sinal;
- (3) análise do sinal; e
- (4) atuadores.

A Figura 26 apresenta esquematicamente todo o sistema.

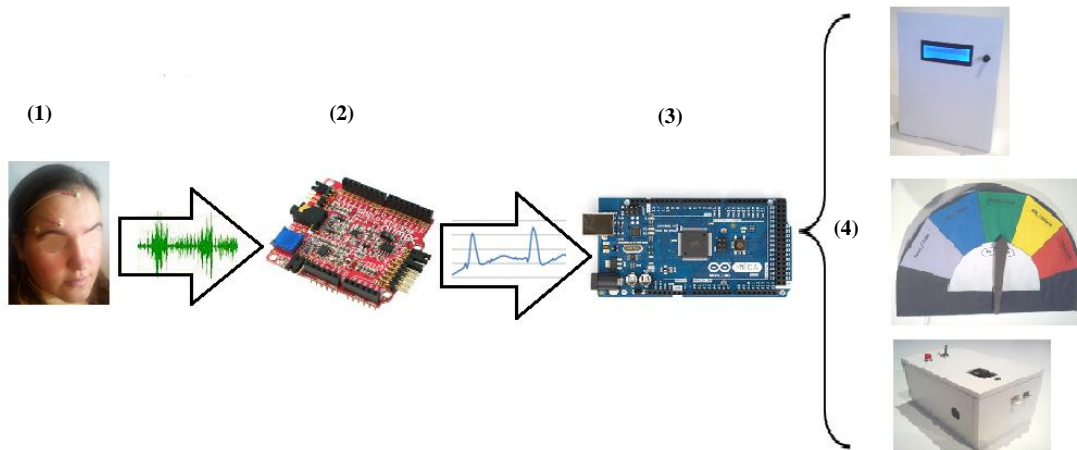


Figura 26 – Esquema de “blocos” de todo o sistema.

2.3.1. AQUISIÇÃO DO SINAL

A aquisição do sinal eletromiográfico é realizada através de elétrodos do tipo EEG (ver secção 2.2.1) e com uso de gel condutor (o que melhora significativamente a impedância e a captação de ruído).

A qualidade do sinal pode ser influenciada, por exemplo, pela localização dos elétrodos, pela forma como estão fixados, se está ou não muito calor (o suor adiciona um sinal de ruído de frequência muito baixa) e pela descontração do utilizador (de estiver com os músculos faciais muito contraídos prejudica bastante a identificação do “pisar de olhos”).

Alguns utilizadores comentaram que o facto de ouvirem o bip os ajudava imenso a conseguir concentrar-se e a executar com maior eficácia os comandos. Outros disseram que era muito mais fácil aprender a “pisar os olhos” se tivessem um espelho para verem como se faz. Portanto, também a atenção do utilizador ao que pretende fazer influencia na qualidade do sinal emitido.

2.3.2. CONDICIONAMENTO DO SINAL

O condicionamento do sinal é realizado pela *Shield* de ECG/EMG. O seu circuito interno (ver Figura 22) tem as seguintes funcionalidades:

- proteção de altas tensões;
- amplificar o sinal: amplificador de instrumentação (10x), AmpOp de ganho regulável (5,76x), ganho no filtro *Besselworth* (3,56x); e
- filtrar o sinal: filtro passa baixo, filtro passa alto ($f_c=0,16$ Hz) e filtro de *Besselworth* ($f_c=40$ Hz).

O sinal obtido, após o condicionamento do sinal eletromiográfico pela *Shield* ECG/EMG, é o apresentado na Figura 27.

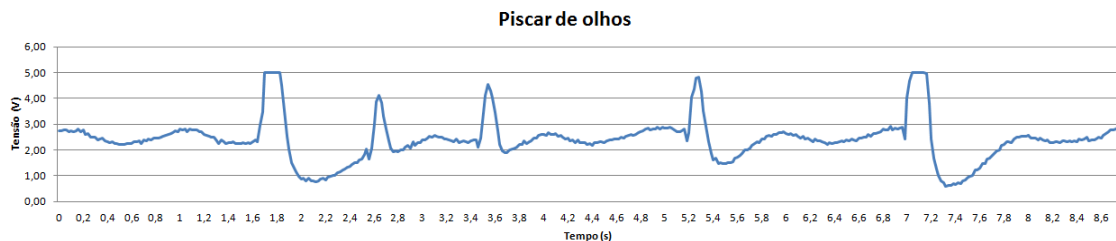


Figura 27 – Gráfico com cinco “piscar de olhos” (*Realterm* e *M. Excel*).

Tal como se pode verificar, um “piscar de olhos” (após amplificação) pode ultrapassar os 5 V, mas no geral, encontra-se acima dos 4 V. O limiar de deteção do “piscar de olhos” é de 3,2 V por defeito.

Dado que lhe é imposto um ganho máximo de cerca de 205, o sinal original de um “piscar de olhos” varia, normalmente, entre 19,5 mV e os 24,4 mV.

É importante referir que a linha de base do sinal se encontra, geralmente, entre os 2 V e os 3 V. Portanto, basta que o ruído do sinal aumente para que o condicionamento do sinal e posterior análise estejam condicionados.

A duração do piscar de olhos voluntário pode variar entre 60 e 380 ms. Estes são os valores utilizados no algoritmo de deteção do piscar de olhos válido. Também se estipula que, entre dois “piscar de olhos”, não pode decorrer mais de 1500 ms.

2.3.3. ANÁLISE DO SINAL

A análise do sinal engloba a programação do arduíno (microcontrolador ATmega2560) para que seja capaz de enviar a informação necessária aos atuadores, de tal forma que estes possam agir de acordo com os códigos de cada comando, dados pelo número de “pisar de olhos” do utilizador.

