



Hugo Emídio  
Azevedo

**Desenvolvimento de sistema de controlo de um  
simulador para articulação Temporomandibular**







**Hugo Emídio  
Azevedo**

## **Desenvolvimento de sistema de controlo de um simulador para articulação Temporomandibular**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob orientação científica de Jorge Augusto Fernandes Ferreira, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e de António Manuel de Amaral Monteiro Ramos, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.



**O júri / The jury**

Presidente / President

**Prof. Doutor Vítor Manuel Ferreira dos Santos**  
Professor Associado da Universidade de Aveiro

Vogais / Committee

**Prof. Doutor Jorge Augusto Fernandes Ferreira**  
Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro (orientador)

**Prof. Doutor Francisco Avelino da Silva Freitas**  
Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro



**Agradecimentos /  
Acknowledgements**

Aos meus pais, irmãs, avós, tios e primos que, desde sempre, me aturam e apoiam.

A todos os meus amigos e amigas, por acreditarem sempre em mim e me acompanharem em todas as circunstâncias.

Aos meus orientadores, por todo o auxílio e paciência ao longo da realização deste trabalho.

“If everything seems under control, you’re just not going fast enough”  
Mario Andretti



**Palavras-chave**

Pneumática; Sistemas de Controlo; LabView; MATLAB; Articulação Temporomandibular.

**Resumo**

A presente dissertação descreve o desenvolvimento de um sistema de controlo para um simulador da articulação temporomandibular existente no Laboratório de Biomecânica de Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

Este simulador é constituído por dez músculos pneumáticos fabricados pela FESTO que permitem recriar as dez ações musculares consideradas mais importantes para o correto funcionamento desta articulação, possibilitando assim, a realização de ensaios experimentais nas estruturas ósseas que a compõem.

O sistema de controlo é composto por um controlador em tempo real - CompactRIO® - que foi programado recorrendo às plataformas de *software*, LabVIEW e MATLAB.

Nestas plataformas foram criadas diversas aplicações que permitem o controlo e monitorização do ensaios realizados pelo simulador. As aplicações desenvolvida recorrendo ao MATLAB, são as responsáveis pela correta configuração dos ensaio a realizar ao passo que, as aplicações desenvolvidas em LabVIEW, são responsáveis pela operação e monitorização do simulador. É também, nestas aplicações, onde são implementados os controladores de força para os diversos músculos.

Para o controlo dos músculos pneumáticos foram implementados controladores do tipo PID.

A plataforma de monitorização e controlo foi validada através de dois ensaios experimentais.





**Keywords**

Pneumatics; Control Systems; LabVIEW; MATLAB; Temporomandibular joint

**Abstract**

The present dissertation describes the development of a control system for a temporomandibular joint simulator that exists at the Biomechanics Laboratory of the Mechanical Engineering Department of the University of Aveiro. This simulator is constituted by ten pneumatic muscles from FESTO which recreate the ten more important muscular actions for the correct recreation of the temporomandibular joint. These simulations enable a good performance of experimental tests in the bone structures that make it up.

The control system is composed by a real-time controller - CompactRIO® - which was programmed using the software platforms LabVIEW and MATLAB.

These platforms allow the creation of several applications that control and monitor the tests performed by the simulator. The applications developed using MATLAB are responsible for the correct configuration of the test that is performed, while the applications developed in LabVIEW are responsible for the operation and monitoring of the simulator. It is also in these applications that the force controllers are implemented for the various muscles. PID controllers were implemented to control the pneumatic muscles. The monitoring and control platform were validated through two experimental tests.



# Publicações realizadas no âmbito deste trabalho

## **Em conferências nacionais:**

**Hugo Azevedo, Ricardo Duarte, Jorge Ferreira, Michel Mesnard, António Ramos**, Desenvolvimento de um Simulador da Articulação Temporomandibular, 10º Congresso Nacional de Mecânica Experimental, LNEC, 12-14 Outubro 2016, Lisboa, pp: 109-110 (ISBN: 978-972-49-2287-4).



# Índice

Publicações realizadas no âmbito deste trabalho	i
Lista de Tabelas	iv
Lista de Figuras	v
Nomenclatura e Notações	ix
<b>1 Introdução</b>	<b>1</b>
1.1 Enquadramento . . . . .	1
1.2 Objetivos . . . . .	1
1.3 Estrutura da Dissertação . . . . .	2
<b>2 Revisão do Estado da Arte</b>	<b>3</b>
2.1 Simuladores Existentes . . . . .	3
2.1.1 Simulador do <i>National Institute of Health and Medical Research</i> . .	3
2.1.2 Simulador da <i>Northeastern University</i> . . . . .	4
2.1.3 Simulador da <i>Showa University</i> . . . . .	4
2.1.4 Simulador BITE Master II . . . . .	5
2.1.5 Simulador Dento-Munch . . . . .	6
2.1.6 Simulador Antropomórfico . . . . .	6
2.2 Análise dos simuladores existentes . . . . .	7
<b>3 O Simulador</b>	<b>11</b>
3.1 Sistema Electropneumático . . . . .	12
3.1.1 Unidade de Tratamento de Ar . . . . .	12
3.1.2 Válvulas Reguladoras de Pressão . . . . .	12
3.1.3 Músculos Pneumáticos . . . . .	13
3.1.4 Células de Carga . . . . .	14
3.2 Plataforma Mecânica . . . . .	16
3.2.1 Distribuição dos Músculos . . . . .	16
3.3 Plataforma de <i>Hardware</i> . . . . .	17
3.3.1 Chassis . . . . .	17
3.3.2 Módulos de Entrada . . . . .	17
3.3.3 Módulo de Saída . . . . .	19

<b>4</b>	<b>Atualizações ao Simulador</b>	<b>21</b>
4.1	Regulador de Tensão . . . . .	21
4.2	Conversores . . . . .	22
4.2.1	Conversor SENECA® K109UI . . . . .	23
4.2.2	Conversor Tensão/Corrente . . . . .	24
<b>5</b>	<b>Aplicações de Operação e Monitorização</b>	<b>27</b>
5.1	Arquitetura do <i>Software</i> . . . . .	27
5.2	Aplicações MATLAB . . . . .	28
5.2.1	<i>Graphical User Interface</i> . . . . .	28
5.2.2	Aplicação “Config” . . . . .	29
5.2.3	Aplicação “Pós Processamento” . . . . .	35
5.3	Projeto LabView . . . . .	36
5.3.1	Modo Automático . . . . .	37
5.3.2	Modo Manual . . . . .	39
5.3.3	Ler_Config . . . . .	40
5.3.4	Variáveis . . . . .	41
<b>6</b>	<b>Controlo do Simulador</b>	<b>43</b>
6.1	Controladores PID . . . . .	43
6.1.1	Componente Proporcional . . . . .	44
6.1.2	Componente Integral . . . . .	44
6.1.3	Componente Derivativa . . . . .	45
6.2	Controladores Utilizados . . . . .	47
<b>7</b>	<b>Ensaio Experimentais</b>	<b>51</b>
7.1	Definição do Ensaio . . . . .	51
7.1.1	Modo Automático . . . . .	52
7.1.2	Ensaio ao Modo Manual . . . . .	54
7.2	Ensaio Articulação Glenohumeral . . . . .	55
<b>8</b>	<b>Conclusões e Trabalhos Futuros</b>	<b>59</b>
8.1	Conclusão . . . . .	59
8.2	Trabalhos Futuros . . . . .	60
	<b>Anexo</b>	<b>65</b>
<b>A</b>	<b>Projeto LabVIEW</b>	<b>65</b>
A.1	Modo Automático . . . . .	65
A.2	Ler_Config . . . . .	4

# Lista de Tabelas

2.1	Principais características dos diferentes tipos de acionamento . . . . .	7
2.2	Tabela comparativa dos diferentes simuladores . . . . .	8
2.3	Principais áreas de aplicação dos músculos pneumáticos . . . . .	9
3.1	Principais características das válvulas reguladoras de pressão . . . . .	13
3.2	Tabela comparativa das principais características dos músculos . . . . .	13
3.3	Principais características da célula de carga HBM <sup>®</sup> U9B . . . . .	14
3.4	Principais características da célula de carga KYOWA <sup>®</sup> . . . . .	15
3.5	Principais características do módulo NI 9237 . . . . .	18
3.6	Principais características do módulo NI 9208 . . . . .	18
3.7	Principais características do módulo NI 9264 . . . . .	19
4.1	Posição dos <i>switches</i> . . . . .	23
4.2	Principais características do OpAmp LM358N . . . . .	24
6.1	Ações das três componentes de um PID . . . . .	46
6.2	Tabelas dos parâmetros dos controladores PID . . . . .	50
7.1	Forças aplicadas pelo simulador . . . . .	57





# Lista de Figuras

2.1	Simulador do <i>National Institute of Health and Medical Research</i> . . . . .	3
2.2	Simulador da <i>Northeastern University</i> . . . . .	4
2.3	Simulador da <i>Showa University</i> . . . . .	5
2.4	BITE Master II . . . . .	5
2.5	Simulador Dento-Munch . . . . .	6
2.6	Plataforma de Stewart utilizada no simulador Dental-Much . . . . .	6
2.7	Simulador de Movimento . . . . .	7
2.8	Experiência músculo pneumático . . . . .	8
3.1	O simulador . . . . .	11
3.2	Sistema electropneumático . . . . .	12
3.3	Válvula reguladora de pressão proporcional . . . . .	13
3.4	Músculos pneumáticos . . . . .	14
3.5	Célula de carga HBM U9B . . . . .	14
3.6	Esquema dos eixos da célula de carga KYOWA <sup>®</sup> LFX-A-1kN . . . . .	15
3.7	Célula de carga KYOWA <sup>®</sup> LFX-A-1kN . . . . .	15
3.8	Plataforma mecânica . . . . .	16
3.9	Distribuição dos músculos na plataforma mecânica . . . . .	16
3.10	Módulo NI 9074 . . . . .	17
3.11	Módulo NI 9237 . . . . .	18
3.12	Módulo NI 9208 . . . . .	18
3.13	Módulo NI 9264 . . . . .	19
4.1	Esquema de ligações LM317HV . . . . .	21
4.2	Placa de regulação de tensão para alimentar a célula de carga . . . . .	22
4.3	Conversor SENECA <sup>®</sup> K109UI . . . . .	24
4.4	Esquema de ligações LM358N . . . . .	25
4.5	Conversor Tensão/Corrente desenvolvido . . . . .	26
5.1	Arquitetura do <i>Software</i> . . . . .	28
5.2	Exemplo de um GUI . . . . .	29
5.3	Aplicação MATLAB, “Config” . . . . .	29
5.4	Exemplo das três primeiras colunas da primeira parte de ficheiro de configuração . . . . .	30
5.5	Exemplo de Ficheiro de Configuração . . . . .	31
5.6	Configuração através de um dos cinco ensaios padrão disponíveis . . . . .	32
5.7	Exemplo de Ficheiro Excel para configuração do ensaio . . . . .	33
5.8	Configuração através do ficheiro Excel . . . . .	33

