



JOÃO FRANCISCO GRAÇA DOS SANTOS
Licenciado em Ciências da Engenharia Física

**OTIMIZAÇÃO DE UMA UNIDADE DE
MEDIÇÃO DA FORÇA DE CONTRAÇÃO DO
MÚSCULO *ORBICULARIS OCULI***

MESTRADO EM ENGENHARIA FÍSICA
Universidade NOVA de Lisboa
Março, 2023



OTIMIZAÇÃO DE UMA UNIDADE DE MEDIÇÃO DA FORÇA DE CONTRAÇÃO DO MÚSCULO *ORBICULARIS* *OCULI*

JOÃO FRANCISCO GRAÇA DOS SANTOS

Licenciado em Ciências da Engenharia Física

Orientador: Paulo António Ribeiro
Professor Auxiliar, FCT - NOVA

Coorientadora: Ana Duarte
*Oftalmologista, Centro Hospitalar Universitário Lisboa Central, Instituto de Oncologia de Lisboa
Francisco Gentil*

Otimização de uma unidade de medição da força de contração do músculo *orbicularis oculi*

Copyright © João Francisco Graça dos Santos, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade NOVA de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade NOVA de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

AGRADECIMENTOS

Ao que a faculdade e o curso me proporcionaram ao longo destes anos, às amizades e amor que me trouxeram, pela visão de que muito pode nascer do nada.

Um profundo e sincero obrigado aos meus orientadores, Professor Paulo Ribeiro e Dr^a Ana Duarte, pela linha guia, pelo apoio e acima de tudo, pelo carinho e palavras. Um obrigado não é suficiente.

Um agradecimento também especial ao Sr. Afonso e ao Sr. Faustino, que durante todo este projeto me conseguiram ajudar, ensinar, proporcionar sorrisos e acima de tudo despertar o meu interesse.

À minha pequena mas muito dedicada família. Não serei nunca capaz de colocar em palavras o quão agradecido sou, não por estes anos de curso, mas sim por todos os que passaram a ajudar-me a criar os meus próprios alicerces, os meus próprios princípios, e acima de tudo, por me ensinarem a amar.

Aos meus amigos da Margem, Samuel, Lucas, Henrique, Sérgio e Diogo, que desde sempre me apoiam e perdoam, em todos os momentos, incansavelmente. A definição de amizade.

Um agradecimento especial aos meus padrinhos, Tiago, Bruno e Diogo, pelos ensinamentos, aventuras e palavras. Aos meus irmãos de praxe, Bruno, Joana, Gonçalo, João, Tomás e Leonardo. Por me fazerem sentir um de vós, acolherem e tratarem sempre com amor e amizade. Aos meus afilhados, Rúben, Rafael, Catarina e Filipe, por terem visto algo em mim. Que a vida vos sorria sempre, pelos bons corações que são.

À minha namorada, Catarina, por acreditar sempre em mim, por me fazer sentir admirado e tratar como mais ninguém. Obrigado ao amor.

Ao José e ao Marcelo, pela música que consegui criar com cada um de vós. Mais importante que qualquer palavra proferida. Foi convosco, muitas vezes, que senti paz.

Ao meu primo, que me conhece pelo que sou, que me trouxe sempre uma visão mais abstrata e musical do que me rodeia. Obrigado por estares sempre presente.

Um obrigado ao Luís, por me ter apoiado sempre com as suas palavras e pela confiança no meu trabalho ao longo de 5 anos.

Por fim, não um agradecimento, mas uma nota: que seja só o início.

*“As long as you ´re excited about what you ´re playing,
and as long as it comes from your heart, it ´s going to be great.”
(John Frusciante)*

RESUMO

As pálpebras funcionam como uma barreira do olho, cumprindo a função de proteção e lubrificação natural do globo ocular através do movimento involuntário de pestanejar. O músculo *orbicularis oculi*, responsável pelo encerramento da pálpebra, localiza-se na região peri-orbitária e divide-se em 3 porções - pré-tarsal, pré-septal e pré-orbitária - sendo o seu comportamento dependente do nervo facial. O compromisso da função deste nervo - por traumatismo, infecção ou neuropatia - pode significar o mal funcionamento do mecanismo de encerramento da pálpebra, podendo expor o globo ocular a traumatismos, limitar a lubrificação, com potenciais consequências nefastas incluindo perfuração.

Pela falta de soluções práticas na área da Instrumentação Médica que permitam o estudo da força de contração do músculo *orbicularis oculi*, foi desenvolvido um protótipo de uma unidade de medição da força de contração das pálpebras, recorrendo a células de carga. Com esta dissertação, foi possível dar um passo em frente para o que é uma solução prática, viável e funcional, tendo sido desenvolvido uma nova unidade de medição, com uma série de funcionalidades que permitem realizar medições em contexto clínico e de investigação, da força de contração da pálpebra.

O processo de otimização teve como etapas essenciais a melhoria do sistema de suporte das células de carga, baseando-se no princípio do mesmo ser estável e oferecer uma experiência prática ao profissional que a ele recorra, o desenvolvimento de um sistema de acoplamento das células de carga aos espéculos oculares, o desenvolvimento de uma interface gráfica capaz de apresentar em tempo real os dados recolhidos pelo teste realizado ao paciente, assim como uma fácil interpretação dos mesmos, e por fim, uma melhoria da eletrónica.

Palavras-chave: *Orbicularis oculi*, Instrumentação Médica, Encerramento da pálpebra, Força muscular

ABSTRACT

The eyelids act as a barrier for the eye, fulfilling the function of protection, as well as maintaining the natural lubrication of the eyeball through involuntary blinking. The *orbicularis oculi* muscle, responsible for closing the eyelid, is located in the peri-orbital region and is divided into 3 portions - pre-tarsal, pre-septal and pre-orbital - their behavior being dependent on the facial nerve. Compromising the function of this nerve - due to trauma, infection or neuropathy - can lead to the malfunctioning of the eyelid closure mechanism, which may expose the eyeball to trauma, limit lubrication, with potential nefarious consequences including perforation.

Due to the lack of practical solutions in the area of Medical Instrumentation that allow the study of the contraction force of the *orbicularis oculi* muscle, a prototype unit able to measure the contraction force of the eyelids was developed, using load cells. With this dissertation, it was possible to take a step forward towards what is a practical, viable and functional solution, having developed a new measurement unit, with a series of functionalities that allow to carry out measurements in a clinical and research context of the eyelid contraction strength.

The optimization process had as essential steps the improvement of the support system of the load cells, based on the principle of being stable and offering a practical experience to the professional who resorts to it, the development of a coupling system of the load cells to the eye specula. Also, the development of a graphic interface capable of presenting in real time the data collected by the test carried out on the patient, as well as an easy interpretation of the data, and finally, an improvement of the electronics.

Keywords: *Orbicularis oculi*, Medical Instrumentation, Eyelid closure, Muscular Strength

ÍNDICE

Índice de Figuras	x
Índice de Tabelas	xii
Siglas	xiii
1 Introdução	1
1.1 Enquadramento	1
1.2 Objetivos	2
2 Conceitos Teóricos	3
2.1 Anatomia da Pálpebra	3
2.1.1 <i>Orbicularis Oculi</i>	3
2.1.2 Retratores das Pálpebras	4
2.2 Condições Patológicas comprometedoras da função do músculo <i>orbicularis oculi</i>	5
3 Estado da Arte	6
4 Otimização do protótipo	9
4.1 Células de carga	10
4.1.1 Ponte de <i>Wheatstone</i>	11
4.1.2 Extensometria	13
4.1.3 Suporte das células de carga	15
4.1.4 Módulo HX711	16
4.2 Arduino UNO	18
4.3 Interface Humana	19
4.3.1 Espéculos Oculares	19
4.3.2 Queixeira e respetivo Suporte	20
4.4 Circuito da Unidade	21

5 Procedimento Experimental	22
5.1 Calibração das Células de Carga	22
5.2 Programação do microcontrolador	25
5.3 Interface Gráfica	26
5.4 Medições	27
5.4.1 Ensaio nº1	29
5.4.2 Ensaio nº2	30
5.4.3 Ensaio nº3	31
5.4.4 Ensaio nº4	32
5.4.5 Ensaio nº5	33
6 Guia de Utilização	34
6.1 Instruções de Utilização Técnica da Unidade	34
6.2 Instruções de Acoplamento da Unidade ao Paciente	35
6.3 Material	36
6.3.1 Protetor Ocular de Plástico Autoclavável	36
6.3.2 Anestocil	37
7 Conclusões	38
7.1 Conclusões	38
7.2 Desenvolvimentos futuros	39
Bibliografia	40
Apêndices	
A Anexo	43
Anexos	
I Apêndice 1	44
I.1 Desenho Técnico das Peças constituintes da Unidade	44
II Apêndice 2	48
II.1 Programação do Microcontrolador	48
II.2 Programação em Blocos da Interface Gráfica	50

ÍNDICE DE FIGURAS

2.1	Anatomia do músculo <i>orbicularis oculi</i>	3
2.2	Exposição dos principais ramos do nervo facial	4
3.1	Utilização do dispositivo de medição da força de contração do músculo <i>orbicularis oculi</i>	6
3.2	Coordenadas da massa pontual A ao longo do tempo	7
4.1	Diagrama de blocos do sistema desenvolvido	9
4.2	Célula de Carga Micro	10
4.3	Ponte de <i>Wheatstone</i>	11
4.4	Extensómetro	13
4.5	Esquema representativo da distribuição das forças a atuar na célula de carga superior	13
4.6	Protótipo final, sistema de elevação e suporte das células de carga	15
4.7	Módulo HX711	16
4.8	Esquema do Circuito do módulo HX711	16
4.9	Arduino UNO R3	18
4.10	Espéculos Oculares e Blefaróstato	19
4.11	Suporte e Queixeira de alturas ajustáveis	20
4.12	Circuito interno e respetivos componentes	21
4.13	Esquema elétrico da Unidade de Medição	21
5.1	Equipamento auxiliar de calibração da célula de carga inferior e Esquema representativo de forças aplicadas na célula de carga inferior	24
5.2	Funcionalidades e funções do bloco de configuração e cíclico	25
5.3	Interface Gráfica	26
5.4	Montagem Experimental	27
5.5	Ensaio nº1	29
5.6	Ensaio nº2	30
5.7	Ensaio nº3	31

5.8	Ensaio nº4	32
5.9	Ensaio nº5	33
6.1	Protetor Oculares de Plástico Autoclavável e Ventosa de sucção auxiliar de colocação	36
6.2	Anestocil 4 mg/ml colírio, solução de Cloridrato de oxibuprocáina	37
A.1	Características Elétricas do módulo HX711 [29]	43
I.1	Base e suporte da célula de carga inferior	45
I.2	Peça que segura as hastes e a rosca	46
I.3	Suporte móvel da célula de carga superior	47
II.1	Programação do Microcontrolador, Arduino 1.8.19; 1ª parte.	48
II.2	Programação do Microcontrolador, Arduino 1.8.19; 2ª parte.	49
II.3	Programação do Microcontrolador, Arduino 1.8.19; 3ª parte.	49
II.4	Programação em Blocos da Interface Gráfica	50

ÍNDICE DE TABELAS

5.1	Tabela com valores reais das massas e as suas medições em cada célula, após amplificadas pelos módulos HX711, em mV	22
5.2	Tabela com os parâmetros de calibração dos valores resultantes, em gramas, de cada uma das células de carga	23

SIGLAS

<i>Pulse Width Modulation</i>	PWM 18
LPS	<i>Levator Palpebrae Superioris</i> 4
NC III	Terceiro Nervo Craniano 4
OO	<i>Orbicularis Oculi</i> 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 34, 38
TCM	Tendão Cantal Medial 3

INTRODUÇÃO

1.1 Enquadramento

A medição da força da pálpebra é um conceito simples do ponto de vista teórico. É baseada numa mecânica que pode ser descrita facilmente. No entanto, do ponto de vista prático, esta medição conta com diversos fatores que podem tornar os resultados e a própria experiência pouco viáveis. Fatores como reflexos, sejam do olho, da pálpebra ou cabeça do paciente, são difíceis de contornar, pelo que o instrumento de medição tem que contar com soluções adequadas a todas as possibilidades, que mantenham os resultados fidedignos.

Do ponto de vista da Instrumentação Médica, a força de contração do músculo *Orbicularis Oculi* (OO), tem sido analisada com vários propósitos, através de métodos em que os efeitos causados pelos fatores anteriormente mencionados foram significativos, pelo que nem sempre os resultados foram objetivos e claros [1] [2]. Para além disso, não existe atualmente um método atualizado, fiável e prático para medir a força de contração, em simultâneo, da pálpebra superior e inferior [1].

Com uma primeira abordagem para desenvolver um protótipo capaz de medir, analisar e estudar a força de contração do músculo OO das pálpebras superior e inferior, foi construído um sistema de células de carga, acoplado a um blefaróstato (instrumento médico com o propósito de manter as pálpebras afastadas), que extraísse informação sobre a força de encerramento das pálpebras por via de uma placa microcontroladora.

1.2 Objetivos

Utilizando o que já foi desenvolvido, o objetivo da dissertação será baseado na otimização da unidade de medição de força de contração do músculo OO, assim como na observação crítica e projeção de futuras melhorias possíveis de aplicar não só no protótipo mas também ao conceito subjacente à realização do mesmo. São pretendidas melhorias ao nível da sua utilização prática, do software desenvolvido e da interface gráfica, tornando o mesmo o mais fidedigno e prático possível.

CONCEITOS TEÓRICOS

2.1 Anatomia da Pálpebra

As pálpebras, tanto a superior como a inferior, têm um mecanismo de encerramento similar. O movimento de abertura deve-se à ação dos músculos retratores, uma ação que predomina na pálpebra superior; o encerramento é da responsabilidade de um único músculo: o músculo OO, que será o foco deste estudo.

2.1.1 *Orbicularis Oculi*

O músculo OO subdivide-se em 3 porções: orbitária, pré-septal e pré-tarsal (as 2 últimas integradas na pálpebra) [3]. A porção orbitária origina-se da face anterior do Tendão Cantal Medial (TCM) e do periósteo, e está diretamente ligada às expressões faciais. As porções pré-septal e pré-tarsal cobrem o septo orbitário e o tarso, fazendo parte da estrutura da pálpebra [1]. É possível observar a anatomia do músculo OO na figura 2.1.

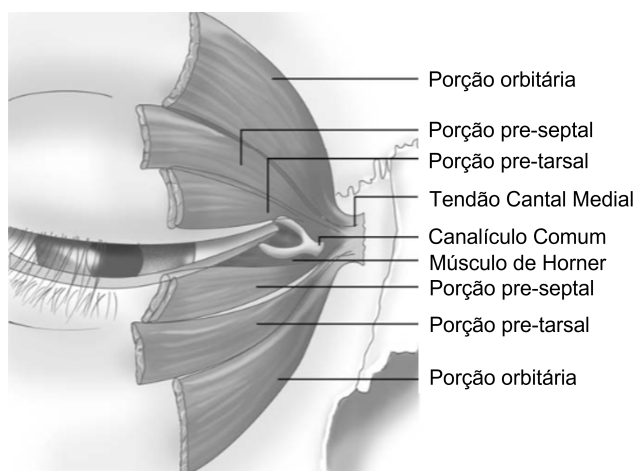


Figura 2.1: Anatomia do músculo *orbicularis oculi*, adaptado de [4]

2.1.2 Retratores das Pálpebras

O movimento de abertura da pálpebra superior deve-se à ação do músculo *Levator Palpebrae Superioris* (LPS), sendo que este é também responsável pela estabilidade da altura da pálpebra. O LPS e o OO são enervados, respetivamente, pelo Terceiro Nervo Craniano (NC III), também conhecido por nervo oculomotor, e pelo nervo facial, sendo toda a mecânica de abertura e encerramento da pálpebra é dependente dos mesmos. É possível observar na figura 2.2 os principais ramos do nervo facial.