A programação do arduíno foi realizada através do programa *arduino.exe*, disponibilizado na sua página oficial de internet (Arduino, 2014).

O fluxograma, da Figura 28 e Figura 29, esquematiza o algoritmo (consultar Anexo A) que permite o funcionamento de todo o sistema.

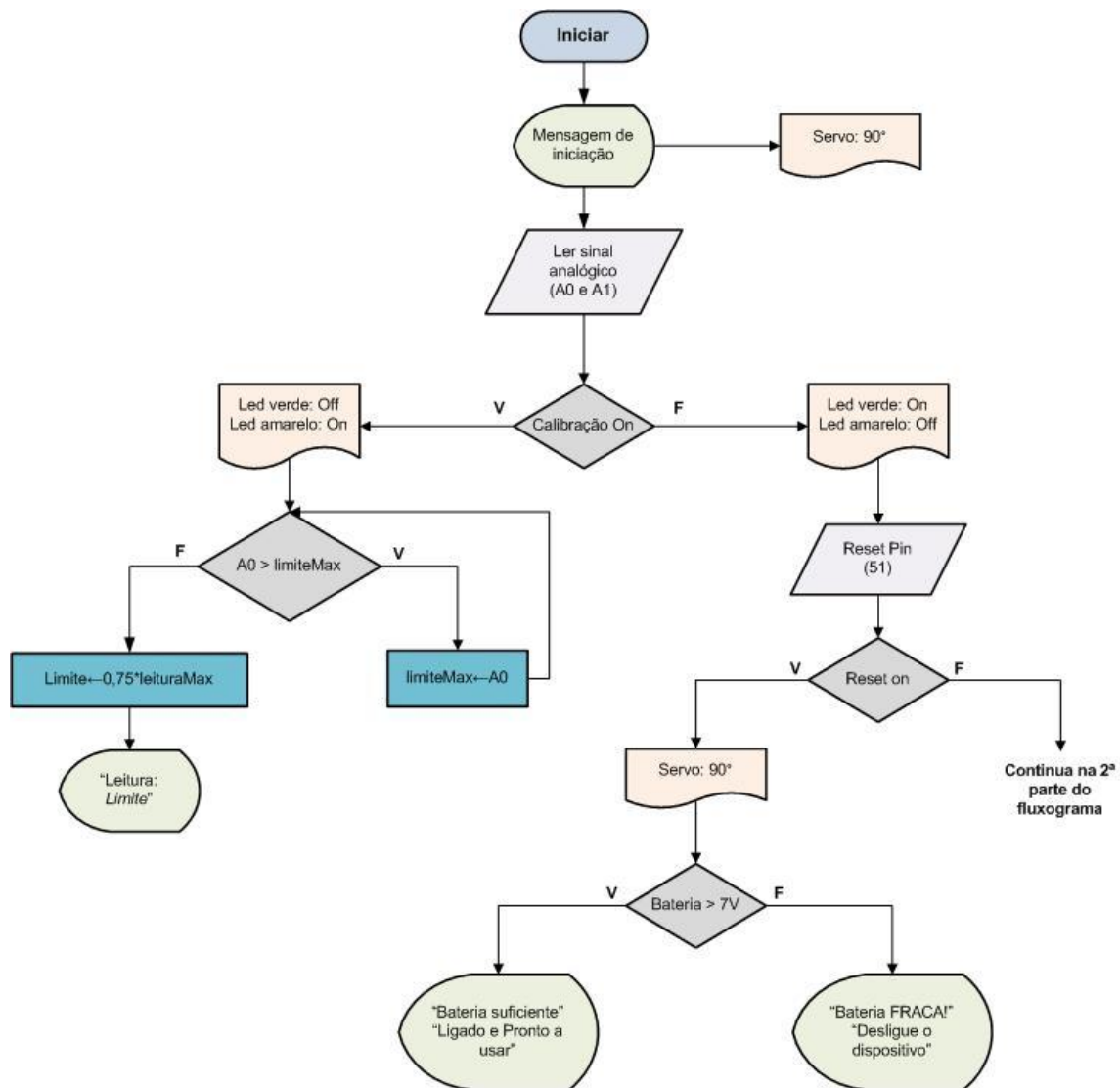


Figura 28 – Fluxograma do algoritmo de programação do ATmega2560 (1.ª parte) (M. Visio).