5.9	Gráfico explicativo da diferença entre o tempo de ciclo e a duração . . . . .	34
5.10	Configuração através de funções a definir pelo utilizador . . . . .	34
5.11	Aplicação MATLAB, “Pós Processamento” . . . . .	36
5.12	Projeto LabVIEW . . . . .	37
5.13	Taxas de execução das estruturas <i>Timed Loop</i> . . . . .	38
5.14	Zero das células de Carga . . . . .	38
5.15	Modo Automático . . . . .	39
5.16	Modo Manual . . . . .	40
5.17	VI - Ler_Config . . . . .	41
5.18	Sub-VI - Variáveis . . . . .	42
6.1	Controlador em malha fechada . . . . .	43
6.2	Controlador Proporcional . . . . .	44
6.3	Diagrama de blocos de um PID . . . . .	46
6.4	Sinal de Referência . . . . .	47
6.5	Resposta do sistema dos músculos curtos . . . . .	48
6.6	Resposta do sistema dos músculos longos . . . . .	49
7.1	Ensaio realizado, modo automático . . . . .	51
7.2	Aplicação de configuração com os requisitos do ensaio . . . . .	52
7.3	Ficheiro de configuração gerado . . . . .	52
7.4	Carregamento do ficheiro de configuração . . . . .	53
7.5	Peso utilizado no ensaio automático . . . . .	53
7.6	Aplicação Pos_Processamento dos dados recolhidos durante o ensaio . . . .	54
7.7	Gráfico dos dados adquiridos pela célula de carga . . . . .	54
7.8	<i>Setup</i> do ensaio . . . . .	55
7.9	Peso após estabilização do sistema . . . . .	55
7.10	Esquema do ensaio experimental da articulação glenohumeral . . . . .	56
7.11	Ensaio experimental da articulação glenohumeral . . . . .	56

# Nomenclatura e Notações

<b>ATM</b>	Articulação Temporomandibular
<b>MATLAB</b>	<i>MATrix LABoratory</i>
<b>LabVIEW</b>	<i>Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench</i>
<b>DC</b>	<i>Direct Current</i>
<b>PC</b>	<i>Personal Computer</i>
<b>cRIO</b>	<i>CompactRIO</i>
<b>NI</b>	<i>National Instruments</i>
<b>GUI</b>	<i>Graphical User Interface</i>
<b>VI</b>	<i>Virtual Instrument</i>
<b>LED</b>	<i>Light Emitting Diode</i>
<b>P</b>	<i>Proportional Controller</i>
<b>PI</b>	<i>Proportional Integral Controller</i>
<b>PID</b>	<i>Proportional Integral Derivative Controller</i>



# Capítulo 1

## Introdução

### 1.1 Enquadramento

A ATM (Articulação Temporomandibular) é uma das mais complexas articulações do corpo humano pois, é a única articulação que se move sincronizada com outra simétrica do lado oposto do crânio. Além de ser das mais complexas articulações do corpo humano é ainda uma das mais solicitadas, com mais de dois mil movimentos por dia, quer a falar quer a mastigar os alimentos [1]. Esta articulação, devido à sua complexidade e utilização, apresenta um elevado número de disfunções. Estas disfunções podem estar relacionadas com os músculos responsáveis pelo movimento da articulação, com disfunções/deformações do disco existente entre a mandíbula e o crânio ou ainda com a própria morfologia óssea da mandíbula. Nos dias de hoje cerca de 25% da população adulta sofre de algum tipo destas disfunções e, dentro destes, apenas cerca de 7% procura ajuda médica. Os sintomas estão mais presentes na população entre os 20 e os 50 anos de idade [2]. Com estes dados e aliando o facto desta articulação ser importantíssima à vida humana, muitos estudos tem sido desenvolvidos em torno desta temática.

A caracterização dos movimentos de abertura e fecho da mandíbula, associada às diferentes ações musculares, encontra-se de tal maneira desenvolvida [3; 4] que permitem simular o movimento da articulação temporomandibular em regime quase estático ou dinâmico.

### 1.2 Objetivos

Esta dissertação tem por objetivo o desenvolvimento e implementação de estratégias de controlo, operação e monitorização de um simulador da articulação temporomandibular, existente no Laboratório de Biomecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro. Os objetivos do sistema de controlo são:

- Ser capaz de controlar dez músculos pneumáticos;
- Ser capaz de monitorizar a operação do simulador;
- Utilizar o hardware já existente;
- Permitir a aquisição de dados de uma célula de carga de seis canais.

### 1.3 Estrutura da Dissertação

A presente dissertação está dividida em oito capítulos. No capítulo 2 é apresentada a revisão do estado da arte onde é feita uma análise aos simuladores desenvolvidos por outros grupos de investigação.

No capítulo 3 é descrito o simulador já existente no Laboratório de Biomecânica que serviu como base a esta dissertação. Este capítulo inclui ainda a apresentação do sistema electropneumático, da plataforma mecânica e da plataforma de *hardware*.

No capítulo 4 são descritas as atualizações que foram necessárias efetuar ao simulador para que este cumprisse os requisitos de funcionamento.

No capítulo 5 é descrito o processo de desenvolvimento das aplicações criadas para a operação e monitorização do simulador. Estas aplicações foram desenvolvidas recorrendo às plataformas de software MATLAB e LabVIEW.

No capítulo 6 é descrito o projeto dos controladores utilizados no simulador.

No capítulo 7 são realizados ensaios experimentais que visam a validação do sistema de controlo e das aplicações desenvolvidas.

Por último, no capítulo 8 são apresentadas as conclusões e as propostas para trabalhos futuros.

## Capítulo 2

# Revisão do Estado da Arte

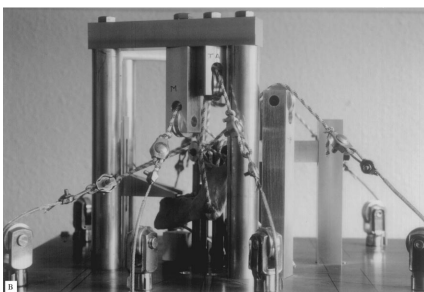
Ao longo deste capítulo vai ser feita a revisão do estado da arte com foco na análise dos simuladores desenvolvidos por outros grupos de investigação, tendo em atenção o modo de acionamento e controlo desses mesmos simuladores.

### 2.1 Simuladores Existentes

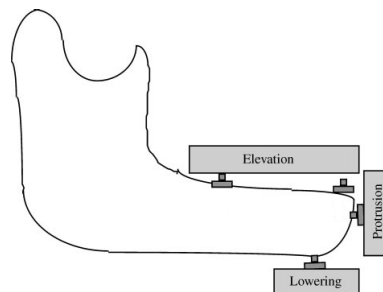
Atualmente existem diversos simuladores da articulação temporomandibular desenvolvidos por outros grupos de investigação. Neste subcapítulo são descritos os seis simuladores mais relevantes. Para cada um desses simuladores são abordadas as técnicas utilizadas para a atuação do sistema e ainda para o controlo do mesmo.

#### 2.1.1 Simulador do *National Institute of Health and Medical Research*

Este simulador, figura 2.1a, é o mais simples desta seleção pois é apenas estático e não utiliza nenhum sistema de controlo para exercer a força sobre a mandíbula. O simulador utiliza um sistema de cordas nas quais são pendurados pesos calibrados. Para simular as ações musculares são utilizadas doze cordas (uma para cada um dos doze grupos musculares) que, os autores deste simulador, consideram os principais responsáveis pelas ações da mandíbula [5]. Este simulador é desenvolvido a pensar no estudo das deformações existentes na parte óssea da mandíbula e, para medir a força de reação da mandíbula, são utilizadas três células de carga colocadas como mostra a figura 2.1b.



(a) Sistema de Cordas



(b) Posicionamento das células de carga

Figura 2.1: Simulador do *National Institute of Health and Medical Research* [5]

### 2.1.2 Simulador da *Northeastern University*

Este simulador, figura 2.2, foi desenvolvido com o objetivo de recriar todo o mecanismo de funcionamento da mandíbula, de modo a recolher informação que possa ser utilizada no desenvolvimento não só de novos conceitos de prótese, para a articulação temporomandibular, mas também no tratamento de disfunções mandibulares. Para o acionamento da mandíbula, este simulador recorre a três motores de passo cada um deles ligado a uma polia com o intuito de aumentar o momento do sistema e, assim, aumentar a força aplicada na mandíbula com a vantagem de redução de custos na aquisição de motores com maior capacidade. É de notar que este simulador apenas possui três motores para seis fios, isto significa que, apesar de existirem seis fios ligados à mandíbula, os esforços são sempre simétricos, não existindo assim lugar à assimetria dos esforços aplicados, o que pode limitar as aplicações deste simulador [6].