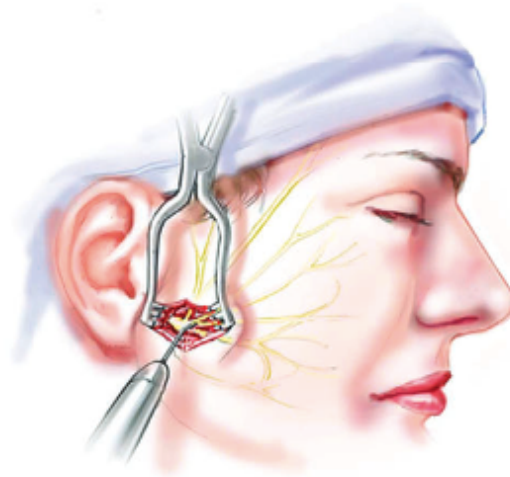


Figura 2.2: Exposição dos principais ramos do nervo facial com o procedimento de Reynolds [5]

São três forças ativas e uma passiva que possibilitam o movimento da pálpebra superior. O processo de encerramento da pálpebra resulta da inativação do músculo LPS e ativação do músculo OO. No processo de abertura da pálpebra, o contrário acontece, sendo que o músculo OO cessa atividade, possibilitando o elevar da pálpebra pelo músculo LPS, que regressa à sua atividade tónica [6] [7].

2.2 Condições Patológicas comprometedoras da função do músculo *orbicularis oculi*

São várias as patologias que podem originar um mal funcionamento do mecanismo de encerramento das pálpebras.

Certos procedimentos cirúrgicos tais como a blefaroplastia, *face lift*, entre outras, foram estudadas relativamente ao risco de lesão do nervo motor que enerva o músculo OO. Esta lesão pode resultar numa falha do mecanismo de encerramento da pálpebra, originando complicações como o lagoftalmos, retração da pálpebra, ectrópio com possíveis sequelas na superfície ocular e na visão [6].

A paralisia facial idiopática (paralisia de Bell) é a causa mais frequente do compromisso da enervação motora do músculo OO. Embora a sua causa não seja conhecida é geralmente associada a uma infeção pelo vírus *Herpes Simplex*. A maioria dos casos recupera espontaneamente ao longo de algumas semanas contudo por vezes permanecem alterações irreversíveis dos movimentos da hemiface afetada. [6] [5].

Doenças neuromusculares podem também afetar diretamente as fibras musculares, incluindo as do músculo OO, prejudicando assim o seu bom funcionamento também [8].

ESTADO DA ARTE

Com o avanço da medicina e da sua instrumentação, com o auxílio de ramos da engenharia, biologia, informática, física e química, inúmeras patologias e lesões, nos dias que correm, são possíveis de prever e prevenir. Neste capítulo, é feita uma análise relativamente aos avanços e à atualidade dos métodos e dispositivos existentes que permitem medir a força de contração das pálpebras, superior e inferior.

Foi desenvolvido em 1954, um dispositivo constituído por um cilindro, pistão e espéculos oculares, capaz de medir a força de contração do músculo OO (figura 3.1)



Figura 3.1: a) Utilização do dispositivo de medição da força de contração do músculo OO; b) Dispositivo de medição da força de contração do músculo OO, constituído por um cilindro 1), pistão 2) e espéculos oculares 3), adaptado de [9].

Os espéculos oculares deste dispositivo seriam inseridos na fenda palpebral do paciente, sendo que, com a contração das pálpebras e movimentação do pistão, haveria um aumento da pressão de ar interior ao cilindro. Para a medição da pressão, seria utilizado um manómetro de mercúrio. No entanto, existe uma série de limitações, tornando este método desatualizado e pouco viável. Devido às suas reduzidas dimensões e formato, seria de difícil colocação. A sua inclinação também é um fator limitante, tal como o leve cisalhamento no movimento do pistão. O facto de haver uma variação na velocidade de fecho da pálpebra pode também influenciar a medição, uma vez que esta também determina o início do deslocamento do pistão e, conseqüentemente, a pressão registada [9].

Em 2017 foi desenvolvido um outro método com o mesmo propósito. Desta vez, recorrendo à análise visual por parte de um software. Este recorre à análise de uma filmagem do fecho do olho contra um espéculo ocular. São identificadas as distâncias extremo (máxima e mínima) do espéculo, determinando a força palpebral. No entanto, este método apresenta algumas limitações, tais como a necessidade de colocação do espéculo centrado na fenda palpebral, a não distinção entre força natural ou força patológica, assim como a largura da fenda palpebral poder interferir com o posicionamento do espéculo [10]. Na figura 3.2 é possível observar a interface gráfica do método referido.

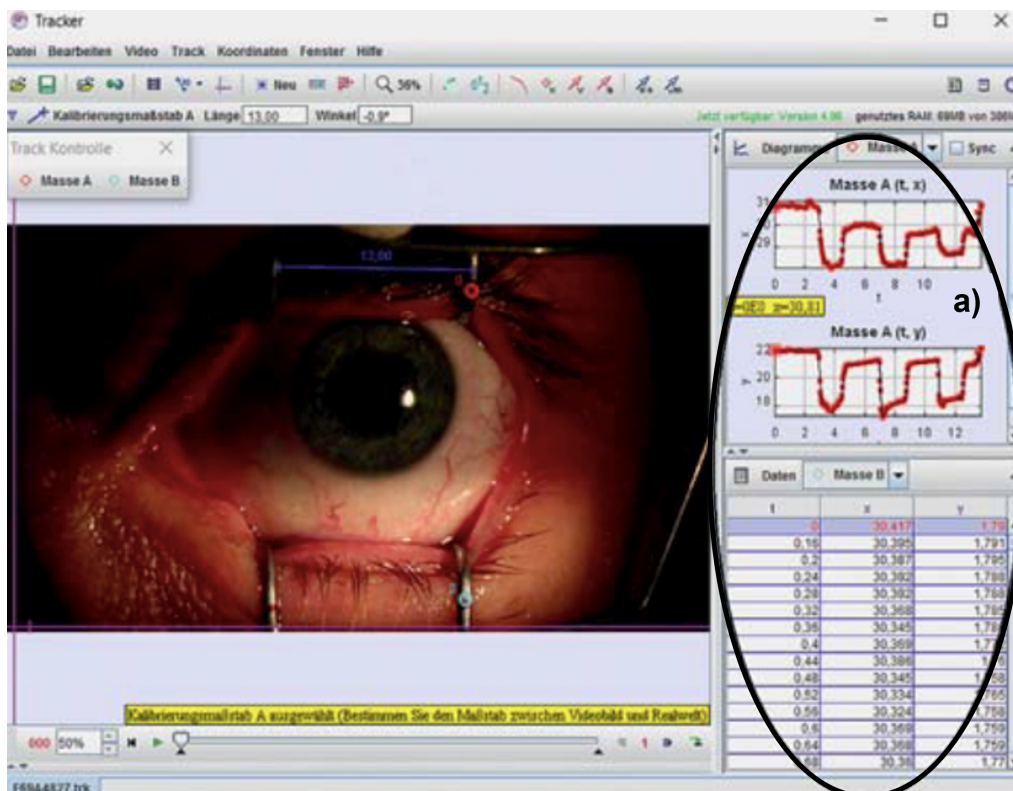


Figura 3.2: a) Coordenadas da massa pontual A ao longo do tempo, graficamente acima, tabularmente abaixo [10].

Outra técnica, esta bem estabelecida no contexto clínico, é eletromiografia. Esta técnica mede a atividade elétrica de músculos esqueléticos tal como o músculo OO, sendo que é uma técnica capaz de avaliar condições clínicas como a miastenia grave e a paralisia do nervo facial [11] [12]. No entanto, este exame é invasivo, não está amplamente disponível e não mede a força real do músculo em estudo.

Algumas outras técnicas foram desenvolvidas apresentando várias limitações, quer pela complexidade de instrumentação exigida, quer pela incapacidade de medir a força de contração de forma fisiológica da pálpebra superior e inferior [13] [14], pelo que o desenvolvimento desta unidade de medição da força de contração do músculo OO é justificada, procurando assim encontrar uma nova técnica precisa, objetiva, prática, não invasiva e viável.

OTIMIZAÇÃO DO PROTÓTIPO

Otimizar o protótipo, do ponto de vista ergonómico e funcional tem como objetivo permitir, recorrendo ao mesmo, medir a massa aplicada em duas células de carga, uma para cada pálpebra do paciente. Estas células, dependendo da carga aplicada irão gerar uma maior ou menor variação da resistência da sua viga, traduzindo-se, através de extensómetros, numa diferença de potencial. Na figura 4.1 encontra-se representado um diagrama de blocos representante do sistema desenvolvido e otimizado.

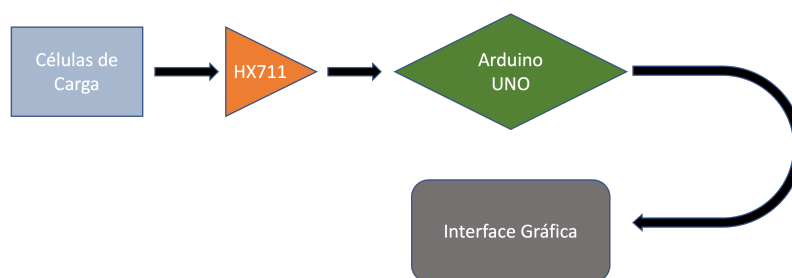


Figura 4.1: Diagrama de blocos do sistema desenvolvido

A unidade de medição desenvolvida é então constituída por diversos elementos tais como a caixa de alumínio, que contém no seu interior um Arduino UNO R3, dois amplificadores HX711, cada um destinado a uma célula de carga, um *display* LCD (que apresenta as medições em tempo real e os cabos (feitos à medida), para unir todos estes componentes. Foi também desenvolvido um suporte das células de carga, anexado à caixa de alumínio, capaz de aumentar a distância entre as mesmas para uma melhor adaptação a cada paciente e as próprias células de carga, fulcrais para o funcionamento da unidade.

A deformação causada nas células do protótipo é amplificada pelos módulos HX711 e enviadas para o Arduino, onde são interpretadas e traduzidas num valor digital em gramas, valor este que é enviado para o LCD para uma observação mais prática e (caso se pretenda) para o computador, sendo possível visualizar com mais detalhe através da interface gráfica desenvolvida, dando a opção de armazenar os dados obtidos numa folha de cálculo Excel.

4.1 Células de carga

As células de carga são a base deste protótipo, pelo que a compreensão do seu funcionamento é também fulcral. Foram necessárias duas células de carga, uma com o objetivo de medir a força da pálpebra superior, e outra com o objetivo de medir a força da pálpebra inferior.

As células utilizadas, representadas na figura 4.2, dedicadas a medir massas até 100g, são constituídas cada uma por uma viga metálica com quatro extensómetros colocados na sua superfície. É importante salientar que os extensómetros são elementos transdutores e têm como função traduzir carga em quantidade elétrica, e por isso, são componentes que têm como características uma alta precisão na sua medição, apresentam uma excelente resposta perante ações dinâmicas e são de fácil utilização [15]. No entanto, devido à sua sensibilidade, o suporte que mantém as células na posição necessária para a medição da força da pálpebra do paciente, foi pensado e desenvolvido com o objetivo de ser o mais estável possível, sem dispensar o seu uso prático, com a capacidade de ajuste da distância entre células [16].

As células de carga regem-se segundo a lei da tensão-deformação, também conhecida por Lei de Hooke, que tem como uso o cálculo da deformação de um certo material, causada por uma força nele exercida [17]. A relação entre esta lei e os extensómetros (e assim com as células de carga) está no facto de a resistência elétrica dos materiais se alterar com uma deformação. Existe uma relação de proporcionalidade linear entre a carga aplicada no extensómetro e a variação da sua resistência, sendo assim possível traduzir esta variação numa diferença de potencial através da ponte de *Wheatstone* formadas pelos 4 extensómetros, de forma a que possamos analisar a força aplicada pelas pálpebras do paciente.



Figura 4.2: Imagem de uma Célula de Carga Micro, [35x12] mm [18]

4.1.1 Ponte de *Wheatstone*

A ponte de *Wheatstone*, presente em cada célula de carga, é um circuito elétrico que é bastante indicado para medidas precisas da resistência elétrica, neste caso do material que constitui os extensômetros das células de carga. A deformação por parte das células de carga resulta da força aplicada nas mesmas pelas pálpebras do paciente, gerando uma pequena variação da resistência nos extensômetros presentes nas células de carga, pelo que a ponte de *Wheatstone* é bastante útil na conversão desta variação em diferença de potencial. Os quatro extensômetros presentes em cada célula de carga completam a ponte de *Wheatstone*.

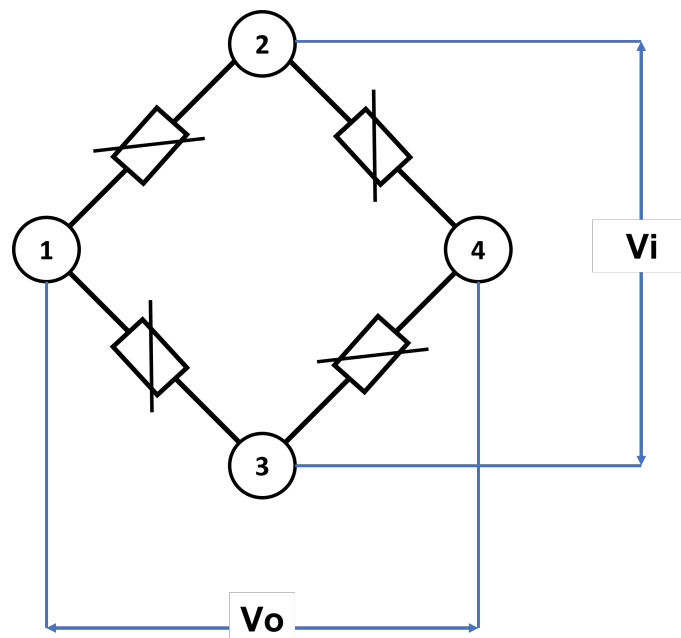


Figura 4.3: Esquemático do circuito elétrico da Ponte de *Wheatstone*. Adaptado de [19]

Na figura 4.3 encontramos um esquemático do circuito elétrico que representa a ponte de *Wheatstone*, sendo que a tensão fornecida pelo *Arduino* à mesma, a tensão de entrada, se encontra representada por V_i , e a tensão de saída, que por ser bastante baixa é amplificada de seguida pelo módulos HX711, V_o .

Partindo do princípio de que as células de carga se encontram num estado de equilíbrio, ou seja, sem qualquer força sobre elas aplicadas, podemos concluir que todas resistências que compõem a ponte de *Wheatstone* (os extensômetros) apresentam um valor igual. Assim sendo, a tensão de entrada, V_i , aplicada nos nós 2 e 3, dividir-se-á equitativamente pelo ramo que contem as resistências R_1 e R_2 e pelo ramo que contem as resistências R_3 e R_4 .