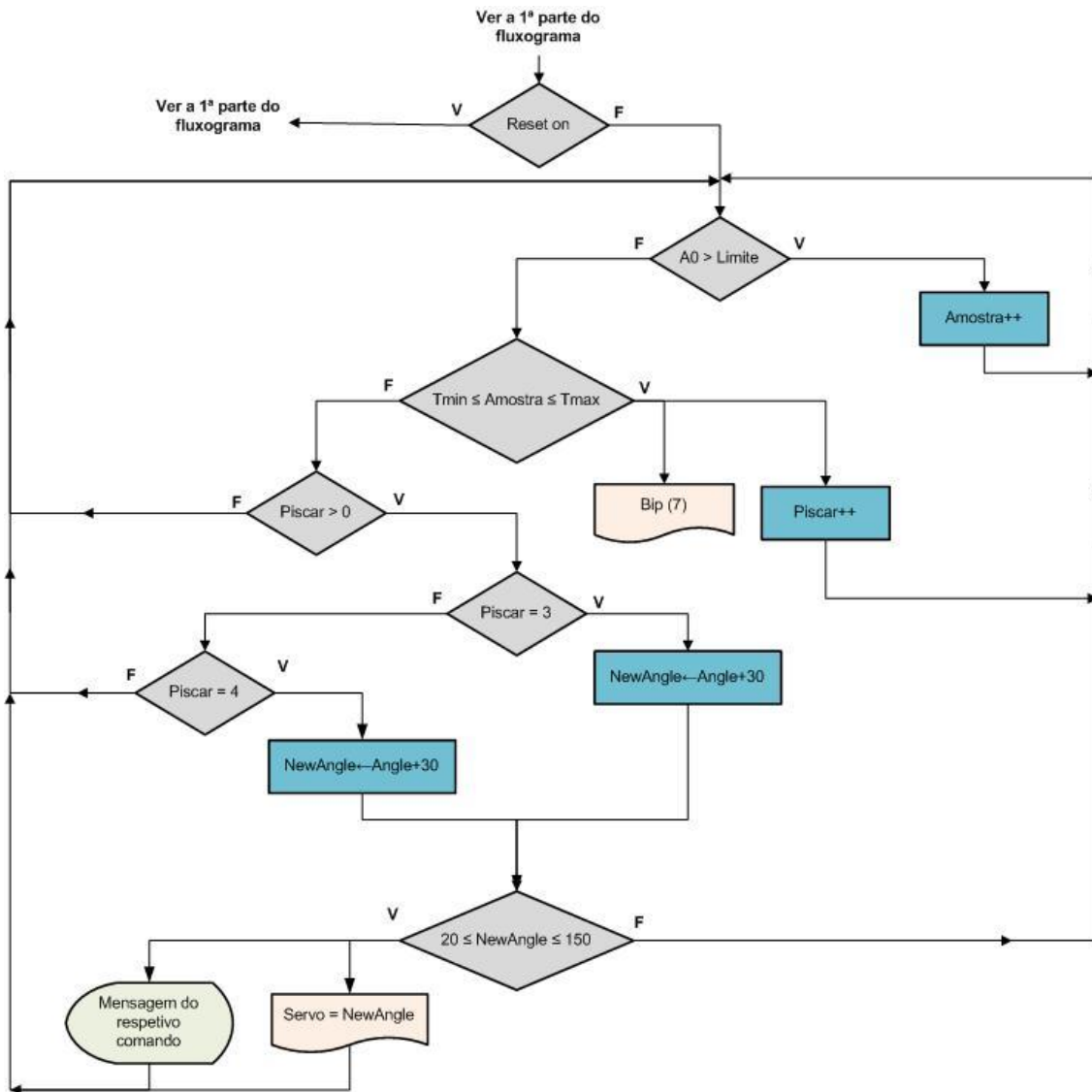


Figura 29 - Fluxograma do algoritmo de programação do ATmega2560 (2.ª parte) (M. Visio).

2.3.4. ATUADORES

Os atuadores deste sistema são:

- *minisservo*, do painel de controlo (ver Figura 25);
- LCD (ver Figura 12);
- coluna de som (ver Figura 11); e
- LED verde e LED amarelo (ver Figura 11).

Todos os atuadores são controlados pelo ATmega2560, de acordo com a programação do algoritmo apresentado na Figura 28 e Figura 29.

3. APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS OBTIDOS

Nesta secção são apresentados os dados que caracterizam a amostra de utilizadores, o sinal em estudo, os resultados obtidos e a respetiva análise sob o ponto de vista do funcionamento e eficácia deste dispositivo.

3.1. GRUPO DE UTILIZADORES

O conjunto de pessoas que utilizaram e testaram o dispositivo desta dissertação tem as seguintes características:

- idades compreendidas entre seis anos e oitenta e dois anos, com média de trinta e cinco anos (ver Figura 30);
- 67% do género feminino e 33% do masculino (ver Figura 30);
- uma pessoa com dificuldades motoras na locomoção, surdez e cegueira de um olho;
- todos os indivíduos estavam em vigília e plenas faculdades mentais; e
- muitos dos indivíduos usam óculos, sem interferência na utilização do dispositivo.

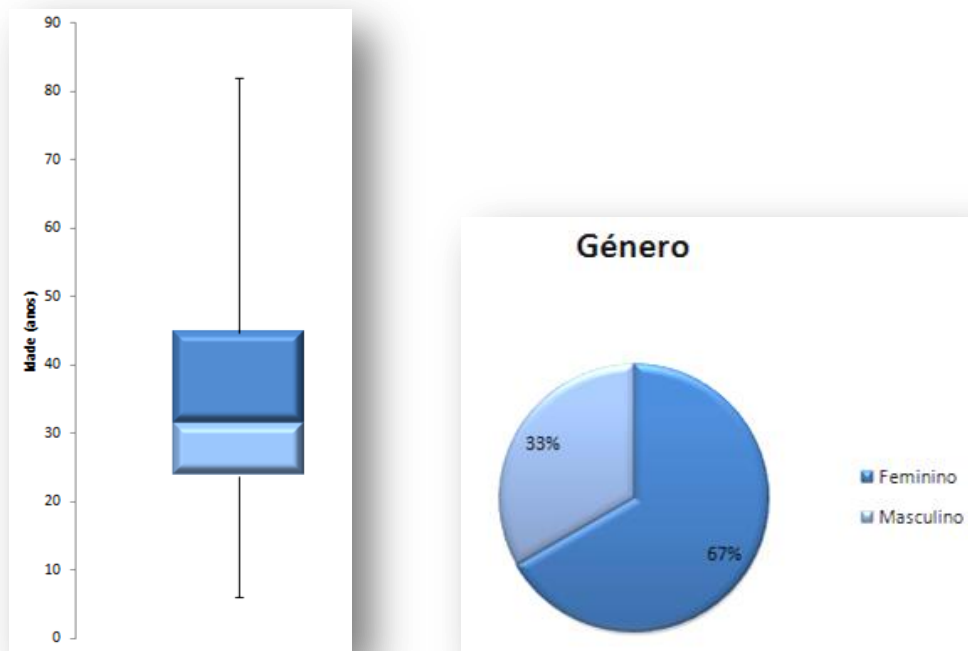


Figura 30 – À esquerda, o diagrama de extremos e quartis da idade dos utilizadores; à direita, o gráfico circular com a proporção de mulheres e homens da amostra (M. Excel).