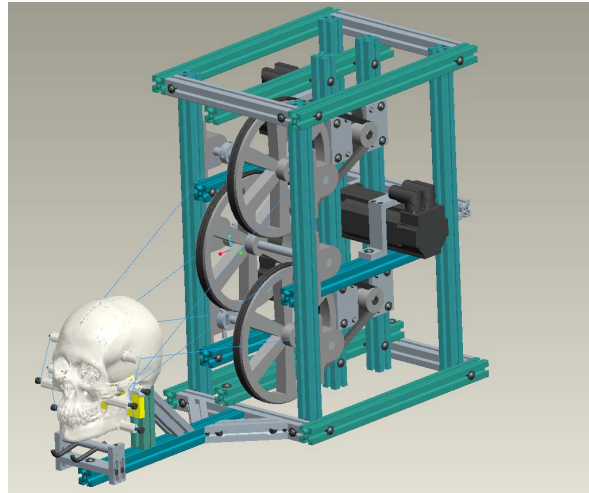
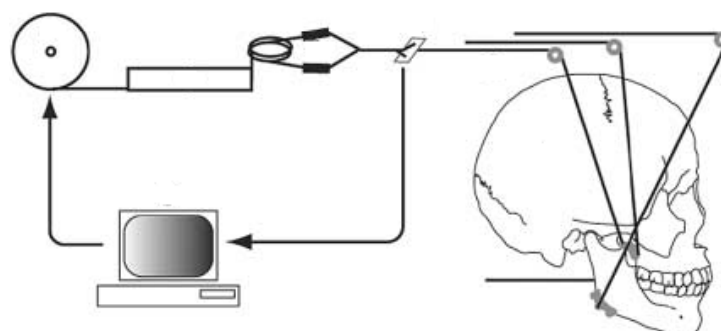


Figura 2.2: Simulador da *Northeastern University* [6]

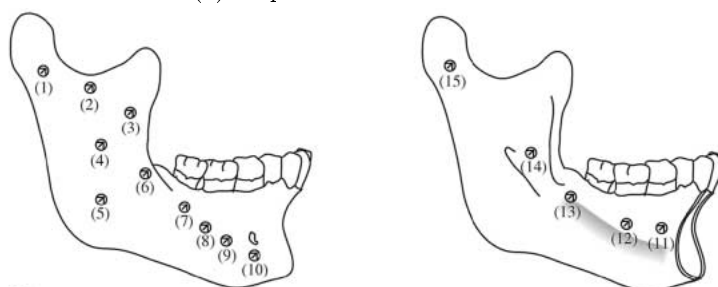
### 2.1.3 Simulador da *Showa University*

Este simulador, figura 2.3a, foi desenvolvido com o intuito de estudar os esforços e os efeitos sofridos pela mandíbula durante a mastigação. Para o acionamento deste simulador, o grupo de investigação recorreu a uma solução que visa replicar o comportamento do músculos reais e, para isso, recorreram a oito fios, em que, cada um deles se encontra ligado a uma mola não linear para introduzir propriedades viscoelásticas no mesmo. Estes oito fios são acionados através de oito servomotores DC e a sua tensão é monitorizada através de oito sensores de força que medem a tensão do fio. Estes métodos foram aplicados com o intuito simular a reação biológica da mandíbula evitando, assim, picos de força inexistentes na mordida humana [7]. A utilização dos sensores de força que medem a tensão do fio é também utilizada para fazer o controlo da força aplicada na mandíbula. A instrumentação da mandíbula é composta por quinze rosetas colocadas em diferentes posições, como demonstra a figura 2.3b.





(a) Esquema de funcionamento



(b) Posicionamento das rosetas

Figura 2.3: Simulador da *Showa University* [7]

#### 2.1.4 Simulador BITE Master II

Este simulador, figura 2.4, não foi desenvolvido para simular a ATM mas sim, para simular a mastigação. Por isso é utilizado no âmbito alimentar, tendo sido desenvolvido para eliminar a subjetividade humana no teste de textura neste caso, do queijo. O simulador foi construído utilizando como base um articulador (modelo Artex TR da Girrbach Dental) [8] utilizado por médicos dentistas no estudo do movimento da mandíbula dos pacientes. O articulador permite movimentos nos três eixos e, por isso, foi adaptado para a utilização pretendida através de três motores de passo (um por eixo). A instrumentação deste simulador é feita através de quatro células de carga capazes de medir forças laterais e verticais. Este simulador, apesar de permitir que se ajuste as inclinações para simular corretamente a abertura/fecho da mandíbula, apenas serve para simular os aspectos relacionados com a mordida e não da articulação temporomandibular [8].

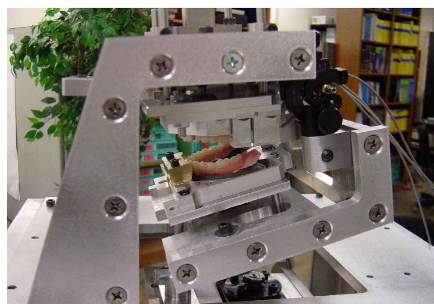


Figura 2.4: BITE Master II [8]

### 2.1.5 Simulador Dento-Munch

Este simulador, figura 2.5a, é um simulador baseado na plataforma de seis graus de liberdade desenvolvida por Stewart em 1965 [9]. A plataforma de Stewart consiste na ligação de seis atuadores iguais a uma mesma base [10], figura 2.6. Este simulador foi desenvolvido no âmbito do estudo do desgaste de implantes dentários [11], podendo também ser utilizado no estudo da articulação temporomandibular, pois, a sua plataforma mecânica consiste em fixar uma réplica do crânio humano na parte estática do simulador e fixar a mandíbula na parte móvel do simulador (plataforma de Stewart) podendo assim, simular corretamente todo o movimento da mastigação. Neste simulador os atuadores são elétricos e, sendo este um simulador pensado para quantificar o desgaste de implantes dentários, a sua instrumentação é feita através de transdutores de força colocados por baixo dos implantes, figura 2.5b.

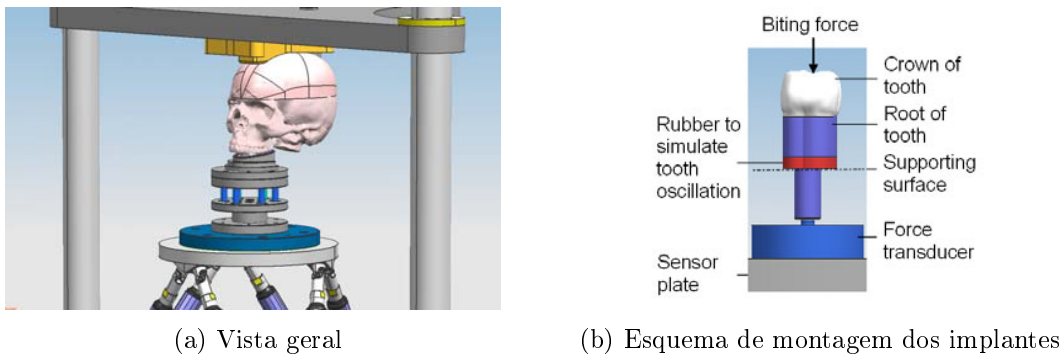


Figura 2.5: Simulador Dento-Munch [11]

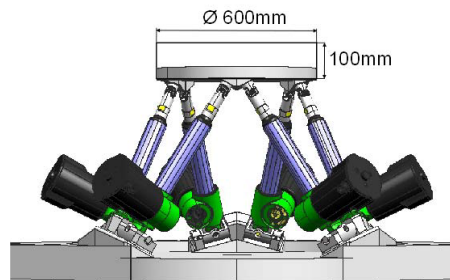
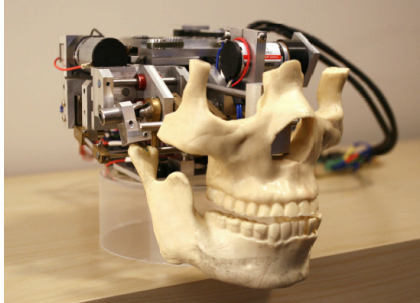


Figura 2.6: Plataforma de Stewart utilizada no simulador Dental-Much [10]

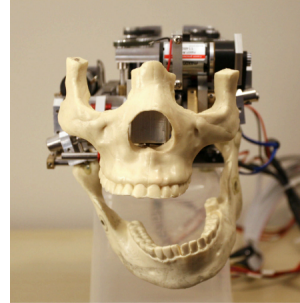
### 2.1.6 Simulador Antropomórfico

Este simulador, figura 2.7, é o único nesta seleção que não foi pensado para estudar as reações musculares ou ósseas mais sim, para o estudo do movimento podendo ser utilizado por dentistas, terapeutas da fala ou ainda para estudo do efeito das expressões faciais na comunicação [12]. Para movimentar a mandíbula utilizam-se seis motores DC de 11W acoplados a um sistema de parafuso sem fim para transformar o movimento rotativo em linear. Estes atuadores estão diretamente ligados à mandíbula, permitindo assim a realização do movimentos idênticos aos reais. Este simulador apesar de não ter sido

construído com o mesmo propósito do desta dissertação, serve para mostrar outro tipo de acionamento possível para um simulador da articulação temporomandibular.



(a) Vista Isométrica



(b) Vista de Frente

Figura 2.7: Simulador de movimento [12]

## 2.2 Análise dos simuladores existentes

Os simuladores existentes apresentam uma grande variedade de soluções no ponto de vista de atuação, utilizando desde um simples sistema de cordas e pesos até à plataforma de Stewart com seis graus de liberdade acionada por atuadores elétricos. Nenhum dos artigos referentes aos simuladores existentes aborda o tipo de controlador utilizado no controlo dos movimentos executados pelos simuladores. Apenas no caso do simulador da *Northeastern University* é referido o uso do LabVIEW na operação do mesmo [6].

Os simuladores existentes utilizam apenas atuadores elétricos ao passo que, os atuadores presentes no simulador desenvolvido no decorrer desta dissertação são pneumáticos. A tabela 2.1, é uma tabela comparativa entre estas duas tecnologias de atuação.

Tabela 2.1: Principais características dos diferentes tipos de acionamento, adaptado de [13]

Característica	Pneumático	Elétrico
Capacidade de força	**	**
Velocidade Máxima	***	***
Aceleração máxima	***	***
Controlo de Velocidade	○	●
Precisão independentemente da carga	○	●
Custo	€	€€

Dentro do grupo dos atuadores elétricos, os simuladores desenvolvidos por outros grupos de investigação, utilizam três diferentes tipos:

- Atuadores Lineares, nos simuladores Dento-Munch e Antropomórfico;
- Motores de passo, nos simuladores da *Northeastern University* e BITE Master II;

- Servomotores DC, no simulador da *Showa University*.

Na tabela 2.2, pode-se observar uma comparação dos diversos simuladores atualmente existentes.