Qualquer desequilíbrio, ou seja aplicação de uma força externa nas células como por exemplo a força das pálpebras, ira ser detetado por uma alteração no valor medido da tensão de saída, V_o , definido pela seguinte equação:

$$V_o = V_i \left(\frac{R_1}{R_1 + R_2} - \frac{R_4}{R_3 + R_4} \right) \quad (4.1)$$

Tendo em conta as variações de cada uma das resistências ΔR_x :

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{R_1 + \Delta R_1}{R_1 + \Delta R_1 + R_2 + \Delta R_2} - \frac{R_4 + \Delta R_4}{R_3 + \Delta R_3 + R_4 + \Delta R_4} \quad (4.2)$$

Assumindo, como suposto para uma Ponte de *Wheatstone*, $R_1 = R_2$ e $R_3 = R_4$, e igualando os denominadores:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{(R_1 + \Delta R_1) \cdot (2R_3 + \Delta R_3 + \Delta R_4) - (R_3 + \Delta R_4) \cdot (2R_1 + \Delta R_1 + \Delta R_2)}{(2R_3 + \Delta R_1 + \Delta R_2) \cdot (2R_1 + \Delta R_3 + \Delta R_4)} \quad (4.3)$$

Podemos ainda considerar que os termos $\Delta R_x \Delta R_y$ são desprezáveis comparando com os restantes termos, pelo que podemos simplificar a equação anterior e escrever:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{R_1(\Delta R_3 + \Delta R_4) - R_1(\Delta R_1 + \Delta R_2) + 2R_3\Delta R_1 - 2R_1\Delta R_4}{4R_1R_3 + 2R_1\Delta R_3 + 2R_1\Delta R_4 + 2R_3\Delta R_1 + 2R_3\Delta R_2} \quad (4.4)$$

Comparando, mais uma vez, os termos do denominador, o termo $4R_1R_3$ é superior aos restantes [19], pelo que podemos reescrever:

$$\frac{R_1(\Delta R_3 + \Delta R_4) - R_1(\Delta R_1 + \Delta R_2) + 2R_3\Delta R_1 - 2R_1\Delta R_4}{4R_1R_3} = \frac{1}{4} \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4} \right) \quad (4.5)$$

Para concluir, podemos utilizar a equação 4.8, para definir uma relação de proporcionalidade direta:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} = k \frac{\Delta R}{R} \quad (4.6)$$

E substituir na equação 4.7, obtendo uma relação entre o quociente entre a tensão de saída e entrada da Ponte de *Wheatston*, com a Lei de *Hooke*:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{k}{4} (\varepsilon_1 - \varepsilon_2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_4) \quad (4.7)$$

Como num estado de equilíbrio $R_1 = R_2 = R_3 = R_4$, o valor medido em V_o seria nulo [19]. O mesmo é verdade quando $\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_3}{R_4}$.

4.1.2 Extensometria

Os extensómetros presentes nas células de carga são do tipo Resistência Elétrica, sendo, como referido anteriormente, elementos transdutores, capazes de detetar a deformação produzida, através de uma força aplicada, sobre um corpo elástico. São mecanicamente deformáveis e medindo a variação da sua resistência elétrica conforme o seu grau de deformação, é possível calcular a força sobre ele aplicada.

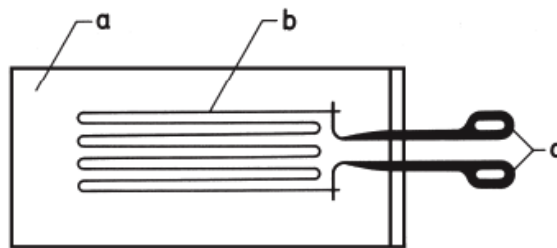


Figura 4.4: Esquema de Extensómetro de Resistência Elétrica colocado sobre um corpo de prova; a) Corpo de Prova, b) Extensómetro de Resistência Elétrica, c) Terminais de Conexão [19]

Exemplificando o comportamento da célula de carga superior, temos representado na figura 4.5, um esquema da distribuição das forças ao longo da mesma assim como nos quatro extensómetros que compõem a Ponte de *Wheatstone* existente.

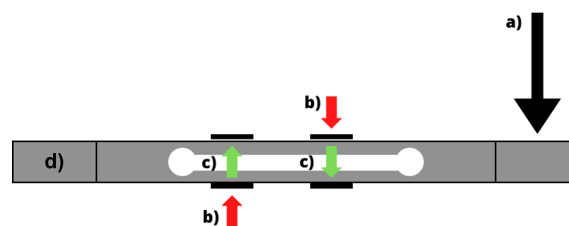


Figura 4.5: Esquema representativo da distribuição das forças a atuar na célula de carga superior: a) Força da pálpebra superior, b) Forças de distensão aplicadas sobre dois dos extensómetros, c) Forças de Compressão aplicadas sobre dois dos extensómetros, d) Ponto de encastre

A aplicação da força da pálpebra irá causar uma variação do comprimento original da viga constituinte da célula de carga, Δl . Podemos assim definir a deformação, ϵ , como a razão entre a variação do comprimento e o comprimento original da viga, l [16]:

$$\epsilon = \frac{\Delta l}{l} \quad (4.8)$$

A extremidade esquerda da célula de carga representada na figura 4.5, estará fixa ao suporte desenvolvido especificamente para este propósito, pelo que a aplicação da força por parte da pálpebra representada à direita da célula de carga será equilibrada por uma força resposta, internamente na célula. o valor módulo desta força, F por unidade de área, A , será dado por:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (4.9)$$

No entanto, experimentalmente verifica-se que a força aplicada sobre a célula de carga é sim proporcional à sua deformação para valores de tensão mais baixos, isto por se encontrarem na região elástica da curva de tensão-deformação do material que constitui a célula de carga. A Lei de *Hooke* relaciona a força com a deformação proporcionalmente, sendo a constante de proporcionalidade o Módulo de *Young*, E_i :

$$\sigma = E_i \epsilon \quad (4.10)$$

4.1.3 Suporte das células de carga

O primeiro passo no desenvolvimento e otimização deste protótipo foi conseguir aliar uma maneira de suportar as células de carga, de forma estável devido à sensibilidade das mesmas assim como a do olho humano, à possibilidade de ajustar a altura das mesmas conforme a abertura natural das pálpebras (amplitude de equilíbrio) de cada paciente.

O objetivo da altura ajustável é tentar eliminar ao máximo qualquer tensão aplicada nas células de carga quando o olho está em estado de repouso, permitindo apenas medir a força da contração das pálpebras e não o peso da pálpebra. O sistema conta com a possibilidade então de ajustar a altura da célula de carga superior, através de um mecanismo de rosca. Este mecanismo foi desenhado e otimizado para o propósito em questão, desde as suas dimensões à sua sensibilidade de enroscamento, para o fácil manuseamento por parte do operador. Este permite uma variação da distância entre as células até 2 centímetros.

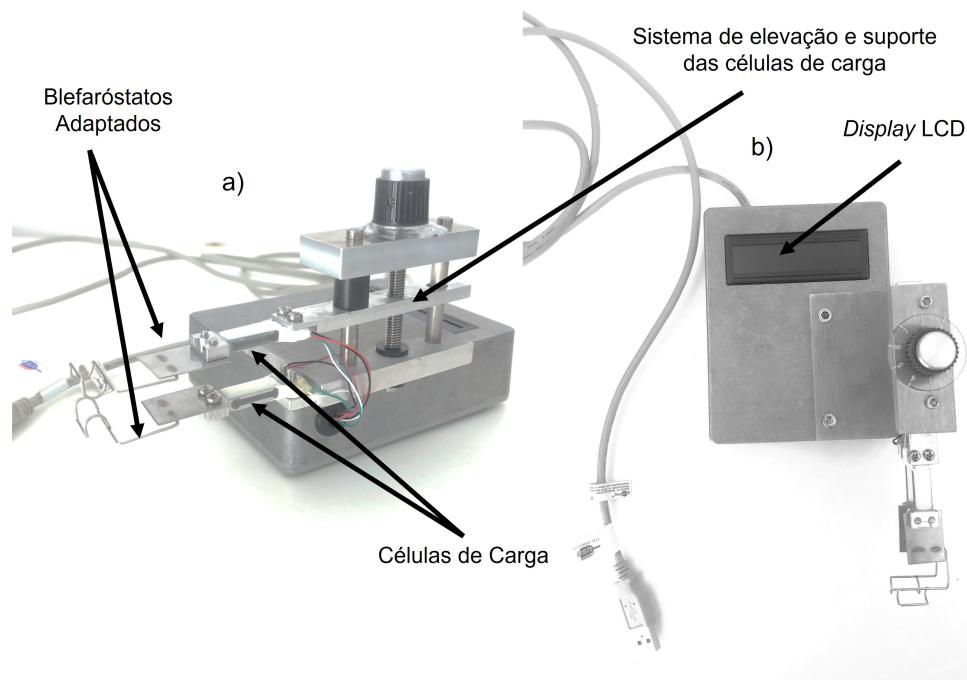


Figura 4.6: Imagem do Protótipo final, sistema de elevação e suporte das células de carga; a) Vista lateral; b) Vista de topo

4.1.4 Módulo HX711

O módulo HX711, representado na figura 4.7 é um dos componentes principais da unidade desenvolvida. Permite amplificar o sinal elétrico de saída das células, uma vez que este sinal é baixo (na ordem dos mV) [20] [21]. Possui um conversor analógico-digital de 24 bits e um controlador programável de ganho (variável entre 32, 64 e 128) e permite definir a taxa de saída de dados (10 ou 80 amostras por segundo). Também aplica ao sinal elétrico filtros capazes de reduzir o ruído [22]. Foi necessário um destes para amplificar o sinal cada uma das células, tendo sido utilizado um ganho de 128.

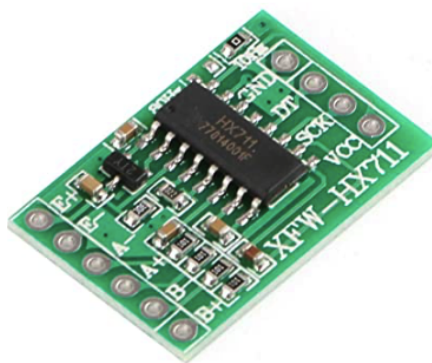


Figura 4.7: Imagem de um Módulo HX711 [23]

É possível analisar com mais detalhe este módulo através do esquemático da placa PCB:

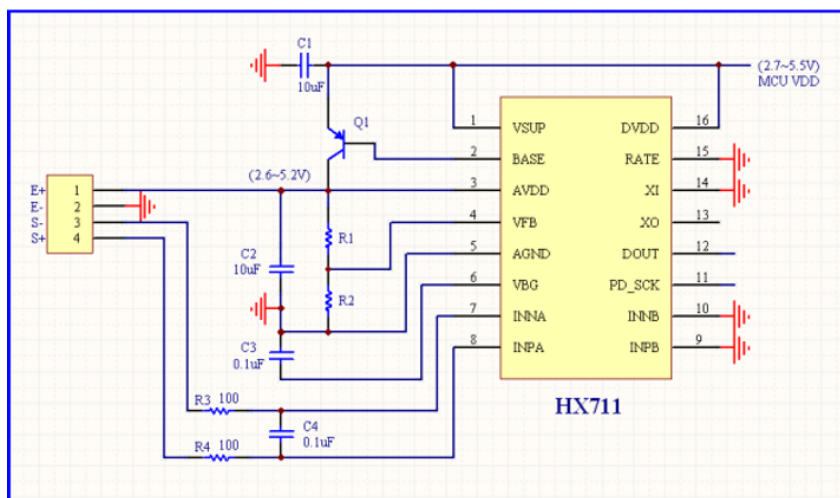


Figura 4.8: Esquema do Circuito do módulo HX711 [23]

As entradas da placa PCB, onde se estabelecem as ligações com as células de carga, são definidas pelas entradas de excitação positiva, E+, negativa, E-, e as saídas positiva e negativa, A+ e A- respetivamente.

A decisão de utilizar as saídas A+ e A- e não das saídas B+ e B- foi tomada com base no ganho aplicado no sinal das células, uma vez que as primeiras, por definição, devolvem o sinal com um ganho de 128 por predefinição, enquanto que as segundas, um sinal com ganho de 32. A sensibilidade do valor de saída é de $1 \pm 0.1mV$, valor este que mostra o quão preciso o sinal amplificado por este módulos se pode manter. Isto verifica-se pois o módulo aplica filtros, como mencionado anteriormente, ao sinal das células de carga, removendo ruído.

Importante salientar que a resolução do sistema depende destes módulos, e sendo estes conversores analógico-digital de 24 bits, podemos calcular a resolução dos mesmos:

$$R = \frac{V_i}{2^{bits}} = \frac{5}{2^{24}} = 2,98E - 7 \quad (4.11)$$

4.2 Arduino UNO

Uma possível maneira prática de estabelecer esta ligação foi através da utilização de um Arduino UNO. É uma placa de microcontrolador ATmega328 com catorze *pins* de entrada/saída digital, dos quais seis podem ser usados como saídas de PWM (*Pulse Width Modulation*), seis entradas analógicas e conexão USB [24]. No intuito desta dissertação, o Arduino tem como propósitos a alimentação das células de carga assim como dos módulos HX711, a conversão das diferenças de potencial medidas nos terminais das pontes de *Wheatstone* em gramas, e enviar os mesmos dados para a interface gráfica desenvolvida em LabView. Posteriormente o utilizador poderá, caso pretenda, guardar estes dados numa folha de cálculo em formato Excel.

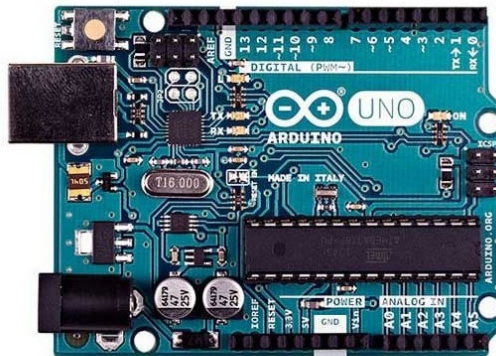


Figura 4.9: Imagem de um Arduino UNO R3 [25]

4.3 Interface Humana

O elo de ligação entre o utilizador e o sistema é uma parte importante desta dissertação, uma vez que sem este, a análise e registo dos dados teria sido impossível.

4.3.1 Espéculos Oculares

O blefaróstato é o componente que estabelece a ligação direta entre o utilizador e o sistema. É um instrumento médico, de aço inoxidável, que originalmente, é utilizado para manter as pálpebras do paciente afastadas. São instrumentos que não causam dano na córnea do olho, pelo que são indicados para o propósito desta dissertação. Como os ramos do blefaróstato estão ligados diretamente, foi necessário separá-los e desenvolver uma maneira de os indexar às células de carga. Foi então soldado cada um destes ramos a uma pequena chapa de aço inoxidável, permitindo assim, cumprir a função de espéculos oculares. Estas chapas possuem dois furos, com o objetivo de serem aparafusadas, com parafusos também de aço inoxidável, às respetivas células de carga.