3.2. TESTE À EXECUÇÃO DE COMANDOS

O teste ao funcionamento do dispositivo foi realizado em duas fases:

- a primeira fase de aprendizagem e adaptação ao sistema; e
- a segunda fase de execução dos diferentes comandos.

Cada uma das partes foi temporizada e os resultados obtidos estão registados no diagrama da Figura 31.

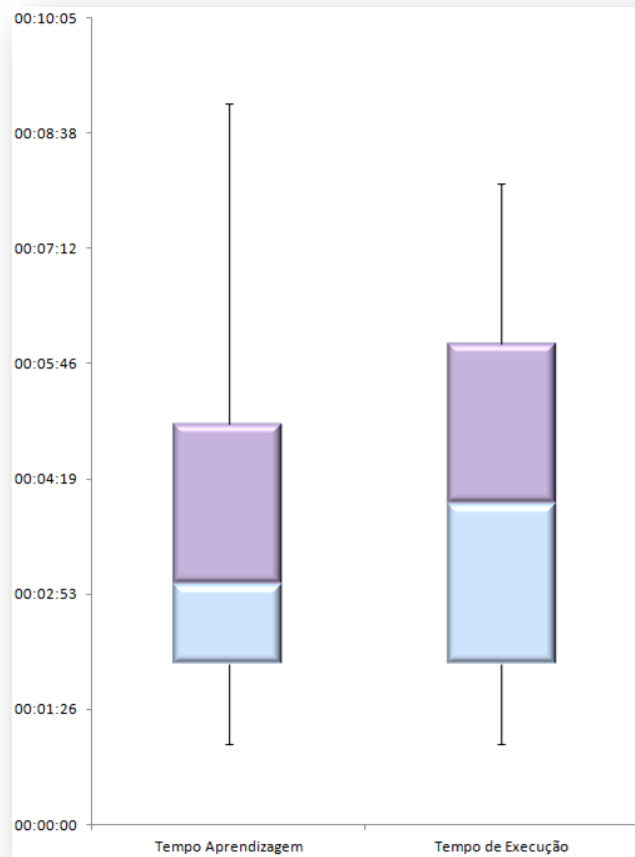


Figura 31 – Diagrama de extremos e quartis para o tempo de aprendizagem e tempo de execução dos diferentes comandos (M. Excel).

O tempo mínimo de aprendizagem é o mesmo que o tempo mínimo de execução, de um minuto. O tempo máximo de aprendizagem é superior ao de execução e são respetivamente nove e oito minutos. A média do tempo de aprendizagem é de três minutos e trinta e três segundos, quanto que a média de execução é de quatro minutos e oito segundos.

Como se pode verificar, aprender a utilizar este dispositivo demora menos de dez minutos, assim como executar quatro comandos.

Foram feitos estudos estatísticos com análise à relação existente entre a idade e o tempo de aprendizagem, os quais revelam que não existe qualquer correlação.

Tal como discriminado na secção do 2.2.2, o utilizador tem de executar quatro comandos. O ponteiro movimenta-se para a esquerda se piscar o olho quatro vezes e para a direita se

piscar três vezes. Estes valores, para o número de “piscar de olhos”, foram pensados no sentido em que ajudam a reduzir os falsos positivos. Note-se que qualquer pessoa pode piscar o olho uma vez ou até mesmo duas, mas piscar exatamente três ou quatro num dado intervalo de tempo tem de ser de forma consciente e voluntária.

Das trinta pessoas que testaram o aparelho, apenas em uma não funcionou. Neste caso, foi acionada a função de calibração e mesmo assim revelou-se ineficaz. Uma análise cuidada ao sinal captado pelos sensores poderia justificar este resultado. Infelizmente, não foi possível a este utilizador disponibilizar-se para esse efeito.

As pessoas que conseguiram realizar o teste ao aparelho nem sempre executavam os diferentes comandos à primeira tentativa. O gráfico apresentado na Figura 32 relaciona o número total de tentativas com o tipo de comando a executar.

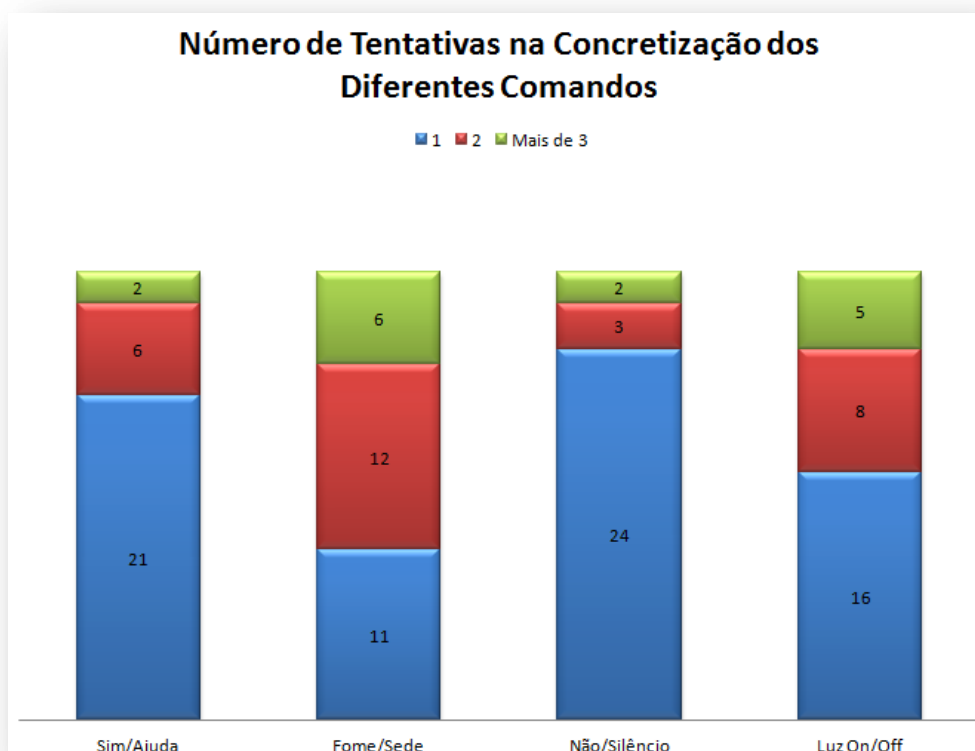


Figura 32 – Relação entre o número de tentativas para executar um comando e o tipo de comando.