Tabela 2.2: Tabela comparativa dos diferentes simuladores

Simulador	Tipo de Atuação	N. de Ações Musculares	Instrumentação
<i>National Institute of Health and Medical Research</i>	Cordas e Pesos Calibrados	12	3 Células de Carga
<i>Northeastern University</i>	Elétrica através de Motores de Passo	6	-
<i>Showa university</i>	Elétrica através de Servomotores DC	8	15 Rosetas
BITE Master II	Elétrica através de Motores de Passo	-	4 Células de Carga
Dento-Much	Elétrica através da Plataforma de Stewart	-	1 Transdutor por Dente
Antropomórfico	Elétrica através de Atuadores Lineares	6	-

Como foi acima referido, o simulador desenvolvido no decorrer desta dissertação utiliza atuadores pneumáticos, sendo estes músculos pneumáticos fabricados pela FESTO. Os músculos pneumáticos são uma tecnologia recente e, como o próprio nome indica utilizam como fonte de energia o ar comprimido. Estes músculos foram inicialmente desenvolvidos por McKibben nos finais da década de 1950 [14]. O elemento chave dos músculos pneumáticos é uma membrana fechada e reforçada ligada, nas extremidades, a conectores que permitem a transferência de energia mecânica para uma carga. À medida que a membrana é insuflada, expande radialmente e contrai axialmente e, por isso, exerce força sobre a carga. A força gerada por este tipo de atuador é linear e unidirecional [15].

Para melhor perceber o funcionamento deste músculos pneumáticos pode-se analisar a experiência demonstrada pela figura 2.8, em que se mantém a pressão,  $p$ , constante no interior da membrana. À medida que se diminui o valor da massa suspensa na extremidade do músculo,  $M_1$  e  $M_2$ , a área da secção transversal aumenta o que leva a um aumento do volume da membrana e, conseqüentemente, à contração axial da mesma. Quando é atingido o ponto em que não existe nenhuma carga aplicada, encontra-se o limite de contração do músculo,  $l_{min}$ , para aquela pressão  $p$  [15].

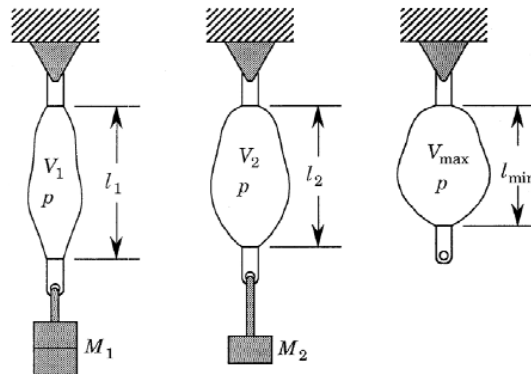


Figura 2.8: Experiência músculo pneumático, retirado de [15]

Na tabela 2.3 podemos observar as três principais áreas de aplicação destes músculos pneumáticos e ainda, as vantagens da sua aplicação nas respetivas áreas de utilização.

Tabela 2.3: Principais áreas de aplicação dos músculos pneumáticos, adaptado de [16]

<b>Área de Aplicação</b>	<b>Fixação</b>	<b>Vibrações</b>	<b>Molas Pneumáticas</b>
<b>Vantagens</b>	Força elevada e diâmetro reduzido	Frequência até 150 Hz	Força de mola ajustável
	Insensível à sujidade	Amplitude/frequência	Movimento sem atrito
	Movimento sem atrito	ajustadas independentemente	Selado herméticamente
	Selado herméticamente	Insensível à sujidade	Fácil manuseamento



## Capítulo 3

# O Simulador

Neste capítulo são descritas as plataformas constituintes do simulador desenvolvido anteriormente, figura 3.1. Estas plataformas foram as utilizadas no desenvolvimento deste simulador e do respetivo sistema de controlo e aquisição de dados, sendo compostas por:

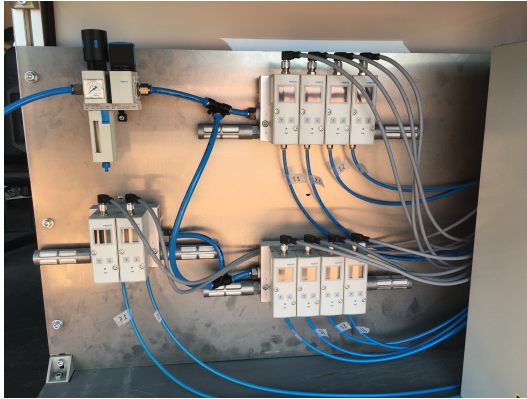
- Computador Pessoal (PC);
- Controlador em tempo real CompactRIO<sup>®</sup>;
- Quatro módulos de aquisição de dados provenientes das células de carga;
- Um módulo de saída analógica para controlo das válvulas reguladoras de pressão;
- Um quadro elétrico;
- Dez músculos pneumáticos FESTO<sup>®</sup>;
- Dez válvulas reguladoras de pressão FESTO<sup>®</sup>;
- Dez células de carga dos músculos pneumáticos HBM<sup>®</sup>;
- Uma célula de carga de seis canais KYOWA<sup>®</sup>;



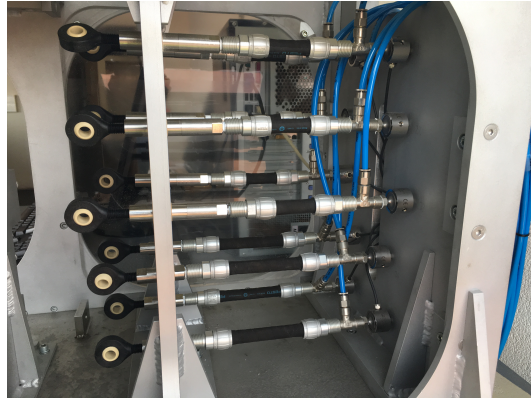
Figura 3.1: O simulador

### 3.1 Sistema Electropneumático

O parte eletropneumática do simulador, figura 3.2, é constituída por dez músculos pneumáticos (com um grau de liberdade), que são todos independentes entre si. Na figura 3.2a podem-se observar a unidade de tratamento de ar e as válvulas reguladoras de pressão. Na figura 3.2b pode-se observar o simulador construído com os músculos pneumáticos e as células de carga devidamente acopladas à plataforma mecânica.



(a) UTA e válvulas reguladoras de pressão



(b) Músculos pneumáticos e células de carga

Figura 3.2: Sistema electropneumático

#### 3.1.1 Unidade de Tratamento de Ar

A unidade de tratamento de ar é constituída por;

- Um regulador de pressão com filtro e pressostato ref.<sup>a</sup> MS4-LFR-1/4-D7-E-R-M-AS [17];
- Uma válvula de corte manual ref.<sup>a</sup> MS4-EM1-1/4 [18];

A pressão de funcionamento do simulador foi fixada em 6 bar.

#### 3.1.2 Válvulas Reguladoras de Pressão

As dez válvulas reguladoras de pressão utilizadas (ref.<sup>a</sup> VPPM-6F-L-1-F-OL6H-A4P-C1) [19] são fabricadas pela FESTO®, figura 3.3. São válvulas proporcionais de 3 vias que regulam a pressão existente nos músculos pneumáticos em função de um sinal de comando elétrico [19]. Na tabela 3.1 pode-se analisar as principais características das válvulas reguladoras de pressão.



Tabela 3.1: Principais características das válvulas reguladoras de pressão, adaptado de [19]

Característica	Valor	Unidade
Tensão de alimentação	24	V
Pressão de funcionamento	0 - 6	bar
Corrente de controlo	4 - 20	mA



Figura 3.3: Válvula reguladora de pressão proporcional

### 3.1.3 Músculos Pneumáticos

Os músculos pneumáticos, figura 3.4, têm como função recriar os músculos reais existentes no corpo humano. Neste simulador foram utilizados dois tipos de músculo, seis curtos (ref.<sup>a</sup> DMSP-10-40N-AM-AM) e quatro longos (ref.<sup>a</sup> DMSP-10-80N-AM-AM) todos eles fabricados pela FESTO<sup>®</sup>. A tabela 3.2 é uma tabela comparativa entre os músculos curtos e longos. Nela, pode-se perceber que a única diferença entre os músculos curtos e longos é a sua amplitude de movimento que é, no máximo, de 10 mm e 20 mm respetivamente [16].

Tabela 3.2: Tabela comparativa das principais características dos músculos, adaptado de [16]

Característica	Músculo Curto	Músculo Longo	Unidade
Comprimento nominal	40	80	mm
Carga suspensa máxima	30	30	kg
Contração máxima	10	20	mm
Força máxima	630	630	N
Pressão de funcionamento	0 - 8	0 - 8	bar

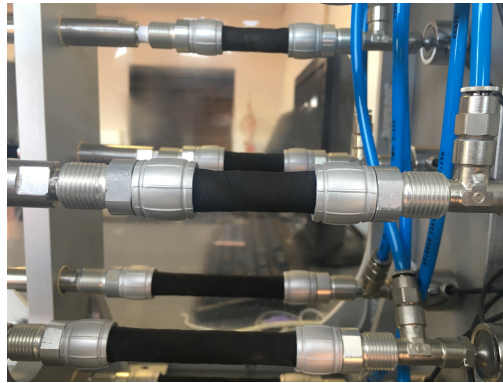


Figura 3.4: Músculos pneumáticos

### 3.1.4 Células de Carga

A instrumentação do simulador fica a cargo de onze células de carga. Destas onze, dez são aplicadas aos músculos pneumáticos para a aquisição dos dados respetivos às forças exercidas pelos mesmos. A décima primeira é utilizada para aquisição dos dados provenientes da força aplicada pela mandíbula. As dez células aplicadas aos músculos pneumáticos são fabricadas pela HBM<sup>®</sup>, modelo U9B, que suportam no máximo 0.5 kN de força [20], figura 3.5. Na tabela 3.3, estão reunidas as principais características desta célula de carga.

Tabela 3.3: Principais características da célula de carga HBM<sup>®</sup> U9B, adaptado de [20]

Característica	HBM <sup>®</sup> U9B	Unidade
Força nominal	0.5	kN
Classe de precisão	0.5	-
Tensão de excitação	5	V
Sensibilidade	1	mV/V
Linearidade	$\leq \pm 0.5$	%



Figura 3.5: Célula de carga HBM U9B[20]

A décima primeira célula de carga, figura 3.7, é uma célula de seis canais fabricada pela KYOWA<sup>®</sup>, modelo LFX-A-1kN que, para além de medir as forças nos três eixos

principais, mede ainda os momentos em torno desses mesmos eixos [21]. Na figura 3.6 podemos observar a direção e sentido dos eixos e dos seus respectivos momentos. Esta célula, que tem por objetivo medir a reação nos planos do ponto de contacto da mandíbula, é aplicada na parte frontal do simulador onde a mandíbula encostaria ao crânio e serve para quantificar as forças e momentos exercidos pela mordida. Na tabela 3.4 estão reunidas as principais características desta célula de carga.