É importante referir que a escolha do material das chapas assim como dos parafusos utilizados também teve que ser pensada. As principais razões para esta escolha foram a fácil higienização destes materiais e a facilidade em soldar, de forma segura, dois elementos do mesmo material.

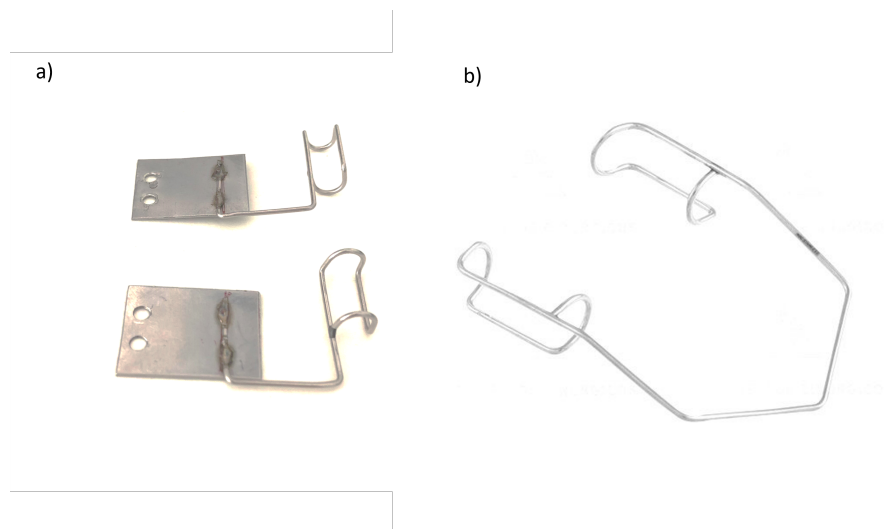


Figura 4.10: a) Imagem dos Espéculos Oculares (Blefaróstatos Adaptados) b) Imagem de um Blefaróstato [26]

4.3.2 Queixeira e respetivo Suporte

No contexto da ergonomia da unidade a desenvolver, foi utilizado um suporte e uma queixeira, com o objetivo de manter a cabeça do paciente estável, tendo a capacidade de se ajustar a altura de ambos. O suporte ([28 x 8 x 43] cm), tem uma altura ajustável com uma amplitude de 35 centímetros, enquanto que a queixeira ([33 x 8 x 52] cm), tem uma altura ajustável de amplitude 10 centímetros. Ambos os equipamentos auxiliares (figura 4.11) foram fabricados na Oficina do Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade NOVA de Lisboa (FCT-UNL).

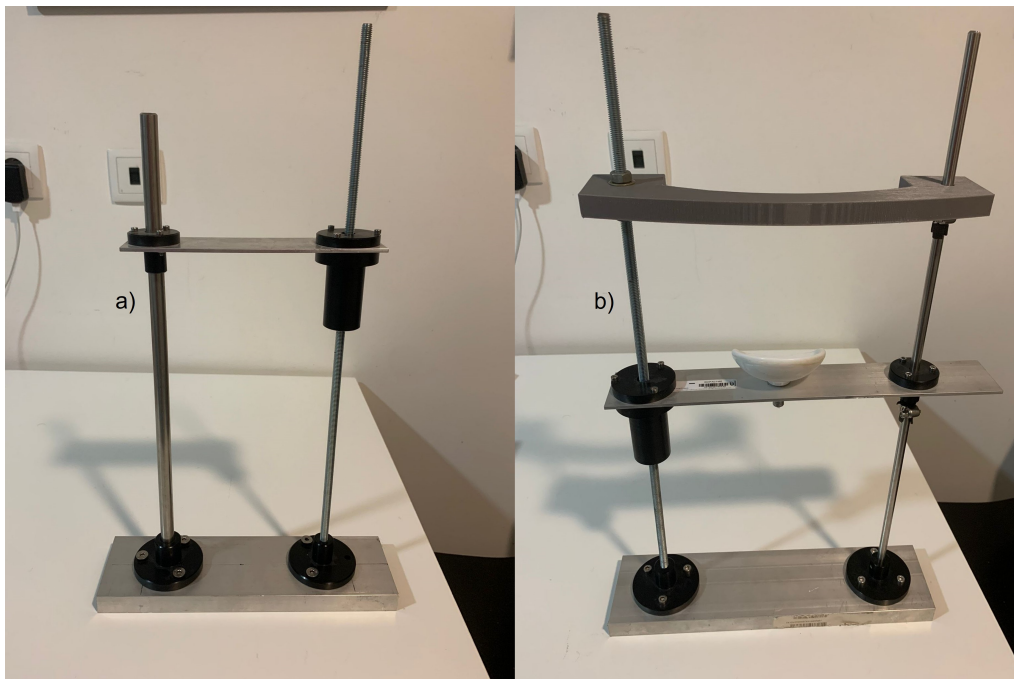


Figura 4.11: a) Imagem do Suporte de altura ajustável; b) Imagem da Queixeira de altura ajustável

4.4 Circuito da Unidade

Uma vez testados e escolhidos todos os componentes constituintes da unidade de medição, foi utilizada uma caixa de alumínio com dimensões [12 x 9 x 3,5] centímetros, com o objetivo de tornar o sistema estável, portátil e resistente a eventuais contactos. Os cabos utilizados foram feitos individualmente, tendo em conta dimensões, flexibilidade e resistência; foram utilizadas mangas térmicas nas regiões mais frágeis dos mesmos e padronizados para uma mais fácil organização. Podemos observar na figura 4.12 a montagem interior da unidade de medição desenvolvida.

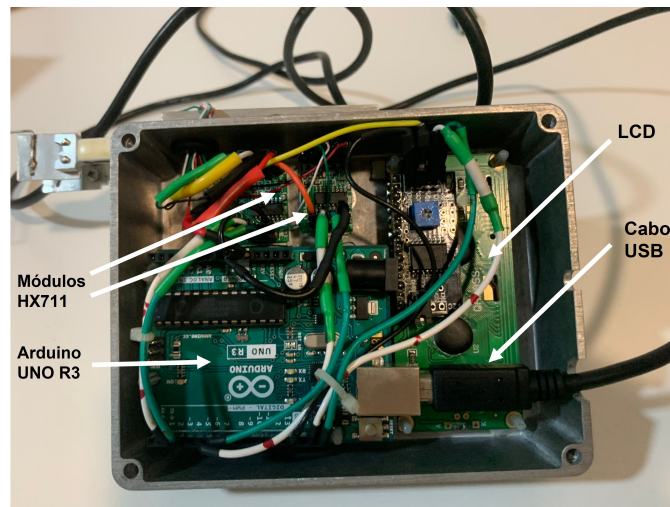


Figura 4.12: Circuito interno e respetivos componentes

Na figura 4.13, para uma melhor compreensão do circuito, encontra-se representado um esquema do mesmo com as ligações necessárias para o funcionamento da unidade.

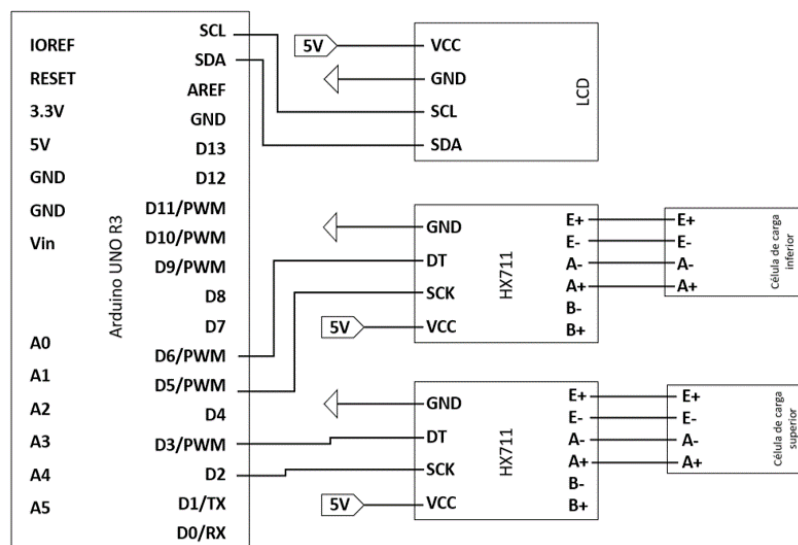


Figura 4.13: Esquema elétrico da Unidade de Medição

PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Neste capítulo é explicada a programação do microcontrolador e do programa referente à interface gráfica desenvolvida em LabView assim como as suas funcionalidades. É também explicado o processo de calibração de ambas as células de carga.

5.1 Calibração das Células de Carga

A calibração das células de carga foi realizada recorrendo ao método direto, utilizando 9 cargas diferentes com massas entre 10,22 e 119,30 gramas. Para cada uma das massas foi registado o valor digital medido pela própria unidade de medição desenvolvida (possível observar medições na tabela 5.1) e recorrendo ao programa Microsoft Excel foi então aplicada a função PROJ.LIN, função esta que calcula as estatísticas (declive e ordenada na origem) usando o método dos quadrados mínimos para calcular uma reta que melhor se ajuste aos dados obtidos. Assim sendo, foram obtidos os parâmetros representados na tabela 5.2 para as retas de calibração.

Massa Real [g]	Medição Célula Inferior [mV]	Medição Célula Superior [mV]
10,22	125	129
19,08	226	243
35,55	392	442
50,34	600	646
67,96	808	877
80,12	958	1034
89,83	1074	1166
98,69	1178	1276
119,30	1417	1520

Tabela 5.1: Tabela com valores reais das massas e as suas medições em cada célula, após amplificadas pelos módulos HX711, em mV

	Célula de Carga Inferior	Célula de Carga Superior
Declive (m)	0,08386709	0,07787633
Ordenada na Origem (b)	0,070985	-0,21968
R^2	0,99992287	0,99973894

Tabela 5.2: Tabela com os parâmetros de calibração dos valores resultantes, em gramas, de cada uma das células de carga

Como na programação do microcontrolador se desenvolveu uma função para zerar as medições, ou seja, que inicialmente, antes de devolver dados ao utilizador, permite o redefinir do *offset* para zero, então os valores das ordenadas na origem não são relevantes, não tendo sido utilizados e tendo sido utilizado apenas o declive da reta para a calibração.

Relacionando o sinal das células de carga medidos após a amplificação com ganho 128 e redução de ruído com a massa aplicada nas células é possível obter a sensibilidade do sistema em $\frac{mV}{g}$. Assim sendo, verificou-se que, assumindo que para um constante valor de alimentação de 5V e para o intervalo de massas utilizadas na calibração, o valor médio da sensibilidade da célula de carga inferior e superior, respetivamente, é de, aproximadamente, $11,92 \pm 1$ e $12,87 \pm 1 \frac{mV}{g}$, respetivamente.

Uma explicação para esta diferença de sensibilidades pode ser o facto de as forças que atuam nas células de carga são diferentes, sendo que o peso dos blefaróstatos adaptados atua no sentido da força das massas aplicadas na célula superior, e contrário na célula inferior.

Para a calibração da célula de carga inferior, de forma a atenuar parte da desigualdade mencionada anteriormente, foi necessário desenvolver ainda um pequeno suporte para as massas. Este equipamento auxiliar de calibração foi desenvolvido de forma a que a célula de carga inferior pudesse ser calibrada com as massas a aplicar o seu peso no mesmo sentido com que uma pálpebra inferior de um paciente exerceria a força ascendente. A utilização deste equipamento auxiliar no processo de calibração permite uma calibração mais rigorosa da célula de carga inferior, tendo em conta todas as forças que nela se aplicam durante as medições, mais especificamente a força da pálpebra e o peso do blefaróstato adaptado, forças estas aplicadas em sentido contrários. Assim, representado na figura 5.1, encontramos uma imagem real do equipamento utilizado na calibração da célula inferior e o esquema de forças representado na célula de carga inferior durante a calibração da mesma.

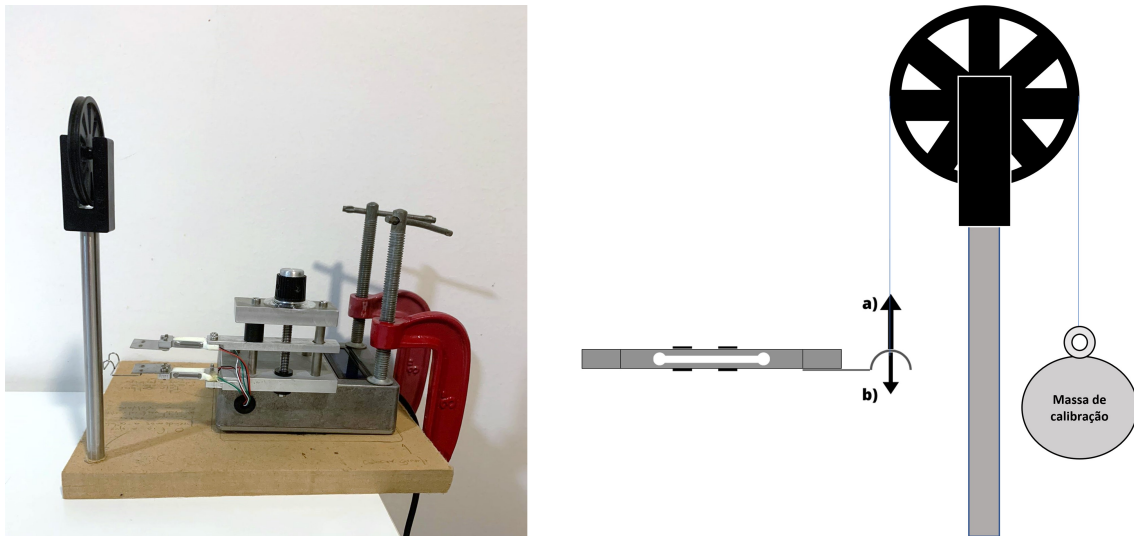


Figura 5.1: Imagem do Equipamento auxiliar de calibração da célula de carga inferior; Esquema de forças aplicadas na célula de carga inferior. a) Peso da massa de calibração; b) Peso do blefaróstato adaptado

5.2 Programação do microcontrolador

A programação do microcontrolador da unidade desenvolvida foi realizada no programa da placa Arduino IDE, versão 1.8.19, recorrendo a três bibliotecas. O principal objetivo no desenvolvimento do código compilado no Arduino Uno presente o protótipo foi simplificar e reduzir o código ao essencial, de forma a que a utilização do mesmo sem um computador fosse possível. Assim sendo, o mesmo tem como finalidade estabelecer a ligação com as células de carga através dos módulos HX711, apresentar os dados a uma taxa de 6 medidas por segundo e apresentá-los no LCD da unidade em tempo real. No caso da utilização de um computador, os dados são automaticamente enviados para o mesmo, sendo recolhidos no programa da Interface Gráfica do mesmo.