(M. Excel)

O número de vezes que cada utilizador tenta executar um comando é contado desde a primeira tentativa até à última em que, por fim, o consegue.

De todos os comandos permitidos, apenas o referente a “Luz On/Off” (último comando testado) não foi executado em dois dos testes, após algumas tentativas. Todos os outros foram executados com sucesso. O número máximo de tentativas foi de oito (portanto, com sete insucessos). Uma das justificações para este sucedido poderá ser o facto de os eléctrodos com a utilização comecem a movimentar-se, a sair do local inicial, a “descolar” da pele e tudo isto faz com que o sinal não seja corretamente captado. Como consequência, o sistema entra em “fadiga” ou em saturação e deixa de funcionar. Por outro lado, depois de piscarem várias vezes os olhos, os músculos ficam cansados e podem ser gerados sinais de menor amplitude ou então de forma não concordante com os requisitos do sistema. Um utilizador frequente pode não ter a necessidade de executar tantos comandos seguidos, senão, é aconselhada uma pausa.

No que respeita à funcionalidade do sistema, pode-se afirmar que:

- os LED funcionaram na perfeição;
- o botão “Reset” funcionou a 100%;
- a função de calibração foi funcional mas não ajudou a solucionar problemas;
- o LCD funcionou sempre que alimentado pelo arduíno. No caso de alimentação externa, parece existir uma dessincronização e, apesar de acender, não comunica corretamente com o arduíno;
- o sistema funciona muito bem quando alimentado com a pilha (ou bateria);
- o microsservo não deu qualquer problema, funcionando perfeitamente;
- o ponteiro nunca se movimentou para fora dos limites do leque de comandos; e
- a coluna emitiu o bip na perfeição e bem audível.

Em alguns utilizadores foi necessário recolocar os eléctrodos ou então fixá-los melhor com adesivo. Uma análise a este sucedido permite dizer que, se o corpo humano funciona como antena (a pele oferece uma resistência ao sinal biológico) e o sistema amplifica o sinal em 205 vezes, pode acontecer que o ruído eléctrico perto do utilizador se sobreponha ao sinal eletromiográfico. Uma melhor fixação dos sensores reduz as impedâncias tornando o sinal de estudo facilmente captado.

4. CONCLUSÕES

A interface humana músculo-facial, desenvolvida nesta dissertação, é eficaz na execução dos diferentes comandos propostos e, portanto, o objetivo estipulado para esta dissertação foi concretizado com sucesso.

Recomenda-se que a utilização deste dispositivo tenha em conta algumas medidas de segurança, como não o utilizar em movimento (porque se fecha os olhos e pode-se perder o equilíbrio bem como a noção do espaço).

A média do tempo de aprendizagem de utilização é de três minutos e trinta e três segundos, quanto que a média de execução é de quatro minutos e oito segundos. Portanto, em menos de dez minutos é possível aprender como funciona e executar quatro comandos.

De acordo com o conjunto de pessoas que testaram o sistema, o uso de óculos não interfere na utilização do dispositivo e a idade e género não interferem com o tempo de aprendizagem.

A amostra poderia ser mais representativa se fossem incluídos utilizadores com paralisia. Infelizmente não foi possível, até à data, a sua inclusão no estudo. Inferindo para uma amostra maior e com maior número de pessoas com dificuldades motoras ou

comprometimento nas vias motoras medulares, poder-se-á estimar que os resultados seriam aproximadamente iguais por dois motivos:

1. a média de idades da amostra deste estudo é muito próxima da média de idades das pessoas com danos medulares; e
2. a paralisia medular não afeta o nervo facial. Como é o que controla as expressões faciais, inclusivamente do músculo orbicular do olho e do frontalis, podem ser adquiridos sinais eletromiográfico dos músculos da face.

Para verificar esta teoria, propõe-se a continuação deste projeto, de futuro, com o propósito de testar este dispositivo em pessoas com lesões medulares ou em idosos acamados.

O dispositivo pode ter um *upgrade* que lhe permita ser portátil. Se equipado com comunicação *wireless* e alimentado a bateria, tornar-se-ia uma ferramenta do dia a dia e muito útil para o utilizador.

O principal inconveniente é o uso de eléctrodos na face e a sua respetiva fixação. Não fazendo parte do âmbito deste projeto o estudo dos eléctrodos e biossensores, pode-se apenas propor que se utilizem eléctrodos secos numa armação tipo haste ou auricular, que funcione do tipo “*plug and play*”.

De forma a tornar o sistema mais adequado ao utilizador, propõe-se que seja criada, de futuro, uma plataforma computacional amigável. O utilizador seria capaz de ajustar alguns dos parâmetros, mas mais importante, adequar os comandos às suas próprias necessidades. Com painel de ajuda técnica, resolução de problemas, monitorização do estado e funcionalidades do dispositivo, controlo de consumos e *upgrade* de sistema, esta plataforma elevaria o projeto ao nível comercial.