Tabela 3.4: Principais características da célula de carga KYOWA<sup>®</sup>, adaptado de [21]

Característica	KYOWA <sup>®</sup> LFX-A-1kN	Unidade
Canais	6	-
Alimentação	+5	V
Intervalo de Saída	0 - 5	V
Força Máxima (FX, FY e FZ)	1	kN
Momento Máximo (MX e MY)	40	Nm
Momento Máximo (MZ)	25	Nm
Frequência de Resposta	500	Hz

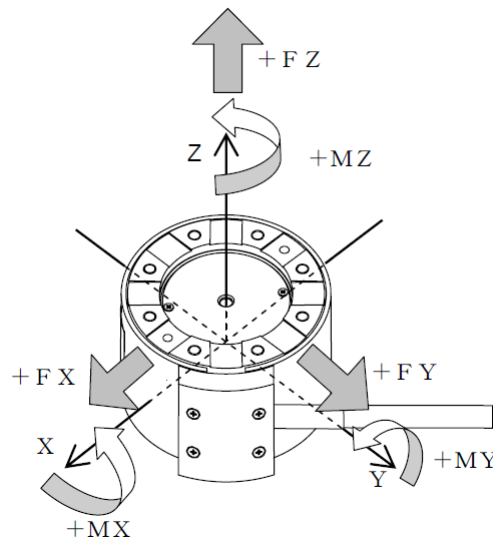


Figura 3.6: Esquema dos eixos da célula de carga KYOWA<sup>®</sup> LFX-A-1kN [21]



Figura 3.7: Célula de carga KYOWA<sup>®</sup> LFX-A-1kN [21]

## 3.2 Plataforma Mecânica

A plataforma mecânica suporta a fixação dos músculos, das células de carga e do sistema de guias e cordas servindo de base mecânica, a todo o simulador. A estrutura é construída em alumínio e tem as suas partes móveis protegidas por placas de acrílico permitindo, assim, visualizar os movimentos dos músculos pneumáticos e aferir o seu correto funcionamento em total segurança. Na figura 3.8 pode observar-se a plataforma mecânica com os todos os componentes corretamente posicionados.

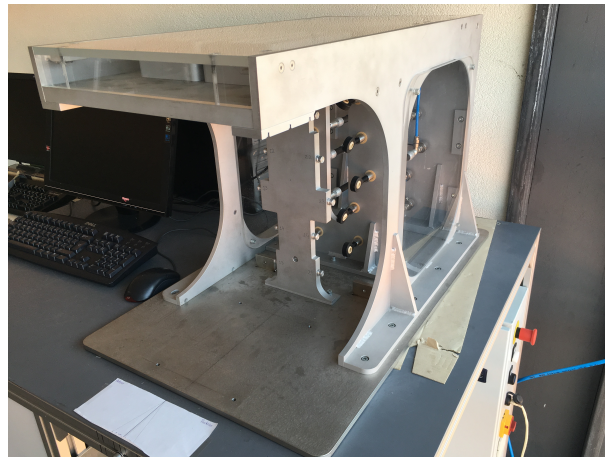


Figura 3.8: Plataforma mecânica

### 3.2.1 Distribuição dos Músculos

Na plataforma mecânica do simulador os músculos estão dispostos em duas colunas de cinco músculos cada em que os três superiores de cada coluna são músculos curtos e os dois restantes longos. Os músculos da primeira coluna encontram-se numerados de 11 a 15 ao passo que, os da segunda coluna estão numerados de 21 a 25.

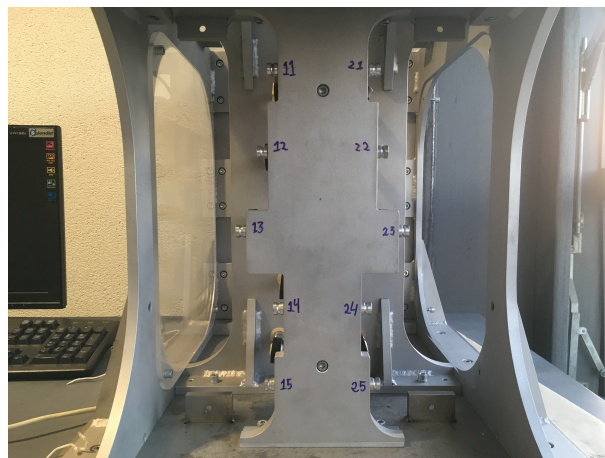


Figura 3.9: Distribuição dos músculos na plataforma mecânica

### 3.3 Plataforma de *Hardware*

A plataforma de *hardware* é a responsável pela interface entre o *software*, a instrumentação e o utilizador. Para isso, é utilizada uma solução comercial CompactRIO da National Instruments®. Esta solução é um sistema embebido de aquisição de dados e controlo de execução de operações autónomas com um elevado nível de repetibilidade e fiabilidade. Esta solução é conhecida também por ser bastante robusta e, tem como principal vantagem a possibilidade de instalar módulos de entrada/saída digitais ou analógicos. É portanto um sistema bastante flexível podendo ser adaptado a uma qualquer máquina bastando para isso alterar os módulos e a programação, podendo assim, utilizar uma grande variedade sensores e/ou atuadores [22].

#### 3.3.1 Chassis

O *chassi* existente no simulador é o CompactRIO 9074 da National Instruments®, figura 3.10. Este *chassi* possui um processador industrial de 400 MHz e tem disponíveis oito *slots* para módulos [22].



Figura 3.10: Módulo NI 9074 [22]

#### 3.3.2 Módulos de Entrada

A função de aquisição de dados do simulador ficou a cargo de quatro módulos de entrada:

- Três módulos NI 9237 da National Instruments®;
- Um módulo NI 9208 da National Instruments®.

##### Módulo NI 9237

Este módulo, figura 3.11, é o responsável por ler os dados provenientes das dez células de carga aplicadas aos músculos pneumáticos, é um módulo de ponte com quatro canais simultâneos [23]. As suas principais características podem ser analisadas na tabela 3.5.

Tabela 3.5: Principais características do módulo NI 9237, adaptado de [23]

Característica	NI 9237	Unidade
Canais	4	-
Intervalo de Leitura	$\pm 25$	mV/V
Amostragem	50	kS/s
Resolução	24	bits
Tensão de Excitação	Até 10	V



Figura 3.11: Módulo NI 9237 [23]

### Módulo NI 9208

Este módulo, figura 3.12, é responsável pela leitura dos dados provenientes da célula de carga KYOWA<sup>®</sup> de seis canais, é um módulo de leitura de corrente elétrica com dezasseis canais de entrada [24]. As suas principais características podem ser analisadas na tabela 3.6.

Tabela 3.6: Principais características do módulo NI 9208, adaptado de [24]

Característica	NI 9208	Unidade
Canais	16	-
Intervalo de Leitura	$\pm 21.5$	mA
Amostragem	500	S/s
Resolução	24	bits



Figura 3.12: Módulo NI 9208[24]

### 3.3.3 Módulo de Saída

O módulo de saída, figura 3.13 tem como função a atuação das válvulas reguladoras de pressão que por sua vez, controlam a pressão existente nos músculos pneumáticos. O módulo de saída existente no simulador é o NI 9264 da National Instruments®. Este módulo, é um módulo de saída de tensão com dezasseis canais simultâneos [25]. As suas principais características podem ser analisadas na tabela 3.7.

Tabela 3.7: Principais características do módulo NI 9264, adaptado de [25]

Característica	NI 9264	Unidade
Canais	16	-
Intervalo de Saída	$\pm 10$	V
Velocidade de <i>update</i>	25	kS/s
Corrente máxima por canal	4	mA
Resolução	16	bits



Figura 3.13: Módulo NI 9264 [25]





## Capítulo 4

# Atualizações ao Simulador

Ao longo deste capítulo vão ser descritas as atualizações que foram necessárias fazer, ao simulador, ao nível do *hardware* para que este funcionasse corretamente. Primeiro vai ser descrito o desenvolvimento de um regulador de tensão para a alimentação da célula de carga de seis canais, depois passa-se à descrição da configuração do conversor SENECA<sup>®</sup> que já se encontrava instalado no simulador, mas que não se encontrava configurado. Por fim, descreve-se o desenvolvimento de um conversor tensão/corrente essencial para a aquisição de dados provenientes da célula de carga de seis canais.

### 4.1 Regulador de Tensão

No simulador apenas existia disponível uma fonte de alimentação Mean Well<sup>®</sup> DR-120-24, que fornece uma tensão de 24VDC [26]. Por isso, para alimentar a célula de carga da KYOWA<sup>®</sup> que, como visto na tabela 3.4, necessita apenas de 5 VDC. Por isso, foi necessário desenvolver, com recurso a um regulador de tensão LM317HV da Texas Instruments<sup>®</sup>, uma pequena placa capaz de alimentar a célula de carga, figura 4.2. Na figura 4.1, pode-se observar o esquema de ligações dessa mesma placa.

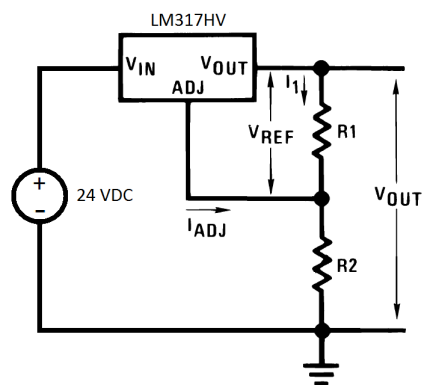


Figura 4.1: Esquema de ligações LM317HV[27]

Para o cálculo das resistências recorreu-se à expressão 4.1 fornecida no *datasheet* do regulador de tensão [27] que relaciona o valor da tensão de saída com a relação entre as

resistências ( $R_1$  e  $R_2$ ) e ainda de um fator relacionado com a corrente à saída do pino de ajuste do LM317HV [27].

$$V_{Out} = V_{Ref} \times \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) + I_{Adj} \times R_2 \quad (4.1)$$

Sendo que  $V_{Out}$  é a tensão necessária à alimentação da célula de carga e, por isso,  $V_{Out} = 5V$ . A tensão  $V_{Ref}$  é uma tensão que o regulador de tensão mantém constante com um valor de 1.25V. A segunda parte da equação pode ser considerada desprezável, pois, quando comparada com a primeira parte da equação a sua contribuição é bastante diminuta e, por isso, é considerada como sendo zero. Temos então que,  $I_{Adj} = 0$ .