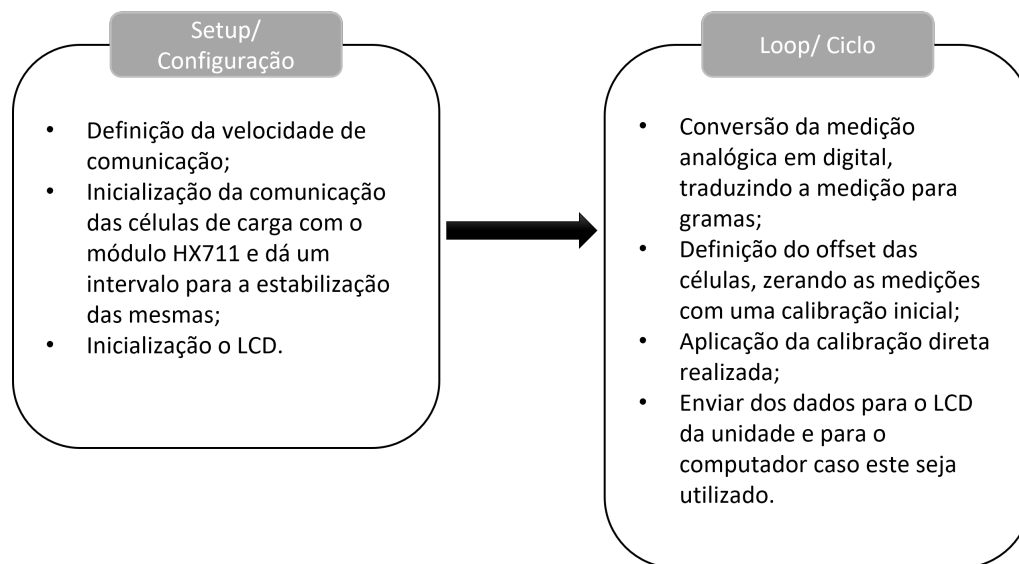


Figura 5.2: Funcionalidades e funções do bloco de configuração e cíclico

Na configuração do sistema foram definidos os pins 2 e 3, 5 e 6 como os *pins* de entrada do sinal (digital) proveniente dos módulos HX711 conectados às respectivas células inferior e superior. A velocidade de comunicação definida (baud rate) é de 9600 bits por segundo, uma vez que é o valor predefinido tanto pelo microcontrolador assim como pelo programa LabView. É utilizado um tempo de 2 segundos (2000 milisegundos) para a estabilização das células de carga para uma melhor estabilização dos valores lidos pelas células de carga.

Relativamente ao bloco cíclico, este começa por realizar uma primeira calibração do valor offset das medições, zerando o valor de saída, e de seguida aplicando os parâmetros da calibração direta realizada, definindo assim os valores de saída (em gramas) e enviando e atualizando os mesmos tanto para o indicador digital (LCD) presente na unidade de medição assim como para a interface gráfica.

5.3 Interface Gráfica

A interface gráfica que permite o operador dar início às medições e por sua vez gravá-las, foi desenvolvida em LabView. A interface recebe os valores do monitor série, enviados a partir do Arduino que constitui a unidade de medição, gravando-os num formato de fácil interpretação em Excel, para posterior análise mais cuidada. Na figura 5.3 podemos observar o aspeto final da interface gráfica desenvolvida.

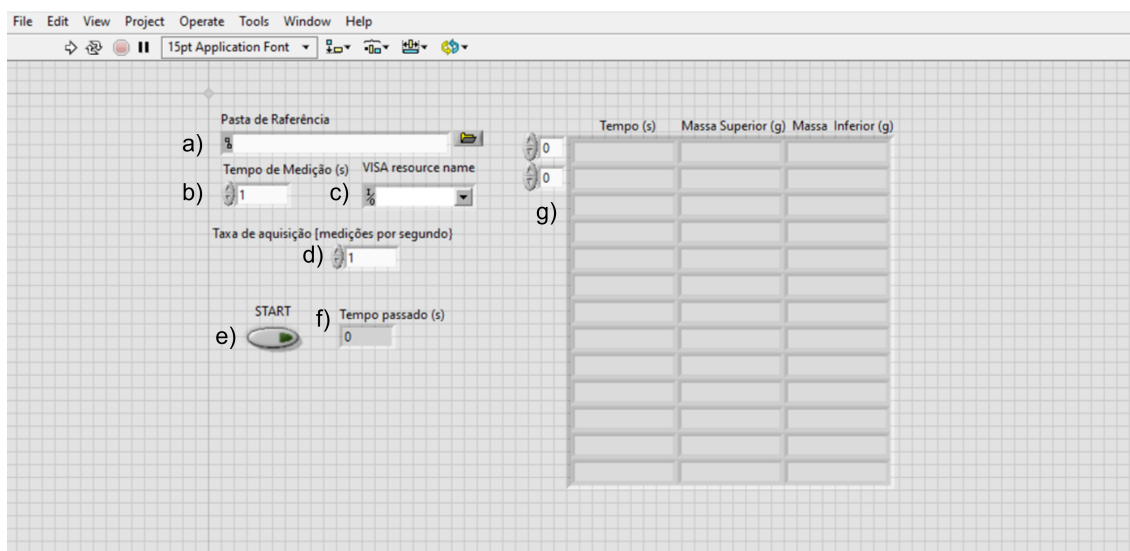


Figura 5.3: Imagem da Interface Gráfica

Importante salientar que, antes da realização de uma medição, é necessário definir alguns parâmetros através da interface, sendo que para começar, em a), devemos escolher a pasta de referência onde guardar a folha de cálculo em Excel, posteriormente, em b), definir o tempo da medição a realizar. Selecionar também, em c), a porta COM a que o Arduino se encontra ligada. O processo mais fácil será aceder ao Gestor de Dispositivos do computador a ser utilizado e verificar a porta a ser utilizada. Por fim, em d), definir a taxa de aquisição, sendo possível fazer variar entre 1 a 4 medições por segundo.

Podemos visualizar o tempo já decorrido das medições em f) e as medições em g), pelo que o botão START, em e), deve ser acionado apenas quando os parâmetros estiverem todos definidos e o operador esteja pronto a começar as medições. O programa terminará automaticamente após ter decorrido o tempo definido pelo operador anteriormente.

5.4 Medições

As medições no âmbito desta dissertação foram realizadas no Instituto Português de Oncologia de Lisboa Francisco Gentil E.P.E. (IPO), fundado no ano 1923, sendo uma referência ao nível da investigação e tratamento de cancros.

Para a realização das medições foi necessário preparar não só o protótipo desenvolvido em conjunto com a interface gráfica, mas também a colocação e ajuste do suporte e queixeira, equipamentos estes auxiliares e essenciais no decorrer das mesmas. É possível observar na figura 5.4 a montagem experimental utilizada no decorrer das medições realizadas.

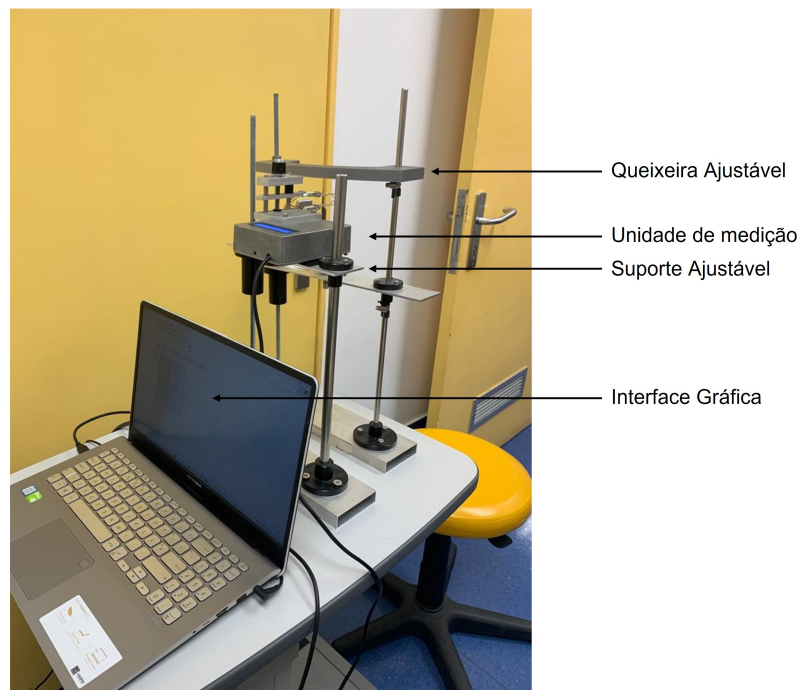


Figura 5.4: Imagem da Montagem Experimental

As medições realizadas tiveram uma duração de 10 segundos, e sendo que foi utilizada uma taxa de 1 medição por segundo, por ensaio foram extraídos 10 valores de força aplicada por cada uma das pálpebras, superior e inferior, do olho direito dos pacientes, no entanto, para futura investigação e contexto clínico, é possível alterar esta taxa através da interface gráfica. Na figura 5.5 está apresentado o resultado do primeiro ensaio realizado, tendo sido traduzidas, posteriormente, as medições de massa em gramas para força em Newtons (utilizando o valor médio de aceleração gravítica $g = 9,807m/s^2$ em Lisboa), em função do tempo em segundos.

O erro medido para cada célula de carga diferiu, tal como os valores de sensibilidade já mencionados. Para a célula de carga superior foi então medido um desvio padrão de 0,04 N enquanto que para a célula de carga inferior foi de 0,03 N.

As medições realizadas tiveram que ser interrompidas devido ao danificar de um dos espéculos oculares, pelo que, as medições seguintes ficaram comprometidos, não sendo fidedignos.

Os ensaios realizados verificaram-se rápidos, práticos, e os pacientes mostraram-se confortáveis durante os mesmos, não tendo sido verificado, em momento algum, qualquer tipo de dor e irritação.

5.4.1 Ensaio nº1

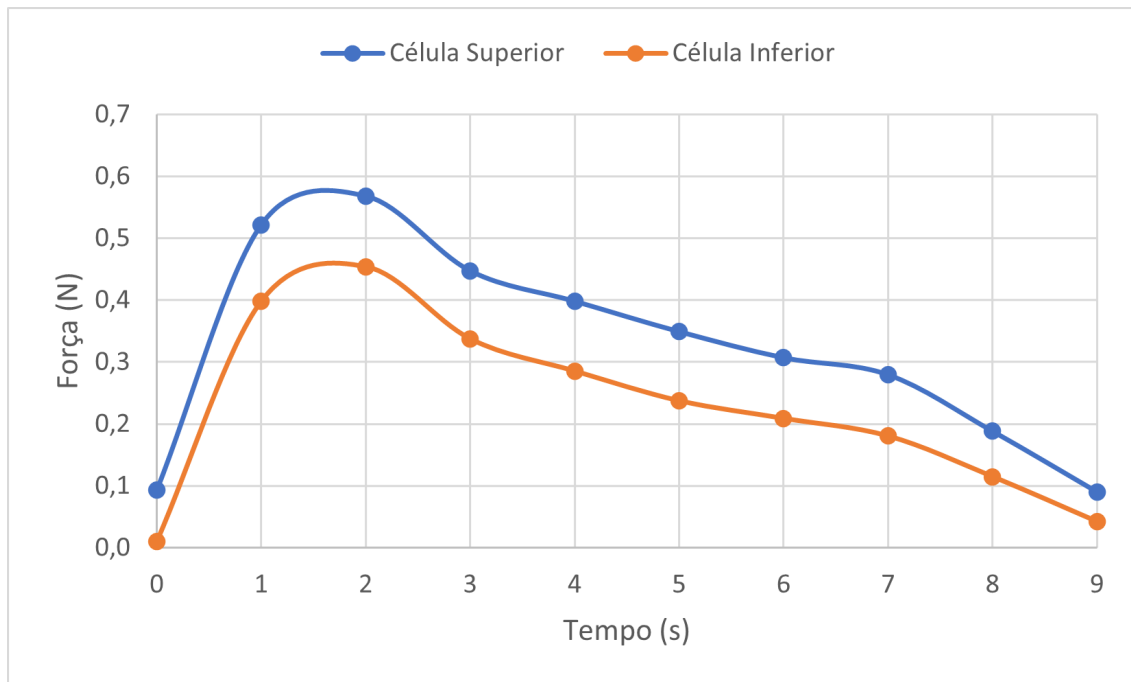


Figura 5.5: Gráfico do Ensaio nº1: força de contração (N) em função do tempo (s)

Nesta primeira medição, verificou-se uma correlação entre a força de contração da pálpebra superior com a inferior, observável graficamente, sendo que em todos os ensaios realizados, se verificou também que ao longo do movimento do olho, a força de contração da pálpebra superior é maior que a da pálpebra inferior. Neste ensaio em específico, a força máxima aplicada pela pálpebra superior foi de $0,568 \pm 0,04\text{N}$ enquanto que a força máxima aplicada pela pálpebra inferior foi de $0,454 \pm 0,03\text{N}$.

5.4.2 Ensaio nº2

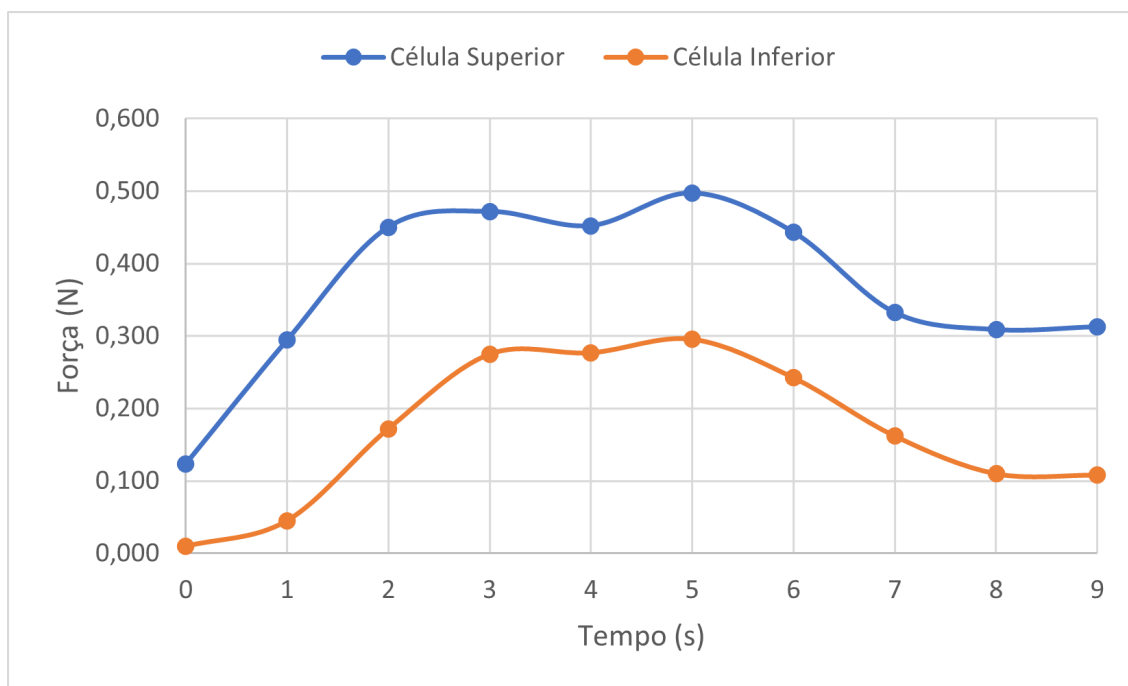


Figura 5.6: Gráfico do Ensaio nº2: força de contração (N) em função do tempo (s)

No gráfico da figura 5.6, observamos, mais uma vez, uma correlação entre a força medida na célula de carga superior e a força medida na célula de carga inferior, assim como uma diferença significativa entre os valores medidos, sendo que a força da pálpebra superior é maior em todos os instantes que a força da pálpebra inferior. Ao longo da medição, foi registado um valor máximo aplicado pela pálpebra superior de $0,497 \pm 0,04$ N e para a pálpebra inferior um valor de $0,295 \pm 0,03$ N.