Referências Documentais

- Almeida, V. (2014). *Fisioterapia conCiência*. Obtido de <http://fisioterapiaconciencia.blogspot.pt/>
- Arduino. (2014). *Arduino*. Obtido em 2014, de <http://arduino.cc/>
- Arrington, M. (s.d.). *TechCrunch*. Obtido em 2014, de <http://techcrunch.com/2013/09/05/bitalino/>
- Bentley, J. P. (2005). *Principles of Measurement Systems* (Fourth edition ed.). Harlow, England: Pearson Education Limited.
- Bitalino*. (s.d.). Obtido em 2014, de <http://www.bitalino.com/>
- Bronzino, J. D. (2000). *The Biomedical Engineering HandBook*. United States of America: CRC Press LLC.
- Castro, P. M. (s.d.). *Santa Casa da Misericórdia de Lisboa*. Obtido em 2014, de http://www.scml.pt/pt-PT/areas_de_investigacao/lesoes_vertebro_medulares/informacao_geral/
- Cooking-hacks*. (s.d.). Obtido em 2014, de <http://www.cooking-hacks.com/ehealth-sensor-shield-biometric-medical-arduino-raspberry-pi>
- Dias, L. (s.d.). *Ciências Naturais*. Obtido em 2014, de <http://ciencianatural.blogs.sapo.pt/19124.html>
- Doukas, C. (s.d.). *Medical and Health Related Projects with Arduino*. Obtido em 2014, de <http://medicarduino.net/>
- Ferreira, A., Wanderley, C. C., Cheein, F. A., Bastos-Filho, T. F., Sarcinelli-Filho, M., & Carelli, R. (Março de 2008). Human-machine interfaces based on EMG and EEG applied to robotic systems.
- Frank, J., & Ravichandran, P. (s.d.). Obtido em 2014, de <http://onloop.net/hairyplotter/>
- Guyton, A. C., & Hall, J. E. (2006). *TEXTBOOK OF MEDICAL PHYSIOLOGY*. Philadelphia: Elsevier Inc.
- Guyton, A. C., & Hall, J. E. (1997). *Tratado de Fisiologia Médica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A.
- Jacuzzi, R. (2003). *Misericórdia Health Centre - "The Future of Care"*. Obtido em Outubro de 2012, de <http://www.misericordia.mb.ca/Programs/ecAnatomy.html>
- LAFREST. (2014). *A LAFREST*. Obtido de <http://lafrest.blogspot.pt/2014/02/fisioterapia-respiratoria-da-lesao.html>
- Malmivuo, J., & Plonsey, R. (1995). *Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. New York - Oxford: OXFORD UNIVERSITY PRESS.
- Martins, F., Freitas, F., Martins, L., Dartigues, J. F., & Barat, M. (Agosto de 1998). Spinal Cord Injuries - Epidemiology in Portugal's Central Region.
- NSCISC. (Fevereiro de 2012). SpinalCord Injury Facts and Figures at a Glance.
- Pages, S. C. (s.d.). Obtido em 2014, de <http://www.sci-info-pages.com/facts.html>
- Penaloza, C. I. (s.d.). Obtido em 2014, de <http://www.christian-penaloza.com/index.php/projects/brain-machine-interface>
- Realterm: Serial Terminal*. (s.d.). Obtido em 2014, de <http://realterm.sourceforge.net/>

Rico, F. R., & Sánchez, M. C. (s.d.). Obtido em 2014, de <http://www.lookfordiagnosis.com>

Silva, F. (s.d.). Obtido em 2014, de <http://www.huc.min-saude.pt/neurohuc/sebenta/pc7.pdf>

Souza, A. (s.d.). Obtido em 2014, de <http://professoralexandrefisio.blogspot.pt/2011/11/os-pares-cranianos.html>

USC. (s.d.). Obtido em 2014, de www.usc.br/nidb/noticias/33_dia_deficiente_fisico.doc

Usunov, M. T. (s.d.). *Olimex*. Obtido em 2014, de <https://www.olimex.com>

Van de Graaff, K. M. (1998). *Human Anatomy*. USA: WCB/McGraw-Hill.

Van Den, B. M., Castellote, J. M., Mahillo, F. I., & de Pedro, C. J. (2010). Incidence of Spinal Cord Injury Worldwide: A Systematic Review.

Wyndaele, M., & Wyndaele, J.-J. (2006). Incidence, Prevalence and Epidemiology of Spinal Cord Injury: What Learns a Worldwide Literature Survey?

Yang, S.-W., Lin, C.-S., Lin, S.-K., & Lee, C.-H. (Abril de 2013). Design of virtual keyboard using blink control method for the severely disabled.