Substituindo os valores acima descritos na equação 4.1 ficamos com:

$$5 = 1.25 \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) + 0 \quad (4.2)$$

Logo,

$$\frac{R_2}{R_1} = 3 \quad (4.3)$$

Com a relação entre as resistências  $R_1$  e  $R_2$  encontrada passou-se à escolha das resistências optando-se por resistências já existentes no laboratório de biomecânica capazes de cumprir os requisitos necessários. Escolheram-se então as seguintes resistências:

$$R_1 = 470\Omega; \quad R_2 = 3 \times 470\Omega = 1410\Omega \quad (4.4)$$

Para se obter a resistência de 1410 $\Omega$  e, mais uma vez para utilizar resistências existentes no laboratório e utilizar resistências normalizadas, ligaram-se três resistências de 470 $\Omega$  em série o que, como demonstrado em [28], forma uma resistência de 1410 $\Omega$ .

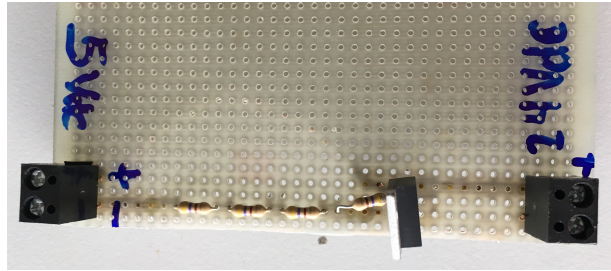


Figura 4.2: Placa de regulação de tensão para alimentar a célula de carga

## 4.2 Conversores

No simulador existiam duas incompatibilidades em termos de hardware. A primeira foi resolvida aquando da construção do simulador (apesar de não ter sido configurada) e a segunda teve de ser resolvida durante o desenvolvimento desta dissertação. A primeira incompatibilidade consistia em o módulo de comando das válvulas ser um módulo que tem à saída sinais em tensão e as válvulas reguladoras de pressão serem comandadas com sinais em corrente, foi resolvida através de um conversor tensão/corrente SENECA<sup>®</sup> K109UI para converter o sinal de tensão vindo do módulo de saída em corrente para

controlar as válvulas reguladoras de pressão. A segunda incompatibilidade consistia em o sinal proveniente da célula de carga KYOWA<sup>®</sup> não ter nenhum módulo capaz de fazer a sua leitura. Esta incompatibilidade foi solucionada de uma forma muito mais económica, apesar de mais trabalhosa, que foi o desenvolvimento de um conversor tensão/corrente que fosse capaz de converter o sinal em tensão vindo da célula de carga por forma, a este poder ser lido pela carta de entrada NI 9208 que, como visto na tabela 3.6, tem como entrada sinais em corrente.

#### 4.2.1 Conversor SENECA<sup>®</sup> K109UI

Este conversor, figura 4.3, é uma solução industrial para conversão de sinais. A principal vantagem da utilização deste componente, fabricado pela SENECA<sup>®</sup>, é o facto de ser possível, bastando mudar a posição dos *switches*, converter diversas gamas de tensão e corrente [29]. No simulador os *switches* foram colocados como demonstra a tabela 4.1 e, com esta configuração, o conversor funciona com uma gama de entrada de 0 - 5V que, como visto em 3.3.3, é a gama de saída do módulo NI 9264 que é o responsável pelo comando das válvulas reguladoras de pressão. Com esta configuração o conversor tem uma gama de saída entre os 4 - 20mA que, como visto em 3.1.2, é a gama de comando das válvulas reguladoras de pressão para regularem a pressão nos músculos entre 0 - 6bar [19].

No simulador como existem dez músculos pneumáticos e dez válvulas reguladoras de pressão, existem também dez conversores SENECA<sup>®</sup>. Estes conversores são alimentados diretamente pela fonte de alimentação pois apenas necessitam de uma tensão de 24VDC [29].

Tabela 4.1: Posição dos *switches*

<i>Switch</i>	Posição	Estado
1	1	OFF
	2	ON
	3	OFF
	4	OFF
	5	ON
	6	OFF
	7	OFF
	8	OFF
2	1	ON
	2	OFF
	3	OFF
	4	OFF



Figura 4.3: Conversor SENECA<sup>®</sup> K109UI

#### 4.2.2 Conversor Tensão/Corrente

No decorrer desta dissertação, como explorado no início do capítulo, existia uma segunda incompatibilidade de *hardware* que consistia na gama de operação da célula de carga de seis canais fabricada pela KYOWA<sup>®</sup> ser incompatível com a gama de entrada do módulo selecionado para a aquisição de dados da mesma (NI 9208). Estas gamas de operação eram incompatíveis pois, a tensão à saída dos terminais de cada canal da célula de carga varia entre os 0 - 5V (sinal em tensão) [21] e a gama de entrada do módulo NI 9208 varia entre  $\pm 21.5\text{mA}$  (sinal em corrente) [24].

Por estes motivos foi necessário desenvolver um conversor de tensão/corrente de baixo custo, figura 4.5, mas que fosse capaz de fazer esta conversão de forma eficiente. Para isso recorreu-se aos amplificadores operacionais fabricados pela Texas Instruments<sup>®</sup>, modelo LM358HV. As principais características deste chip, tabela 4.2, são o facto de poderem ser alimentados com uma tensão única de até 32VDC e o facto de possuir dois OpAmps por chip [30]. Como a célula de carga é de seis canais vão ser necessários seis OpAmps (um por canal), isto é, três chips. As ligações de cada canal foram realizadas segundo o esquema da figura 4.4 que foi elaborado tendo em conta que o ganho de um OpAmp é idealmente infinito e que a impedância de saída pode ser considerada zero [31].

Tabela 4.2: Principais características do OpAmp LM358N, adaptado de [30]

Característica	OpAmp LM358N	Unidade
Alimentação	Única até 32	V
Número de OpAmps por <i>chip</i>	2	-
Ganho	100	V/mV
<i>Input Voltage Offset</i>	2	mV

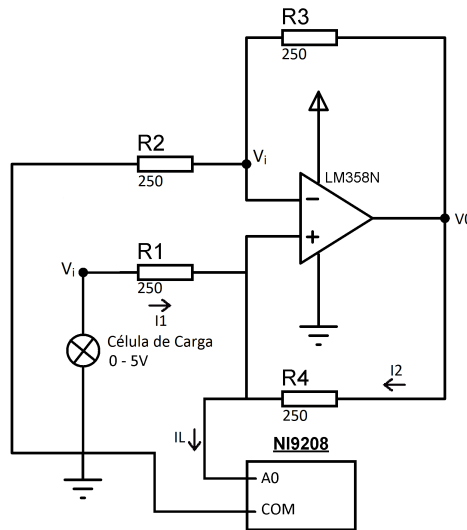


Figura 4.4: Esquema de ligações LM358N

Tendo em conta as características dos amplificadores operacionais [31] podemos garantir que a diferença de potencial entre os terminais de entrada do OpAmp é zero e, por isso, encontram-se ao mesmo potencial  $V_i$ . Por isso e recorrendo às leis de Kirchhoff enunciadas em [28] temos que,

$$V_i = \frac{V_0}{2}, \quad \text{pois,} \quad R_3 = R_2 \quad (4.5)$$

$$I_1 + I_2 = I_L \quad (4.6)$$

Considerando que as resistências são todas iguais,

$$R_1 = R_2 = R_3 = R_4 = R \quad (4.7)$$

Temos que, juntando as equações 4.5 e 4.6,

$$\frac{V_i - \frac{V_0}{2}}{R} + \frac{V_0 - \frac{V_0}{2}}{R} = I_L \quad (4.8)$$

Logo,

$$I_L = \frac{V_i}{R} \quad (4.9)$$

Como o objetivo deste cálculo é o dimensionamento das resistências, expressa-se a equação 4.9 em função dos valores de corrente e de tensão. Tendo então que,

$$R = \frac{V_i}{I_L} \quad (4.10)$$

Tem-se, então, a expressão que permite o dimensionamento das resistências,  $R$ . Para o dimensionamento destas resistências tem de se ter presente as características do módulo de entrada NI 9208 e da célula de carga de seis canais. Visto que a gama de tensão à saída da célula de carga é de 0 - 5V [21], pode-se dimensionar as resistências utilizando o valor

máximo desta gama para substituir na equação 4.10 pela variável  $V_i$ . Para a variável  $I_L$  tem de se ter em consideração os valores da gama de entrada do módulo NI 9208 que são  $\pm 24.5mA$ , dando uma margem de segurança, considerou-se que o valor máximo de entrada deste módulo será de  $20mA$ .

Temos então que,

$$R = \frac{5}{20} = 250\Omega \quad (4.11)$$

O valor das resistências necessárias para que o conversor cumpra com os requisitos estabelecidos é de  $250\Omega$  mas, como não existem resistências normalizadas de  $250\Omega$ , utilizaram-se duas resistências que quando ligadas em série somam as suas resistências [28]. Utilizou-se portanto uma resistência de  $150\Omega$  e outra de  $100\Omega$ . Na figura 4.5, podemos ver o conversor de tensão/corrente pronto para ser instalado no simulador.