5.4.3 Ensaio nº3

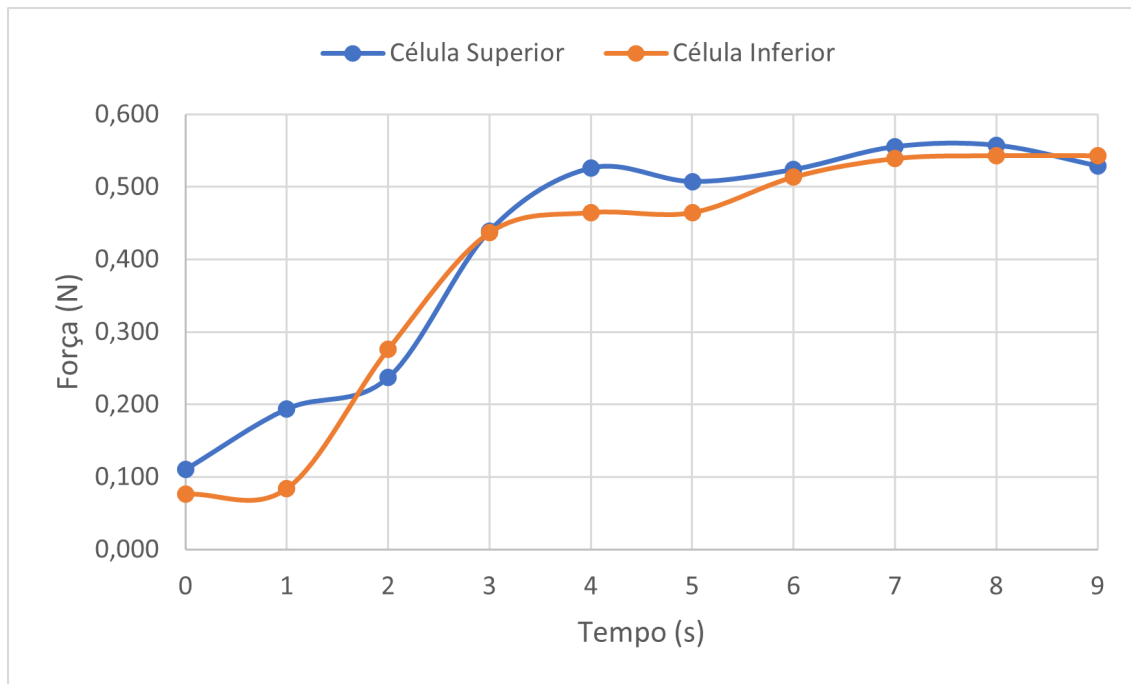


Figura 5.7: Gráfico do Ensaio nº3: força de contração (N) em função do tempo (s)

Neste terceiro ensaio realizado, os dados obtidos mostraram uma maior irregularidade em comparação com os dados anteriores, no entanto, é de salientar que estas medições foram realizadas com um intervalo de 1 segundo entre si, não representando todos os valores entre cada intervalo.

Neste ensaio verificou-se que o valor máximo medido pela pálpebra superior foi de $0,570 \pm 0,04\text{N}$ enquanto que na pálpebra inferior foi de $0,543 \pm 0,03\text{N}$.

5.4.4 Ensaio nº4

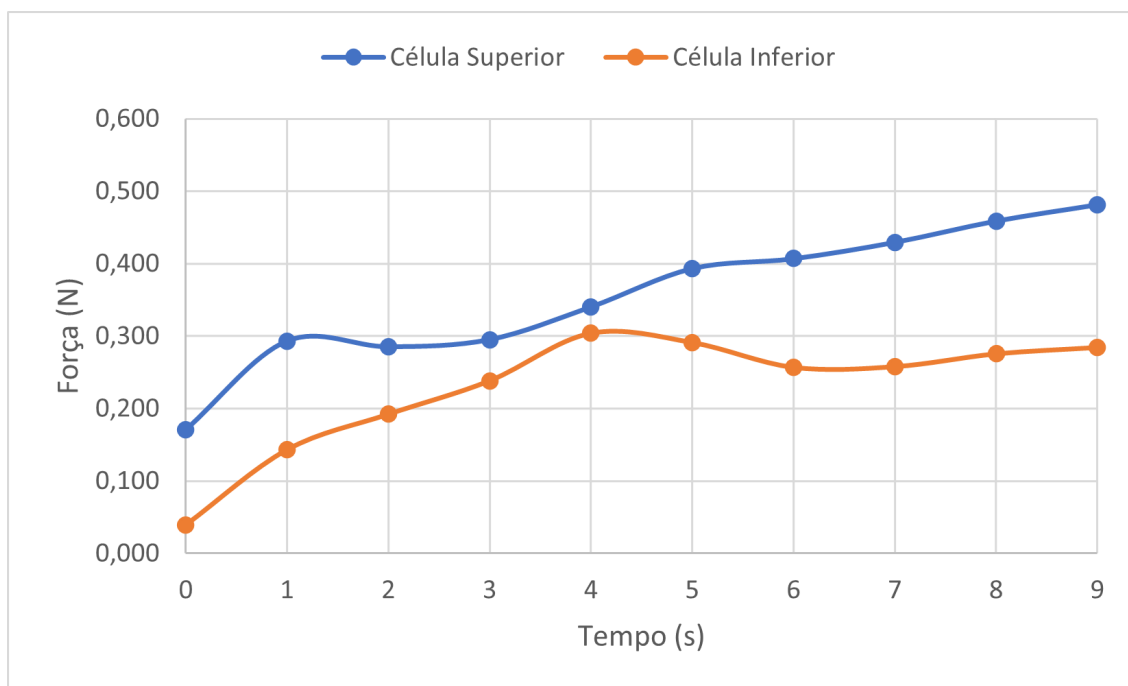


Figura 5.8: Gráfico do Ensaio nº4: força de contração (N) em função do tempo (s)

No gráfico representado na figura 5.8, podemos observar, tanto na pálpebra superior como na inferior, a tendência é crescente, pelo que a medição deveria ter durado mais tempo. Esta medição mostra o quão importante será o definir de cada parâmetro na interface gráfica, antes de cada ensaio. No entanto, verifica-se, mais uma vez, uma constante superioridade na força de contração da pálpebra superior em comparação com a inferior. Não sendo garantido que a força máxima realizada pelo paciente analisado sejam as medidas, os valores máximos registados foram de $0,482 \pm 0,04\text{N}$ e de $0,304 \pm 0,03\text{N}$ para a pálpebra superior e inferior, respetivamente.

5.4.5 Ensaio nº5

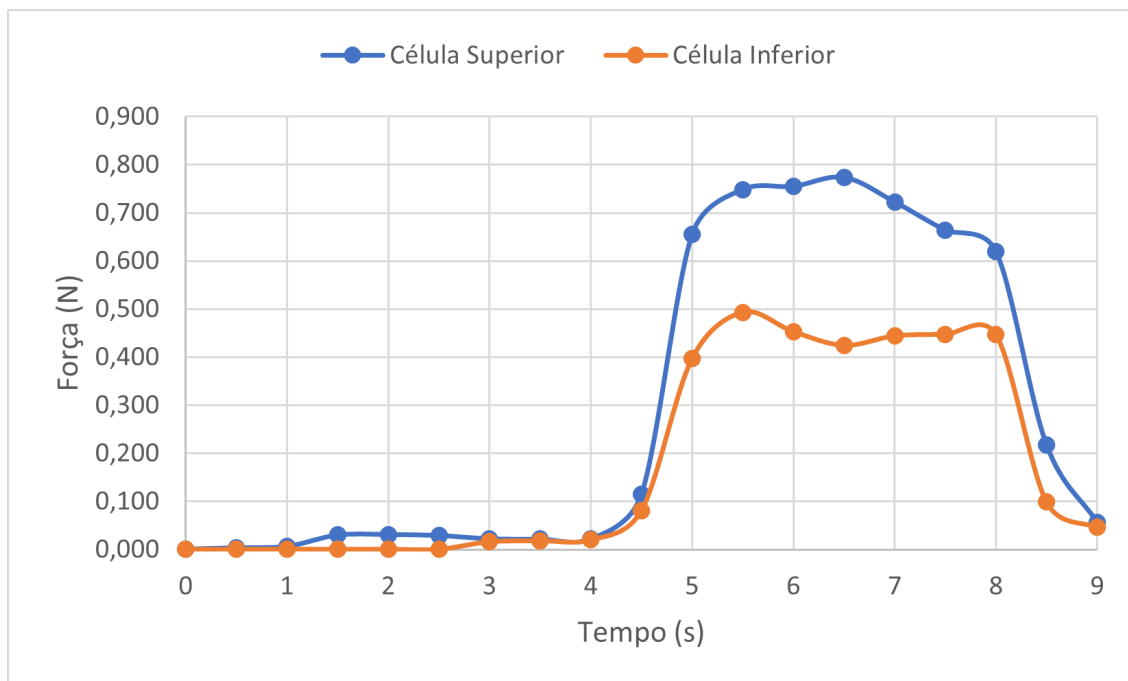


Figura 5.9: Gráfico do Ensaio nº5: força de contração (N) em função do tempo (s)

Este último ensaio foi o único realizado com uma taxa de 2 medições por segundo, tendo sido recolhidos de meio em meio segundo, durante 10 segundos, resultando num total de 20 dados. Mais uma vez, verifica-se, que na generalidade dos valores obtidos, a força medida na célula superior foi de $0,774 \pm 0,04\text{N}$ e na célula inferior de $0,493 \pm 0,03\text{N}$.

GUIA DE UTILIZAÇÃO

Neste breve capítulo são apresentadas instruções de utilização da unidade de medição da força de contração do músculo OO, cuidados a ter com a mesma assim como os cuidados a ter durante a sua utilização. São também referidos os materiais utilizados durante os procedimentos de medição realizados no Instituto Português de Oncologia.

6.1 Instruções de Utilização Técnica da Unidade

1. Ligar o cabo USB da unidade ao computador (caso se pretenda fazer a análise e o registo dos dados) ou a uma fonte de alimentação de 7V a 12V (de preferência);
2. Abrir o programa desenvolvido em LabVIEW e verificar que a porta COM selecionada é a correta;
3. Verificar que o template em formato .csv que pretendemos utilizar está selecionado;
4. Definir o tempo de medição e a taxa de amostragem;
5. Quando se verificar no LCD da unidade que esta já se encontra a medir a massa aplicada em cada uma das células, é possível então iniciar a medição que pretendemos guardar em formato .csv pressionando o botão START.
6. Após o término (automático) da medição, se o operador pretender manter os dados em formato .csv, basta abrir o documento da folha de cálculo e guardá-lo.

6.2 Instruções de Acoplamento da Unidade ao Paciente

1. Higienizar os espéculos oculares e qualquer suporte e estabilizador do paciente;
2. Aproximar ao máximo as células de carga rodando o parafuso no sentido anti-horário;
3. Colocar as gotas recomendadas pelo profissional de saúde no olho do paciente a examinar;
4. Colocar a lente protetora da córnea no olho do paciente;
5. Posicionar a cabeça do paciente na queixeira e ajustar a sua altura de forma a que as células estejam alinhadas com o olho do paciente;
6. Colocar, cuidadosamente e em primeiro lugar, a pálpebra inferior no ramo da célula de carga inferior e de seguida colocar a pálpebra superior no ramo da célula de carga superior;
7. Ajustar a amplitude das células de carga de forma a que estas estejam naturalmente distanciadas uma da outra tal como as pálpebras do paciente estariam no seu equilíbrio, encontrando-se repousadas nos espéculos oculares respetivos.
8. Após as medições, reduzir de novo a amplitude das células de carga ao máximo, para que seja mais fácil dissociar as pálpebras dos seus respetivos ramos.
9. Após cada utilização do equipamento, remover espéculos oculares para posterior higienização e responsável uso do equipamento.

6.3 Material

Tendo em conta que o olho humano é muito sensível e as pálpebras reagem involuntariamente ao tato assim como a estímulos visuais, foi necessário solucionar este problema recorrendo à utilização de materiais complementares, apresentados nesta secção.

6.3.1 Protetor Ocular de Plástico Autoclavável

Tendo em conta que a pálpebra reage involuntariamente a estímulos visuais, o que poderia comprometer as medições, foi necessária a utilização, por parte do paciente, de uma proteção ocular opaca. O facto de ser opaca permite que o paciente não se aperceba que o equipamento esteja a aproximar-se do olho do mesmo, ajudando no processo de acoplamento da unidade de medição assim como na proteção da córnea do paciente de qualquer imprevisto que possa ocorrer durante o procedimento. O protetor ocular é de fácil higienização e vem acompanhado de uma ventosa auxiliar no processo de colocação do mesmo no olho do paciente.



Figura 6.1: a) Protetor Oculares de Plástico Autoclavável; b) Ventosa auxiliar de colocação, adaptado de [27].

6.3.2 Anestocil

Pelo facto de o olho ser uma parte do corpo bastante sensível ao toque, foram também utilizadas gotas anestésicas. Anestocil contém 4 mg/ml em solução da substância ativa cloridrato de oxibuprocaina, um fármaco utilizado numa diversidade de atos médicos, como a extração de corpos estranhos da córnea e da conjuntiva, exames para lentes de contacto e tanometria, pela sua ação anestésica superficial da córnea.



Figura 6.2: Anestocil 4 mg/ml colírio, solução de Cloridrato de oxibuprocaina [28].

CONCLUSÕES

Neste último capítulo serão concluídas algumas ideias resultantes desta dissertação, melhorias possíveis e perspectivas futuras.

7.1 Conclusões

Com o objetivo definido inicialmente como melhoria da unidade anteriormente desenvolvida, esta dissertação certamente permitiu um grande avanço em direção ao que será uma unidade, portátil, prática e fidedigna, que permita um uso profissional nas mais diversas áreas médicas, seja no contexto médico, seja em investigação.

O sistema desenvolvido consiste em duas células de carga, com o objetivo de medir a força de contração do músculo OO. A unidade permite ajustar a distância entre as células de carga para que o processo de acoplamento da unidade às pálpebras do paciente seja o mais confortável e prático possível. Esta característica permite também que seja removida grande parte da força que naturalmente as pálpebras possam aplicar nas células, ajustando a amplitude à abertura natural das pálpebras do paciente em questão. Os dados são enviados da unidade de medição para o computador do operador, onde este consegue analisar em tempo real as medições a serem realizadas, numa interface em LabView, e armazená-las em Excel para um estudo posterior e mais aprofundado.

O método revelou-se objetivo, com boas perspectivas futuras, tendo sido feitas medições em pacientes voluntários permitindo concluir que a unidade de medição desenvolvida cumpre o objetivo sobre a qual foi pensada e desenvolvida, comprovando que existe uma correlação entre a força aplicada pela pálpebra superior e a força aplicada pela pálpebra inferior, e como esperado, a força de contração da pálpebra superior, em comparação com a pálpebra inferior, é maior, o que significa que a porção superior do músculo OO é mais forte que a inferior. O sistema apresenta uma sensibilidade de $11,92 \pm 1$ e $12,87 \pm 1 \frac{mV}{g}$ para a célula de carga inferior e superior respetivamente. Ao longo dos ensaios foram medidas as forças de contração das pálpebras inferior e superior de 5 pacientes, sendo que em média, os valores medidos foram de $0,418$ e $0,578N$, respetivamente.