Anexo A. Algoritmo de programação do microcontrolador ATmega2560

Neste anexo é discriminado todo o código de programação do microcontrolador ATmega2560, que permite o funcionamento da interface humana músculo-facial apresentada nesta dissertação.

```
//para incluir as bibliotecas do motor
#include <Servo.h>
// para incluir as bibliotecas do display
#include <LiquidCrystal.h>

// pin de leitura de dados da shield (analog input):
const int analogInPin = A0; // será sempre na entrada A0

const int duracao_i = 4;      // duração mínima do piscar de olhos, em amostras = Tempo/amostragem
const int duracao_f = 20;    // duração máxima do piscar de olhos, em amostras = Tempo/amostragem
const int t_pausa = 75;     // tempo máximo de espera entre 2 piscar de olhos, em amostras = Tempo/amostragem
const int amostragem = 20;   // tempo de amostragem em ms

int limite_sup = 650;        // limite superior a partir do qual se considera um piscar de olhos
int leitura = 0;             // leitura do sinal de entrada
int cnt_impulsos = 0;        // contador para os impulsos (piscar olhos)
int cnt_largura = 0;         // contador para medir a largura dos impulsos em n° de amostras
int cnt_intervalo = 0;      // contador para medir o intervalo entre impulsos em n° de amostras

// Para piscar o LED verde de ligado
const int led1 = 52;

// Para activar a calibração do limite sup
const int led2 = 50;
const int DpinIN = 53;
int Modo_DpinIN = 0;        // Indica o estado do pin digital de entrada
int limite_supM = 0;

// Para o movimento do motor
Servo myServo; // Objeto: motor do tipo servo
const int DPin_Servo = 9; // o motor fica ligado a este pin
int angle = 90; // o motor inicia numa posição intermédia
int NewAngle; // indica a nova posição do motor
int ResetServo = 0; // para o reset da posição do motor
int Reset_DpinIN = 51;

// Para reproduzir o som em cada piscar de olhos

#define NOTE_E7 2637

const int TonePin = 7;
int sound = NOTE_E7;
```

```

// Para o display

// initialize the library with the numbers of the interface pins
LiquidCrystal lcd(12, 11, 5, 4, 3, 2);

// Para o indicador de nível da bateria

const int analogInPin_bat = A1; // pin de entrada de sinal
int sensorBateria; //para ler o valor do sinal vindo do divisor de tensao
float voltage_V0; // ddp de saída do divisor de tensao
float voltage_Vi; // ddp da bateria

void setup()
{
  Serial.begin(57600); // Configura a comunicação série a 57600 bps:
  pinMode(led1, OUTPUT); // Configura o pin digital como um output
  pinMode(led2, OUTPUT); // Configura o pin digital como um output
  pinMode(DpinIN, INPUT_PULLUP); // Configura o pin digital como uma entrada e activa a resistência pull-up interna
  pinMode(Reset_DpinIN, INPUT_PULLUP);
  myServo.attach(DPin_Servo); // onde motor fica ligado
  lcd.begin(16, 2); // set up the number of columns and rows on the LCD
  lcd.print("A inicializar..."); // Print a message to the LCD.
  lcd.setCursor(0, 1); // set the cursor to column 0, line 1: implica coluna 1 e linha 2
  lcd.print("Muito obrigado");
  delay(3000);
  lcd.clear();
  // set the cursor to column 0, line 0
  lcd.setCursor(0, 0);
  lcd.print("pela sua"); // Print a message to the LCD.
  lcd.setCursor(0, 1); // set the cursor to column 0, line 1: implica coluna 1 e linha 2
  lcd.print("preferencia.");
  delay(3000);
  lcd.clear();
  // set the cursor to column 0, line 0
  lcd.setCursor(0, 0);
  lcd.print("Irina Vieira"); // Print a message to the LCD.
  lcd.setCursor(0, 1); // set the cursor to column 0, line 1: implica coluna 1 e linha 2
  lcd.print("MECIM - ISEP");

  delay(3500);
  lcd.clear();
  // set the cursor to column 0, line 0
  lcd.setCursor(0, 0);
  lcd.print("Ligado e "); // Print a message to the LCD.
  lcd.setCursor(0, 1); // set the cursor to column 0, line 1: implica coluna 1 e linha 2
  lcd.print("Pronto a usar.");
  delay(500);
}

void loop()
{
  leitura = analogRead(analogInPin); // leitura do sinal analógico
  myServo.write(angle); // coloca o motor na posição intermédia
  sensorBateria = analogRead(analogInPin_bat); // leitura do sinal da bateria

  /*===== */
  /*===== Auto - Calibração do Limite Superior ===== */
  /*===== */

  Modo_DpinIN = digitalRead(DpinIN);

  if (Modo_DpinIN == LOW) //Pullup significa que o valor lógico é invertido. High quando está aberto e Low quando está fechado.
  {
    digitalWrite(led2, HIGH);
    digitalWrite(led1, LOW);

    if (leitura > limite_supM)
    {
      limite_supM = leitura ;
    }
  }
}

```

```

else
{
    limite_sup = 0.75 * limite_supM;
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("Limite: ");lcd.print(limite_sup);
    delay(500);
}

}

else
{
    digitalWrite(led2, LOW);
    digitalWrite(led1, HIGH); // Liga o LED VERDE

    ResetServo = digitalRead(Reset_DpinIN);

    if (ResetServo == LOW)
    {
        myServo.write(90); // coloca o motor na posição intermédia
        angle = 90;

// Condições de nível de bateria

voltage_V0 = sensorBateria * (5.0 / 1023.0);
voltage_Vi = voltage_V0 * (21110.0 / 11110.0);

if (voltage_Vi > 7)
{
    lcd.clear();
    // set the cursor to column 0, line 0
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("Bateria:"); // Print a message to the LCD.
    lcd.setCursor(0, 1); // set the cursor to column 0, line 1: implica coluna 1 e linha 2
    lcd.print("Suficiente");
    delay(5000);
    // clean up the screen before printing a new reply
    lcd.clear();
    // set the cursor to column 0, line 0
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("Ligado e "); // Print a message to the LCD.
    lcd.setCursor(0, 1); // set the cursor to column 0, line 1: implica coluna 1 e linha 2
    lcd.print("Pronto a usar.");
    delay(500);
}

}

else{
    lcd.clear();
    // set the cursor to column 0, line 0
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("Bateria:"); // Print a message to the LCD.
    lcd.setCursor(0, 1); // set the cursor to column 0, line 1: implica coluna 1 e linha 2
    lcd.print("FRACA!");
    delay(5000);
    // clean up the screen before printing a new reply
    lcd.clear();
    // set the cursor to column 0, line 0
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("Desligue o "); // Print a message to the LCD.
    lcd.setCursor(0, 1); // set the cursor to column 0, line 1: implica coluna 1 e linha 2
    lcd.print("dispositivo.");
    delay(500);
}
}
}