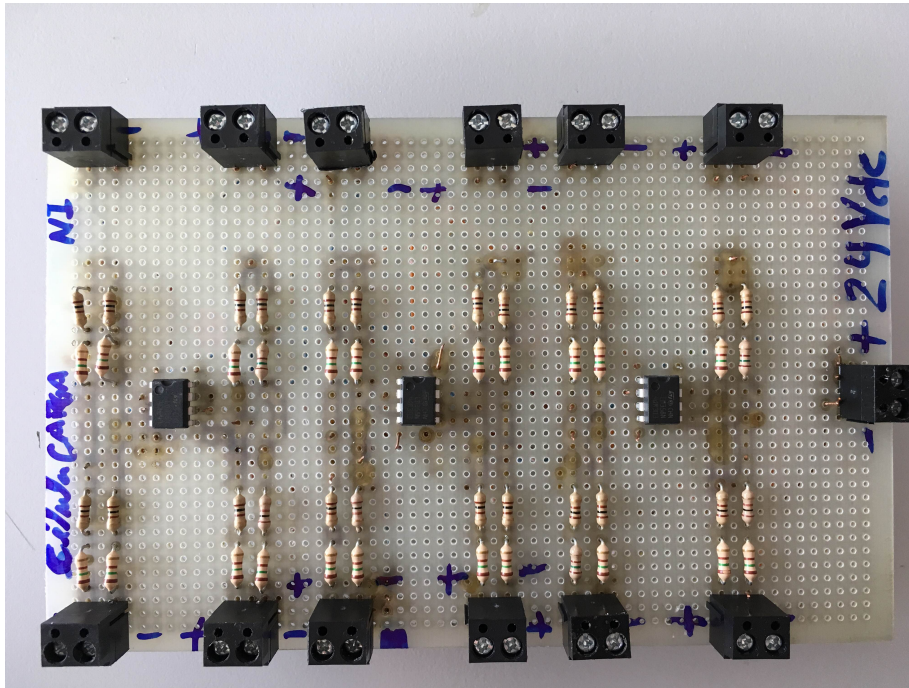


Figura 4.5: Conversor Tensão/Corrente desenvolvido

## Capítulo 5

# Aplicações de Operação e Monitorização

Ao longo deste capítulo vai ser descrito o processo de desenvolvimento das aplicações criadas em MATLAB e do projeto LabVIEW que são responsáveis pela operação e monitorização do simulador. Estas aplicações foram desenvolvidas com o intuito de facilitar a *interface* Homem-Máquina tornando assim o simulador numa ferramenta simples de configurar e operar.

### 5.1 Arquitetura do *Software*

O maior desafio durante o desenvolvimento da *interface* deste simulador foi o de o tornar no mais amigável e flexível possível, pois este simulador apesar de ter como seu maior foco o estudo da articulação temporomandibular, foi idealizado de forma a ser utilizado nas mais diversas situações em que se pretendem simular forças musculares.

Devido à necessidade de tornar este simulador o mais flexível possível a plataforma cRIO pode considerar-se algo limitada, por apenas permitir a programação através do LabVIEW o que limita a flexibilidade do simulador pois, torna qualquer alteração de *software*, necessária para a execução de outro tipo de ensaio, bastante morosa/complexa.

Por este motivo decidiu-se utilizar uma abordagem mista, em que para o controlo e aquisição de dados se utiliza o LabVIEW/cRIO e, para a configuração do ensaio utiliza-se uma aplicação desenvolvida em MATLAB. Esta aplicação permite configurar qualquer tipo de ensaio tendo depois, o LabVIEW, a funcionalidade de ler esse ficheiro de configurações, executar o ensaio e gravar os dados num determinado ficheiro. Existindo depois uma outra aplicação, também desenvolvida em MATLAB, que faz a leitura desse ficheiro e o converte numa matriz, em formato *cell*, que o MATLAB é capaz de manipular.

O diagrama que representa a arquitetura de *software* acima descrita pode ser analisado na figura 5.1.

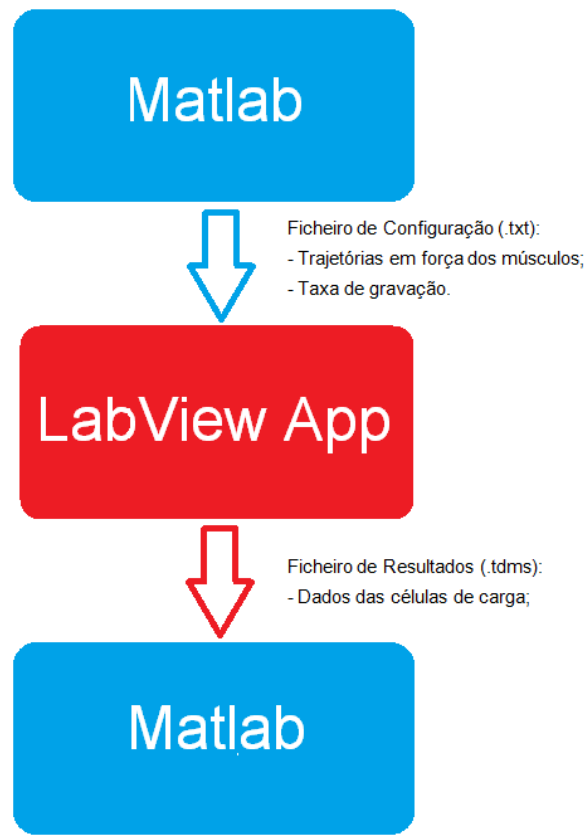


Figura 5.1: Arquitetura do *Software*

## 5.2 Aplicações MATLAB

Neste subcapítulo vai ser descrita sucintamente a ferramenta *graphical user interface* (GUI) do MATLAB e o desenvolvimento e função das aplicações desenvolvidas, utilizando esta ferramenta, em MATLAB.

### 5.2.1 *Graphical User Interface*

A *graphical user interface* (GUI), figura 5.5, é um display visual com uma ou mais janelas que contém controlos, chamados de componentes, que possibilitam a execução de tarefas interativamente. Para a realização das tarefas o operador não tem de escrever qualquer código nem num *script* nem na *command window*. Ao contrário de outros *softwares* em que o operador, para executar as tarefas, tem de perceber os detalhes do funcionamento das mesmas [32].

Esta ferramenta é bastante útil quando se pretende desenvolver uma solução que permita ao operador final a execução de tarefas bastante complexas pressionando apenas um botão. Aliado ainda ao facto de utilizar a linguagem MATLAB que, na opinião do autor, é simples e encontra-se neste momento, bastante difundida na comunidade académica o que permite que, caso haja necessidade de aumentar a capacidade do GUI, o programa seja facilmente interpretado e seja simples adicionar-lhe as novas competências



necessárias.

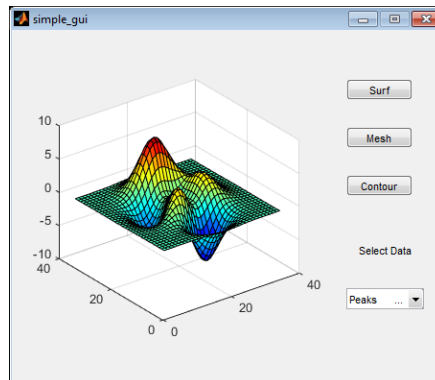


Figura 5.2: Exemplo de um GUI, retirado de [32]

### 5.2.2 Aplicação “Config”

Esta aplicação, figura 5.3, é a aplicação que foi desenvolvida para a configuração do ensaio a realizar pelo simulador esta aplicação pode ser entendida como uma *interface* que foi desenvolvida recorrendo à ferramenta GUI do MATLAB.

Figura 5.3: Aplicação MATLAB, “Config”

Esta aplicação permite configurar os ensaios de três maneiras distintas:

- Utilizando um dos cinco ensaios padrão;
- Utilizando um ficheiro Excel de configuração;
- Utilizando funções a definir pelo utilizador diretamente na aplicação.

O ficheiro de configuração, independentemente do tipo de configuração selecionada pelo utilizador, gera um ficheiro de texto (.txt) sempre com a mesma formatação (ver exemplo presente na figura 5.5). Este ficheiro .txt contém toda a informação necessária para a realização de um ensaio no simulador. O ficheiro de texto é composto por duas partes distintas, na primeira parte (da primeira à quinta linha) são escritos dados gerais do ensaio como o tipo de configuração selecionado, os músculos pneumáticos a utilizar aquando do ensaio, a duração do ensaio e ainda a força máxima que o simulador vai ter de executar durante o ensaio. A segunda parte (da sexta à última linha) do ficheiro contém na sua primeira linha um pequeno *header* de separação e nas restantes a matriz que define as trajetórias em força que os músculos pneumáticos terão de executar. Para este ficheiro de configuração foi utilizado escolhido o tipo ficheiro de texto simples (.txt) por ser um tipo de ficheiro não proprietário possível de ser aberto/manipulado por qualquer plataforma de *software*

Como acima referido na primeira parte, figura 5.4, são escritos dados gerais do ensaio. Nessas 5 linhas encontramos:

- Na linha 1 é escrito o tipo de configuração que o utilizador utilizou:
  - Se for 100, foi utilizada a configuração através de um dos cinco ensaios padrão disponíveis;
  - Se for 150, foi utilizada a configuração através do ficheiro Excel que, foi a utilizada no caso do exemplo presente na figura 5.4;
  - Se for 200, foi utilizada a configuração através de funções definidas diretamente pelo utilizador.
- Na linha 2 são assinalados os músculos pneumáticos a utilizar no ensaio, são assinalados através de um 1 na respetiva coluna que, no caso presente na figura 5.5, os músculos vão ser todos utilizados;
- Na linha 3 é escrita a duração do ensaio em segundos que, no caso presente na figura 5.4, a duração do ensaio é de 60 segundos;
- Na linha 4 é escrita a força máxima em newtons que o simulador irá realizar durante o ensaio que, no caso do exemplo presente na figura 5.4, é de 60N;
- Na linha 5 é escrita a taxa de gravação em ms em que o ensaio terá de ser gravado, este é o intervalo de tempo entre gravações e que, no caso do exemplo presente na figura 5.4, é de 1000ms.

	0.00000	150.00000	0.00000
	0.00000	1.00000	1.00000
	0.00000	60.00000	0.00000
	0.00000	60.00000	0.00000
	0.00000	1000.00000	0.00000

Figura 5.4: Exemplo das três primeiras colunas da primeira parte de ficheiro de configuração

Na segunda parte do ficheiro (da sexta à última linha) vem a matriz da trajetórias em força que os músculos pneumáticos tem de seguir durante o ensaio. A primeira linha é um pequeno *header* de separação entre as partes. Na segunda e nas restantes até à última está presente a matriz das trajetórias em força que os músculo tem de cumprir durante o ensaio. Na primeira coluna desta matriz encontra-se a coluna que indica o tempo, no caso do exemplo presente na figura 5.5 o tempo está definido a cada segundo. Nas restantes colunas e pelo ordem definida no *header* estão os valores de força dos respetivos músculos.

0.00000	150.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000
0.00000	1.00000	1.00000	1.00000	1.00000	1.00000	1.00000	1.00000	1.00000	1.00000	1.00000	1.00000
0.00000	60.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000
0.00000	60.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000
0.00000	1800.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000
99.00000	11.00000	12.00000	13.00000	14.00000	15.00000	21.00000	22.00000	23.00000	24.00000	25.00000	25.00000
0.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000
1.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000
2.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000
3.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000
4.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000
5.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000
6.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000
7.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000
8.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000
9.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000
10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000	10.00000
11.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000
12.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000
13.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000
14.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000
15.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000
16.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000
17.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000
18.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000
19.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000
20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000	20.00000
21.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000
22.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000
23.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000
24.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000
25.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000	30.00000

Figura 5.5: Exemplo de Ficheiro de Configuração

Como acima descrito o ficheiro de configuração pode ser gerado através de três metodologias diferentes.