7.2 Desenvolvimentos futuros

O protótipo otimizado e desenvolvido continua a ter várias possíveis melhorias a serem implementadas para que possa ser um equipamento digno de uma utilização recorrente no contexto médico e de investigação.

Do ponto de vista mecânico, o sistema apresenta uma estrutura compacta e estável, no entanto, o sistema utilizado para a movimentação da célula de carga superior apresenta um desgaste que obriga ao operador a recalibrar o sistema de rosca ao fim de poucas utilizações. Isto seria uma melhoria essencial para que no contexto prático não seja necessário a perda de tempo com este ajuste e para que não se corra o risco de desgaste do equipamento e por sua vez o comprometer das medições devido à falta de estabilidade.

Os cabos provenientes das células de carga deveriam ser reforçados, pelo que seria aconselhável procurar uma maneira de manter a junção dos mesmos aos elétrodos da célula protegida, por exemplo com uma aplicação diferente de *epoxy*

Em relação ao erro nas medições, o valor apresentado nesta dissertação não é representativo do erro advindo das diferentes variáveis existentes em todo o processo do realizar de um ensaio. O facto de a calibração ser feita num ambiente estático e as medições serem realizadas com a constante variação da força aplicada nas células de carga, portanto num ambiente mais dinâmico, traduz-se num maior erro das medições. Assim, será necessário o desenvolver de uma nova maneira de calibrar o equipamento, maneira esta que deverá ser mais representativa do tipo de medições realizadas em pálpebras de pacientes, mas também mais prática e automática, podendo ser realizada de forma eficaz durante a própria utilização do equipamento. Outra possibilidade será a aplicação de filtros nas medições caso estas sejam realizadas com uma maior taxa de aquisição.

Por último, e sem dúvida a melhoria mais essencial neste protótipo, e à primeira vista a mais simples, seria o desenvolvimento de uma nova maneira de anexar as pálpebras ao protótipo, uma vez que os espéculos oculares não se revelaram os mais adequados no contexto das medições. Isto devido ao facto de que, dependendo da fisiologia das pálpebras do paciente, o espéculo superior poderá entrar em contacto com o espéculo inferior, comprometendo as medições. Será então necessária uma nova adaptação dos mesmos, permitindo que estes sejam de mais fácil higienização, que tenham uma estrutura mais resistente, flexível e especialmente uma estrutura que permita o cruzar dos mesmos sem se haver contacto de um com o outro.

BIBLIOGRAFIA

- [1] G. Griffin, B. Azizzadeh e G. G. Massry, “New insights into physical findings associated with postblepharoplasty lower eyelid retraction”, *Aesthetic surgery journal / the American Society for Aesthetic Plastic surgery*, vol. 34, pp. 995–1004, 7 set. de 2014, ISSN: 1527330X. DOI: 10.1177/1090820X14544306.
- [2] G. Fabbrocini, M. P. D. Padova e A. Tosti, “Nonsurgical lip and eye rejuvenation techniques”, *Nonsurgical Lip Eye Rejuvenation Tech.*, pp. 1–123, 2017. DOI: 10.1007/978-3-319-23270-6.
- [3] D. Chan, M. Sokoya e Y. Ducic, “Repair of the malpositioned lower lid”, *Facial Plastic Surgery*, vol. 33, pp. 598–605, 6 dez. de 2017, ISSN: 10988793. DOI: 10.1055/s-0037-1608711.
- [4] S. P. Most, S. R. Mobley e W. F. Larrabee, *Anatomy of the eyelids*, 2005. DOI: 10.1016/j.fsc.2005.06.003.
- [5] C. D. Mccord, J. D. Walrath e F. Nahai, “Concepts in eyelid biomechanics with clinical implications”, *Aesthetic Surgery Journal*, vol. 33, pp. 209–221, 2 fev. de 2013, ISSN: 1090820X. DOI: 10.1177/1090820X12472692.
- [6] Y. Choi, H. G. Kang, Y. S. Nam, J. G. Kang e I. B. Kim, “Facial nerve supply to the orbicularis oculi around the lower eyelid: Anatomy and its clinical implications”, *Plastic and Reconstructive Surgery*, vol. 140, pp. 261–271, 2 ago. de 2017, ISSN: 00321052. DOI: 10.1097/PRS.0000000000003543.
- [7] L. J. Bour, M. Aramideh, B. W. O. D. Visser e B. W. O. de Visser, “Neurophysiological aspects of eye and eyelid movements during blinking in humans”, 2000. URL: www.physiology.org/journal/jn.
- [8] M. E. Farrugia, R. P. Kennett, D. Hilton-Jones, J. Newsom-Davis e A. Vincent, “Quantitative emg of facial muscles in myasthenia patients with musk antibodies”, *Clinical Neurophysiology*, vol. 118, pp. 269–277, 2 fev. de 2007, ISSN: 13882457. DOI: 10.1016/j.clinph.2006.10.004.
- [9] H. Basil e J. London, *Strength of the orbicularis oculi**, 1954. URL: <http://bjo.bmj.com/>.

- [10] A. Koschmieder, P. Pisowocki, C. Zietz, R. Bader, O. Stachs e A. Jünemann, “Measurement of the strength of human musculus orbicularis oculi using video analysis”, *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde*, vol. 234, pp. 1451–1457, 12 dez. de 2017, ISSN: 14393999. DOI: 10.1055/s-0043-122944.
- [11] G. Rakocevic, M. Moster e M. Floeter, “Single-fiber electromyography in the orbicularis oculi muscle in patients with ocular myasthenia gravis symptoms: Does abnormal jitter predict response to treatment?”, *BMC Neurology*, vol. 17, jun. de 2017. DOI: 10.1186/s12883-017-0891-5.
- [12] M. Grosheva e O. Guntinas-Lichius, “Significance of electromyography to predict and evaluate facial function outcome after acute peripheral facial palsy”, *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, vol. 264, pp. 1491–1495, 2007.
- [13] A. J. Shaw, B. A. Davis, M. J. Collins e L. G. Carney, “A technique to measure eyelid pressure using piezoresistive sensors”, *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, vol. 56, 10 2009. DOI: 10.1109/TBME.2009.2022550. URL: <http://ieeexplore.ieee.org..>
- [14] K. Ehrmann, I. Francis e F. Stapleton, “A novel instrument to quantify the tension of upper and lower eyelids”, *Contact Lens and Anterior Eye*, vol. 24, pp. 65–72, 2 jan. de 2001, ISSN: 1367-0484. DOI: 10.1016/S1367-0484(01)80015-1.
- [15] R. Piernas, A. Jefferson, S. Camacho e G. A. D. Brito, *Extensometria básica*, 2004. URL: www.nepae.feis.unesp.br.
- [16] P. H. Guadagnini, F. S. D. Rocha e V. E. Barlette, *Projeto de um sensor eletrônico baseado em extensometria para medição de força*, 2011. URL: <http://www.lajpe.org>.
- [17] E. P. Paixão, L. F. Sauthier, M. Martin e P. Reibold, *Modalidade do trabalho: Relatório técnico-científico evento: Xxiv seminário de iniciação científica*.
- [18] *Micro load cell (0-100g) - czl639hd - 3139₀atphidgets*. URL: <https://www.phidgets.com/?tier=3&catid=9&pcid=7&prodid=230>.
- [19] K. Hoffmann, *An introduction to measurement using strain gages*, 1989.
- [20] I. Varshitha, K. Ramudu e D. B. Rama, *“Arduino weighing machine using loadcell and hx711 module ”a mini project report submitted bachelor of technology in electronics and communication engineering certificate ”arduino weight machine using load cell and hx711 ”embodies the original work*, 1980.
- [21] A. Farooq, M. Seyedmahmoudian, B. Horan, S. Mekhilef e A. Stojcevski, “Overview and exploitation of haptic tele-weight device in virtual shopping stores”, *Sustainability (Switzerland)*, vol. 13, 13 jul. de 2021, ISSN: 20711050. DOI: 10.3390/su13137253.
- [22] S. AlMutlaq e A. T. Giant, *Load cell amplifier hx711 breakout hookup guide - learn.sparkfun*.

- [23] *Innovateking-eu 6 unidades hx711 sensor de peso árduo módulo ad de 24 bits módulo de duplo canal para arduino diy : Amazon.es: Eletrónica*. URL: https://www.amazon.es/-/pt/dp/B07GT2HYFJ/ref=pd_sim_2/257-5307148-4458649?pd_rd_w=V5s0g&pf_rd_p=c6252920-52a4-4e0d-9827-7e45b0c320fa&pf_rd_r=Q1VEW17BXBCSBHDNFFJF&pd_rd_r=b72e2f84-fd59-4488-b698-a6cd00785b62&pd_rd_wg=X6bDe&pd_rd_i=B07GT2HYFJ&psc=1.
- [24] L. Louis, “Working principle of arduino and using it as a tool for study and research”, *International Journal of Control, Automation, Communication and Systems*, vol. 1, pp. 21–29, 2 abr. de 2016, ISSN: 24557889. DOI: 10.5121/ijcacs.2016.1203.
- [25] *Arduino uno r3 original*. URL: https://www.electrofun.pt/arduino/arduino-uno-original?utm_campaign=efshopping&utm_source=google&utm_medium=cpc&utm_source=google&utm_medium=shopping&utm_campaign=roas&gclid=EAiaIQobChMIzragru_49QIV14XVCh2R-QKqEAQYASABEgJDufD_BwE.
- [26] *Blefarostato barraquer (colibri) para oftalmologia 4 cm | fast hospitalar*. URL: <https://www.fasthospitalar.com.br/blefarostato-barraquer-colibri-para-oftalmologia-4-cm/p>.
- [27] *Oculoplastik aestek*, 2022. URL: <https://oculoplastik.com/wp-content/uploads/2022/02/cata-laser-EN-220127s.pdf>.
- [28] *Anestocil® - edol*. URL: <https://edol.pt/produto/anestocil-10ml/>.
- [29] *Avia semiconductor 24-bit analog-to-digital converter (adc) for weigh scales description*.

A

ANEXO

Parameter	Notes	MIN	TYP	MAX	UNIT
Full scale differential input range	V(inp)-V(inn)	$\pm 0.5(AVDD/GAIN)$			V
Common mode input		AGND+1.2		AVDD-1.3	V
Output data rate	Internal Oscillator, RATE = 0	10			Hz
	Internal Oscillator, RATE = DVDD	80			
	Crystal or external clock, RATE = 0	$f_{clk}/1,105,920$			
	Crystal or external clock, RATE = DVDD	$f_{clk}/138,240$			
Output data coding	2's complement	800000		7FFFFFF	HEX
Output settling time ⁽¹⁾	RATE = 0	400			ms
	RATE = DVDD	50			
Input offset drift	Gain = 128	0.2			mV
	Gain = 64	0.4			
Input noise	Gain = 128, RATE = 0	50			nV(rms)
	Gain = 128, RATE = DVDD	90			
Temperature drift	Input offset (Gain = 128)	± 6			nV/°C
	Gain (Gain = 128)	± 5			ppm/°C
Input common mode rejection	Gain = 128, RATE = 0	100			dB
Power supply rejection	Gain = 128, RATE = 0	100			dB
Reference bypass (V _{BG})		1.25			V
Crystal or external clock frequency		1	11.0592	20	MHz
Power supply voltage	DVDD	2.6		5.5	V
	AVDD, VSUP	2.6		5.5	
Analog supply current (including regulator)	Normal	1400			μ A
	Power down	0.3			
Digital supply current	Normal	100			μ A
	Power down	0.2			

Figura A.1: Características Elétricas do módulo HX711 [29]