```

```

/*===== */
/*===== Análise e Registo do Piscar de Olhos ===== */
/*===== */

    if (leitura > limite_sup)          //define o limite para o piscar de olhos
    {
        cnt_largura++;                //começa a contar o número de amostras que têm valor superior ao limite
        cnt_intervalo = 0;
    }
    else
    {
        if((cnt_largura >= duracao_i) && (cnt_largura <= duracao_f)) //Se é um impulso válido
        {
            cnt_impulsos++;           //Incrementa o contador de impulsos
            cnt_intervalo = 0;
            cnt_largura = 0;
        }
    }

/* ===== Código para o som aquando do piscar de olhos ===== */

    tone(TonePin, sound, 1500);
    delay(200);
    noTone(TonePin);

/* ===== FIM ===== */
    }
    else
    {
        cnt_largura = 0;
        cnt_intervalo++;
        if(cnt_intervalo > t_pausa) //Se já passou o tempo máximo entre impulsos
        {
            if(cnt_impulsos > 0)
            {

                if(cnt_impulsos==3) //movimento - do motor (sentido do relógio)
                {

                    NewAngle = angle + 30;

                    if((NewAngle >= 20) && (NewAngle <= 150))
                    {

                        myServo.write(NewAngle); // set the servo position
                        angle = NewAngle;

                    }

                }

            }

        }

        if(NewAngle==30)
        {
            lcd.clear(); // clean up the screen before printing a new reply
            lcd.setCursor(0, 0); // set the cursor to column 0, line 0
            lcd.print("Mensagem:"); // Print a message to the LCD.
            lcd.setCursor(0, 1); // set the cursor to column 0, line 1: implica coluna 1 e linha 2
            lcd.print("FOME/SEDE");
            delay(500);
        }
        if(NewAngle==60)
        {
            lcd.clear(); // clean up the screen before printing a new reply
            lcd.setCursor(0, 0); // set the cursor to column 0, line 0
            lcd.print("Mensagem:"); // Print a message to the LCD.
            lcd.setCursor(0, 1); // set the cursor to column 0, line 1: implica coluna 1 e linha 2
            lcd.print("SIM/AJUDA");
            delay(500);
        }

        if(NewAngle==90)
        {
            lcd.clear(); // clean up the screen before printing a new reply
            lcd.setCursor(0, 0); // set the cursor to column 0, line 0
            lcd.print("Ligado e"); // Print a message to the LCD.

            lcd.setCursor(0, 1); // set the cursor to column 0, line 1: implica coluna 1 e linha 2
            lcd.print("Pronto a usar");
            delay(500);
        }
    }
}

```

```

if(NewAngle==120)
{
  lcd.clear(); // clean up the screen before printing a new reply
  lcd.setCursor(0, 0); // set the cursor to column 0, line 0
  lcd.print("Mensagem:"); // Print a message to the LCD.

  lcd.setCursor(0, 1); // set the cursor to column 0, line 1: implica coluna 1 e linha 2
  lcd.print("NAO/SILENCIO");
  delay(500);
}

if(NewAngle==150)
{
  lcd.clear(); // clean up the screen before printing a new reply
  lcd.setCursor(0, 0); // set the cursor to column 0, line 0
  lcd.print("Mensagem:"); // Print a message to the LCD.
  lcd.setCursor(0, 1); // set the cursor to column 0, line 1: implica coluna 1 e linha 2
  lcd.print("LUZ ON/OFF");
  delay(500);
}
}
}

if(cnt_impulsos==4) //movimento + do motor (sentido contrário do relógio)
{
  NewAngle = angle - 30;

  if((NewAngle >= 20) && (NewAngle <= 150))
  {
    myServo.write(NewAngle); // set the servo position
    angle = NewAngle;

    if(NewAngle==30)
    {
      lcd.clear(); // clean up the screen before printing a new reply
      lcd.setCursor(0, 0); // set the cursor to column 0, line 0
      lcd.print("Mensagem:"); // Print a message to the LCD.
      lcd.setCursor(0, 1); // set the cursor to column 0, line 1: implica coluna 1 e linha 2
      lcd.print("FOME/SEDE");
      delay(500);
    }

    if(NewAngle==60)
    {
      lcd.clear(); // clean up the screen before printing a new reply
      lcd.setCursor(0, 0); // set the cursor to column 0, line 0
      lcd.print("Mensagem:"); // Print a message to the LCD.
      lcd.setCursor(0, 1); // set the cursor to column 0, line 1: implica coluna 1 e linha 2
      lcd.print("SIM/AJUDA");
      delay(500);
    }
  }
  if(NewAngle==90)
  {
    lcd.clear(); // clean up the screen before printing a new reply
    lcd.setCursor(0, 0); // set the cursor to column 0, line 0
    lcd.print("Ligado e"); // Print a message to the LCD.
    lcd.setCursor(0, 1); // set the cursor to column 0, line 1: implica coluna 1 e linha 2
    lcd.print("Pronto a usar");
    delay(500);
  }
}
}

```

```

if(NewAngle==120)
{
  lcd.clear(); // clean up the screen before printing a new reply
  lcd.setCursor(0, 0); // set the cursor to column 0, line 0
  lcd.print("Mensagem:"); // Print a message to the LCD.
  lcd.setCursor(0, 1); // set the cursor to column 0, line 1: implica coluna 1 e linha 2
  lcd.print("NAO/SILENCIO");
  delay(500);
}

if(NewAngle==150)
{
  lcd.clear(); // clean up the screen before printing a new reply
  lcd.setCursor(0, 0); // set the cursor to column 0, line 0
  lcd.print("Mensagem:"); // Print a message to the LCD.
  lcd.setCursor(0, 1); // set the cursor to column 0, line 1: implica coluna 1 e linha 2
  lcd.print("LUZ ON/OFF");
  delay(500);
}
}
}

cnt_impulsos = 0;
}
}
}

limite_supM = 0;
delay(amostragem);
}
}

```