| I

APÊNDICE 1

I.1 Desenho Técnico das Peças constituintes da Unidade

I.1. DESENHO TÉCNICO DAS PEÇAS CONSTITUINTES DA UNIDADE

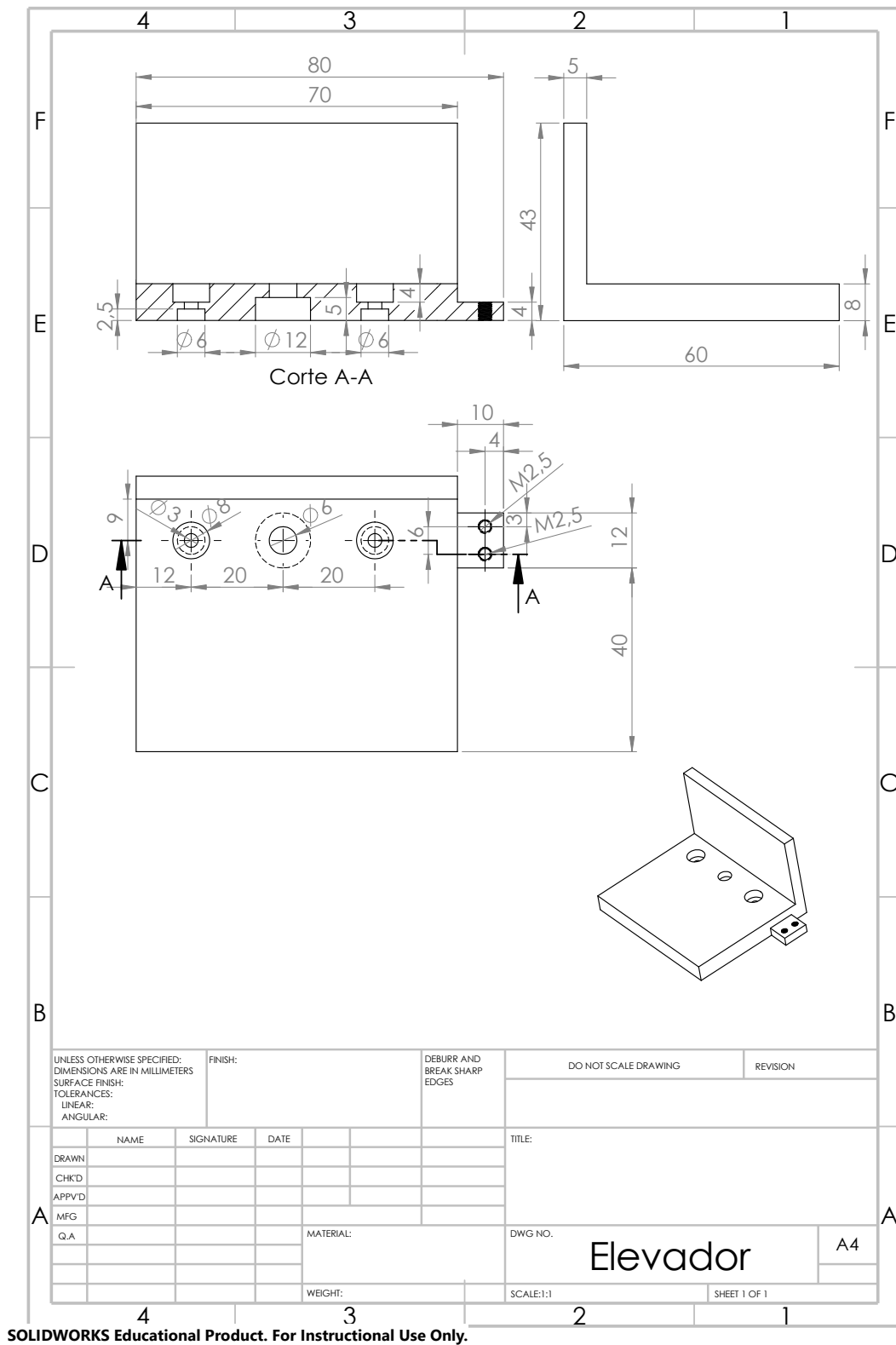
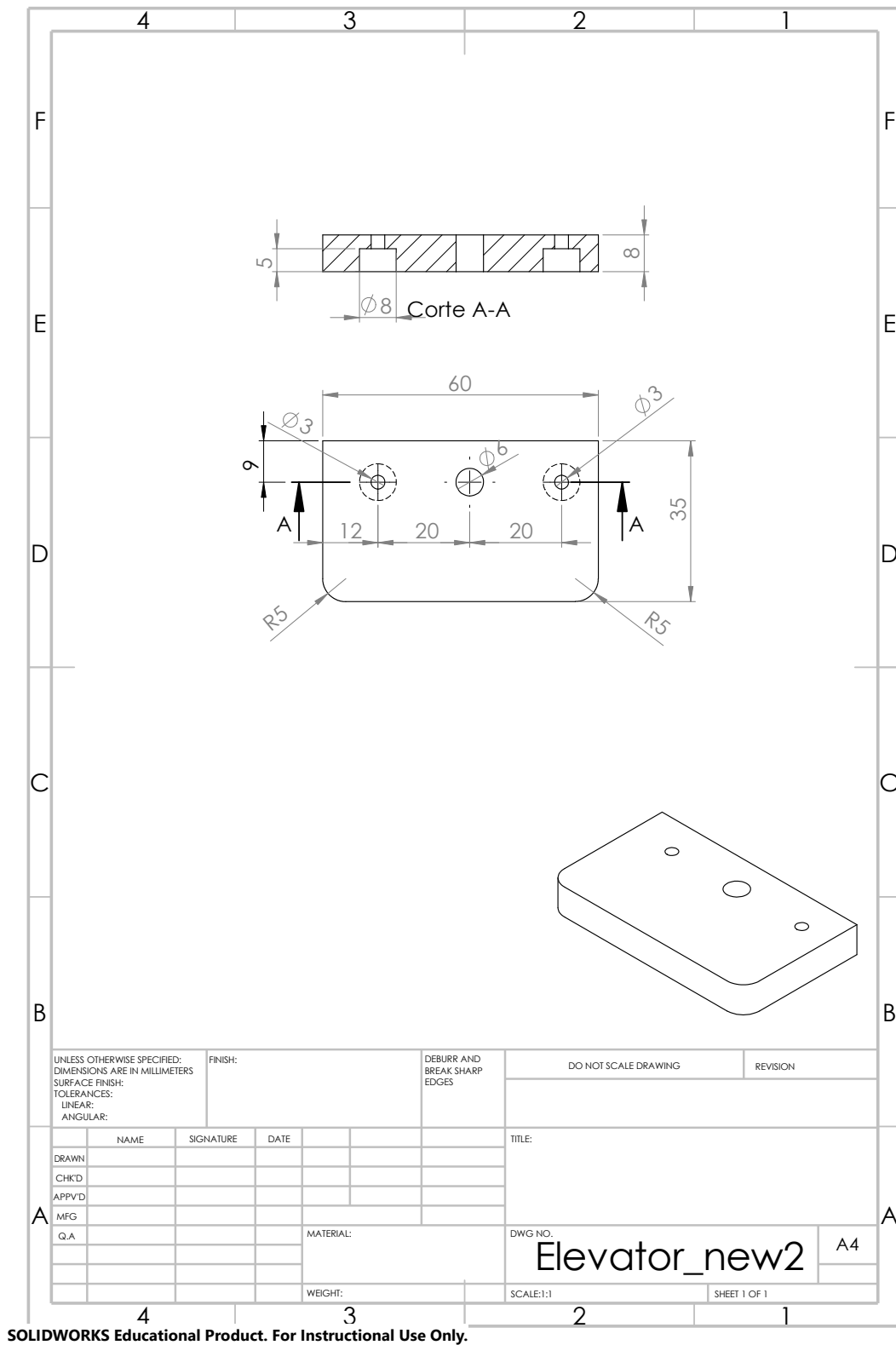


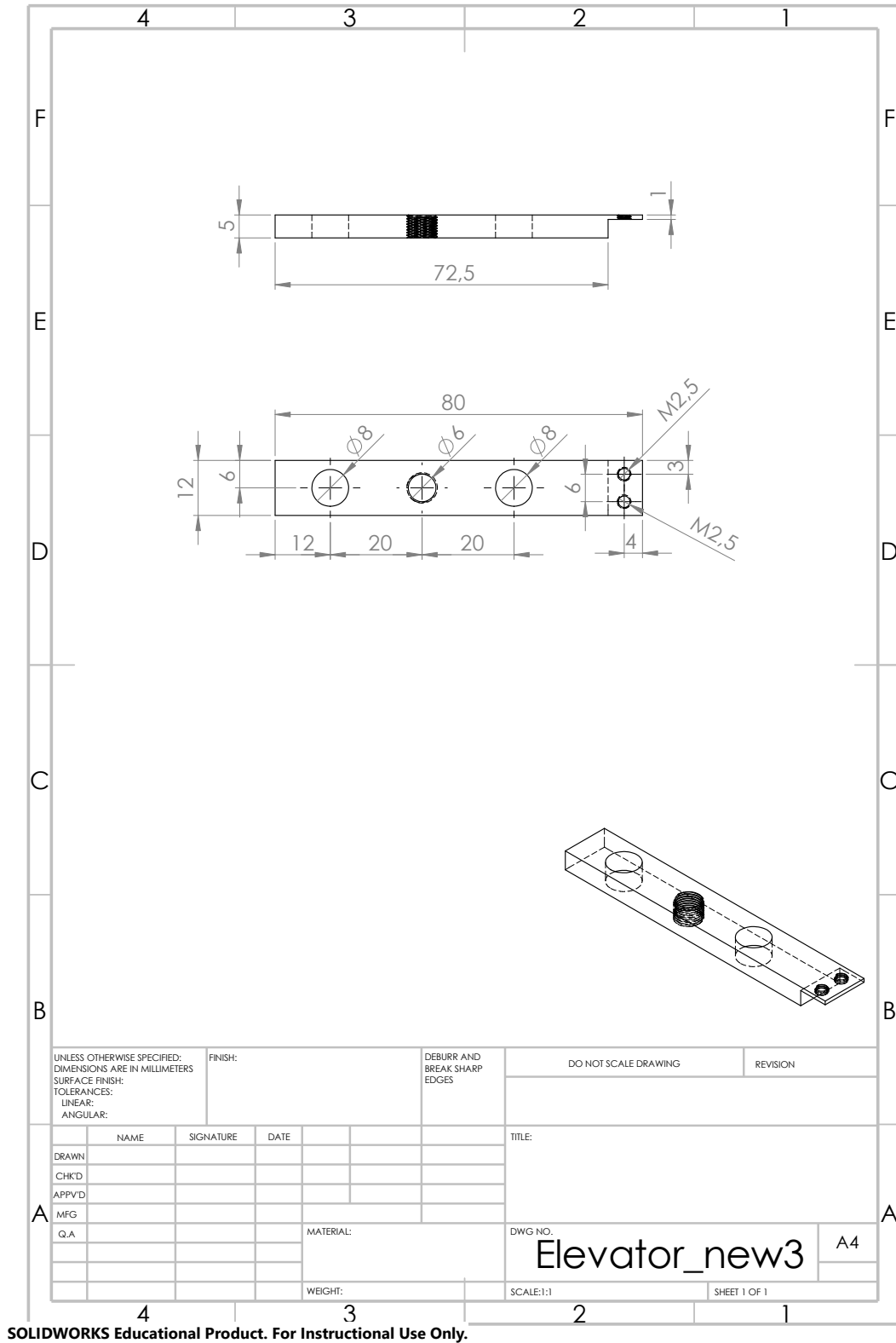
Figura I.1: Base e suporte da célula de carga inferior



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

Figura I.2: Peça que segura as hastes e a rosca

I.1. DESENHO TÉCNICO DAS PEÇAS CONSTITUINTES DA UNIDADE



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

Figura I.3: Suporte móvel da célula de carga superior

II.1 Programação do Microcontrolador

```
MicroLoadCell §  
#include <HX711_ADC.h> // https://github.com/olka1/HX711\_ADC  
#include <Wire.h>  
#include <LiquidCrystal_I2C.h> // LiquidCrystal_I2C library  
  
HX711_ADC LoadCell1(6,5);  
HX711_ADC LoadCell2(3,2); // parameters: dt pin, sck pin  
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27,16,2); // 0x27 is the i2c address of the LCM1602 IIC v1 module (might differ)  
unsigned long tempo = 0;  
int period = 100;  
int c = 0.0;  
float i = LoadCell1.getData(); // get output value Inferior  
float j = LoadCell2.getData(); // get output value Superior  
bool calibrated = false;  
float outcell1; // adjusted value  
float outcell2; // adjusted value  
float totalmass1 = 0.0;  
float totalmass2 = 0.0;  
float avrgmass1 = 0.0;  
float avrgmass2 = 0.0;  
  
void setup() {  
  Serial.begin(9600);  
  LoadCell1.begin(); // start connection to HX711  
  LoadCell1.start(2000); // load cells gets 2000ms of time to stabilize  
  LoadCell1.setCalFactor(999.0);  
  LoadCell2.begin(); // start connection to HX711  
  LoadCell2.start(2000); // load cells gets 2000ms of time to stabilize  
  LoadCell2.setCalFactor(999.0); // calibration factor for load cell  
  lcd.begin(); // begins connection to the LCD module  
  lcd.backlight(); // turns on the backligh9091p  
}
```

Figura II.1: Programação do Microcontrolador, Arduino 1.8.19; 1ª parte.

```

MicroLoadCell$
void pressionado() {
    tempo = millis();
    while(millis() < tempo + period){
        LoadCell1.update(); // retrieves data from the load cell
        i = LoadCell1.getData(); // get output value
        LoadCell2.update(); // retrieves data from the load cell
        j = LoadCell2.getData(); // get output value

        outcell1 = 0.0838670893860016*(i)- avrgmass1;
        outcell2 = 0.0778763328523379*(j)- avrgmass2;
    }

    imprime(outcell1,outcell2);
    lcd.setCursor(0, 0); // set cursor to first row
    lcd.print("LowLid UpLid[g]:");
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print(outcell1,1);
    lcd.setCursor(8, 1);
    lcd.print(outcell2,1); // print out to LCD
}

void loop() {
    if (calibrated = false) {
        offset();
    }
    else {
        pressionado();
    }
}

//low, up, time

```

Figura II.2: Programação do Microcontrolador, Arduino 1.8.19; 2ª parte.

```

MicroLoadCell$
void imprime(float i, float j) {
    Serial.print(i,1);
    Serial.print("u");
    Serial.print(j,1);
    Serial.print("d");
}

void offset(){
    for (c; c < 20000; c++){

        LoadCell1.update(); // retrieves data from the load cell
        i = LoadCell1.getData(); // get output value
        LoadCell2.update(); // retrieves data from the load cell
        j = LoadCell2.getData(); // get output value

        totalmass1 = totalmass1 + i;
        totalmass2 = totalmass2 + j;
    }

    avrgmass1 = totalmass1/20000;
    avrgmass2 = totalmass2/20000;
    bool calibrated = true;
}

```

Figura II.3: Programação do Microcontrolador, Arduino 1.8.19; 3ª parte.

II.2 Programação em Blocos da Interface Gráfica

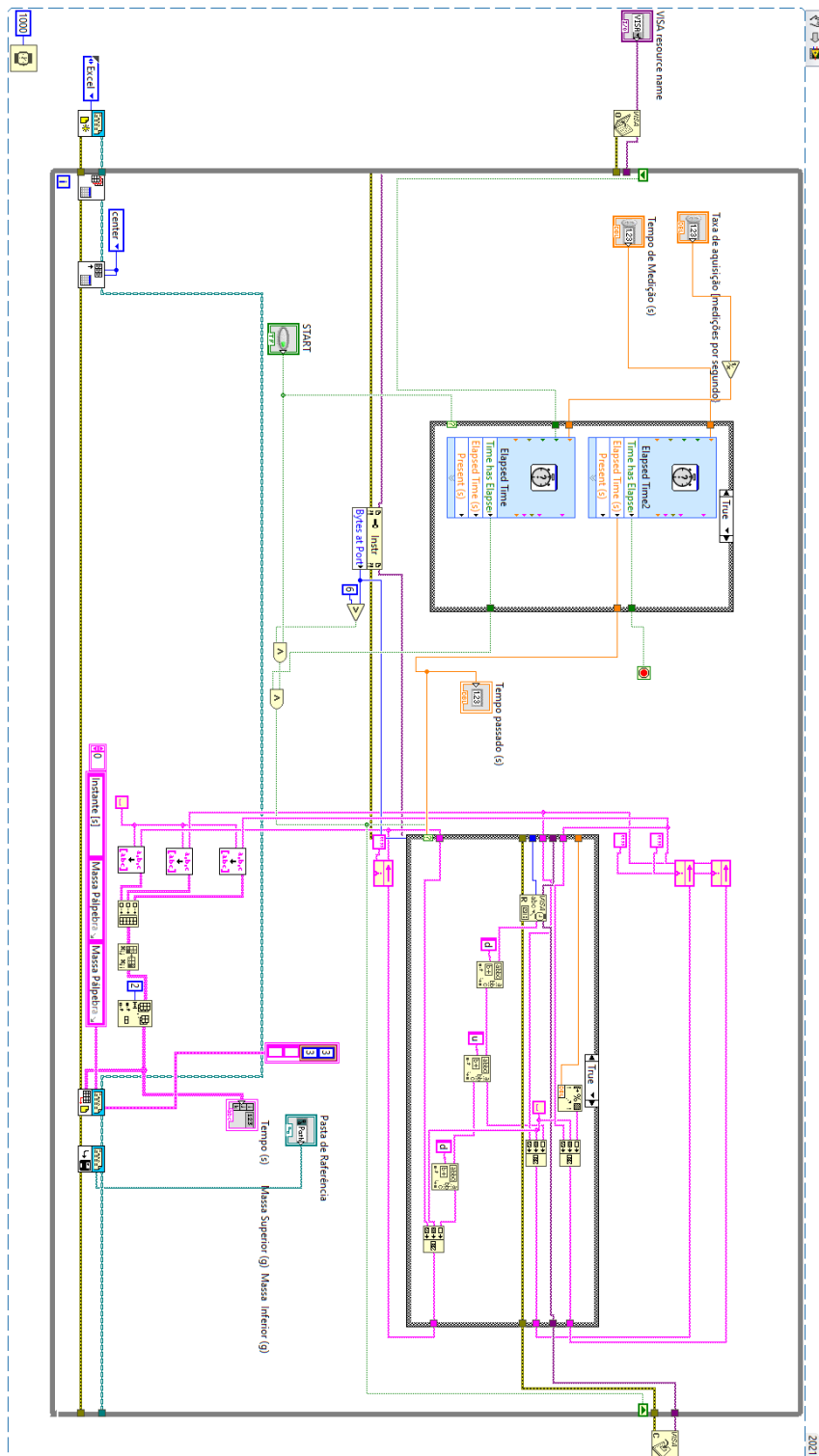


Figura II.4: Programação em Blocos da Interface Gráfica