### Configuração através de um dos cinco ensaios padrão disponíveis

A primeira opção de configuração presente na aplicação desenvolvida, é a opção de configuração através da seleção de um dos cinco ensaios padrão previamente estabelecidos, figura 5.6. Para utilizar este modo de configuração, o utilizador tem de o selecionar na aplicação e definir:

- Quais são os músculos a utilizar pelo simulador;
- A duração do ensaio [s];
- A força máxima a realizar [N];
- A taxa de gravação [ms].

Dos cinco ensaios disponíveis apenas três estão configurados, isto acontece por forma a possibilitar uma fácil expansão desta aplicação.

Os três ensaios padrão definidos consistem em:

1. Todos os músculos selecionados são ligados e desligados simultaneamente a uma frequência de 0.1Hz tendo de atingir a força máxima definida pelo utilizador;
2. Todos os músculos selecionados são ligados e desligados assimetricamente, isto é, quando os músculos do lado direito estão ligados os da esquerda estão desligados e vice-versa a uma frequência de 0.1Hz tendo de atingir a força máxima definida pelo utilizador;
3. Todos os músculos selecionados são ligados na força máxima estabelecida pelo utilizador durante a duração do ensaio também definida pelo utilizador.

Configurar ensaio padrão

Tipo de ensaio padrão	Músculos a utilizar no ensaio	Duração do Ensaio [s]
<input type="radio"/> Tipo 1	<input type="radio"/> Músculo 11 <input type="radio"/> Músculo 21	<input type="text"/>
<input type="radio"/> Tipo 2	<input type="radio"/> Músculo 12 <input type="radio"/> Músculo 22	Força máxima [N] <input type="text"/>
<input type="radio"/> Tipo 3	<input type="radio"/> Músculo 13 <input type="radio"/> Músculo 23	<input type="text"/>
<input type="radio"/> Tipo 4	<input type="radio"/> Músculo 14 <input type="radio"/> Músculo 24	Taxa de Gravação [ms] <input type="text"/>
<input type="radio"/> Tipo 5	<input type="radio"/> Músculo 15 <input type="radio"/> Músculo 25	<input type="text"/>

Figura 5.6: Configuração através de um dos cinco ensaios padrão disponíveis

### Configuração através do ficheiro em formato Excel

A segunda opção de configuração presente na aplicação desenvolvida é a opção de configuração através de um ficheiro do tipo Excel, figura 5.8. Para a criação deste ficheiro Excel foi criado um *template* que pode ser analisado no exemplo presente na figura 5.7 em que, o utilizador, apenas tem de definir a taxa de gravação, em ms, e a matriz das trajetórias em força dos músculos pneumáticos em newton.

Quando o utilizador carrega este ficheiro para a aplicação, o código MATLAB, interpreta o ficheiro de Excel e gera o ficheiro de texto com os parâmetros do mesmo. No exemplo da figura 5.7, encontra-se o ficheiro Excel que foi utilizado na geração do exemplo de ficheiro de texto presente na figura 5.5.

Ficheiro tipo para parameterização de ensaio										
Taxa de gravação		1000		ms						
Força nos Músculos [N]										
Tempo [s]	11	12	13	14	15	21	22	23	24	25
0	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00
1	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00
2	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00
3	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00
4	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00
5	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00
6	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00
7	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00
8	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00
9	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00
10	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00	10,00

Figura 5.7: Exemplo de Ficheiro Excel para configuração do ensaio

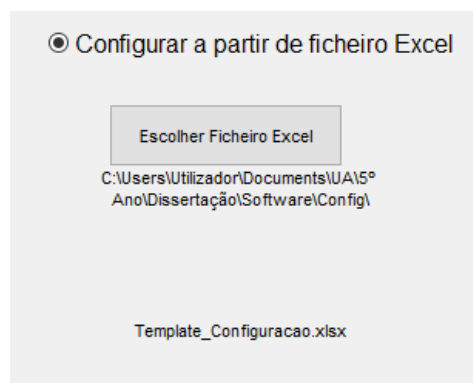


Figura 5.8: Configuração através do ficheiro Excel

### Configuração através de funções a definir pelo utilizador

A terceira e última opção de configuração presente na aplicação desenvolvida é a opção de configurar o ensaio a partir de funções a definir diretamente pelo utilizador na aplicação, figura 5.10. Estas funções, que são definidas individualmente para cada um dos músculos, são as que vão definir as trajetórias em força que os músculos terão de realizar durante o ensaio. Além das funções, é também necessário definir, individualmente para cada músculo, o tempo de ciclo e a duração do ensaio, ambos em segundos. Tem-se também de definir, para todo o ensaio, a taxa de gravação de dados do ensaio que posteriormente será gravado pelo projeto em LabVIEW.

O tempo de ciclo define o período de repetição da trajetória em força, para um determinado músculo. Para melhor se perceber o conceito de tempo de ciclo pode observar-se o gráfico da figura 5.9 em que se tem, na linha a vermelho, o tempo de ciclo igual à duração e, na linha a azul, o tempo de ciclo com metade do valor da duração. Pode-se

observar que quando o valor do tempo atinge metade do valor da duração a linha azul volta a repetir-se como se esse instante fosse o instante inicial.

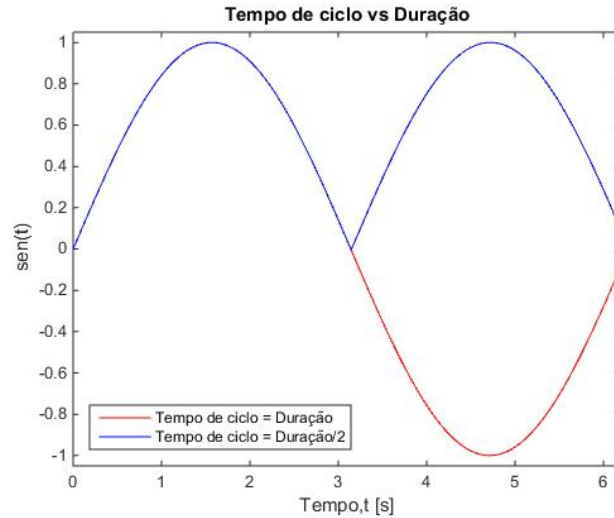


Figura 5.9: Gráfico explicativo da diferença entre o tempo de ciclo e a duração

Configurar com funções a definir pelo utilizador

	Função	Tempo de Ciclo [s]	Duração [s]		Função	Tempo de Ciclo [s]	Duração [s]	Taxa de Gravação [ms]
Músculo 11	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	Músculo 21	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Músculo 12	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	Músculo 22	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	NOTA: Todas as funções devem ser escritas em função da variável t.
Músculo 13	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	Músculo 23	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	
Músculo 14	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	Músculo 24	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	
Músculo 15	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	Músculo 25	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	

Figura 5.10: Configuração através de funções a definir pelo utilizador

## Deteção de Erros

Com o intuito de prevenir eventuais erros na criação do ficheiro de texto, que contém as informações do ensaio a realizar pelo simulador, foram desenvolvidas diversas funções de deteção de erros que, se algum erro for detetado, permitem que a aplicação gere um ficheiro de configuração mas, com um código de erro. Este código de erro, quando o ficheiro de configuração for carregado no projeto em LabVIEW para a realização do ensaio, é detetado e alerta o utilizador impedindo que o teste se realize pois, este projeto, apenas executa o ensaio se não forem encontradas mensagem de erro no conteúdo do ficheiro de configuração. A aplicação 'Config', desenvolvida no MATLAB, antes de gerar o ficheiro de texto com a informação de erro, faz o *display* na, *command window*, do erro encontrado para que o utilizador o possa corrigir.

Os parâmetros de configuração, que as funções de erro estão programadas para encontrar, são:

- Na aplicação geral:
  - Se está algum tipo de configuração selecionada;
  - Se está apenas um tipo de configuração selecionada;
- Na configuração através de ensaios padrão:
  - Se está algum tipo de ensaio selecionado;
  - Se está apenas um tipo de ensaio selecionado;
  - Se a duração está definida e se sim, se é um número e se o seu valor é positivo;
  - Se a força máxima está definida e se sim, se é um número e se o seu valor é positivo;
  - Se a taxa de gravação está definida e se sim, se é um número e se o seu valor é positivo;
- Na configuração através do ficheiro Excel
  - Se a matriz trajetórias não está vazia;
  - Se, na matriz trajetórias, os valores são todos números e, sendo todos números, se são positivos;
- Na configuração através de funções a definir pelo utilizador:
  - Se as funções definidas são sempre positivas;
  - Se a duração está definida e se sim, se é um número e se o seu valor é positivo;
  - Se tempo de ciclo está definido e se sim, se é um número e se o seu valor é positivo;
  - Se o valor do tempo de ciclo é menor ou igual ao valor da duração;
  - Se a taxa de gravação está definida e se sim, se é um número e se o seu valor é positivo.

### 5.2.3 Aplicação “Pós Processamento”

Esta aplicação, figura 5.11, é mais uma vez uma *interface* desenvolvida recorrendo à ferramenta GUI do MATLAB. Esta aplicação foi desenvolvida com o intuito de, a partir do ficheiro ‘resultados’ gerados pelo LabVIEW, fazer o carregamento, em formato *cell*, para o *workspace* do MATLAB dos dados do ficheiro.

Este ficheiro é um ficheiro binário com uma extensão típica do LabVIEW (.tdms). É nele que se encontram os dados das leituras das células de carga assim como o dia e hora do ensaio e o período de gravação.

Para utilizar esta aplicação o utilizador apenas tem de selecionar o ficheiro, escrever o nome da variável que pretende que conste no *workspace* e pressionar o botão ‘Exportar para o *workspace*’. Se o utilizador não definir nenhum nome para a variável esta, fica por defeito, com o nome ‘Resultados’

Da mesma forma que na aplicação de configuração foram criadas funções de deteção de erro, também nesta aplicação foi implementada essa função mas, neste caso, é apenas verificado se foi selecionado algum ficheiro.

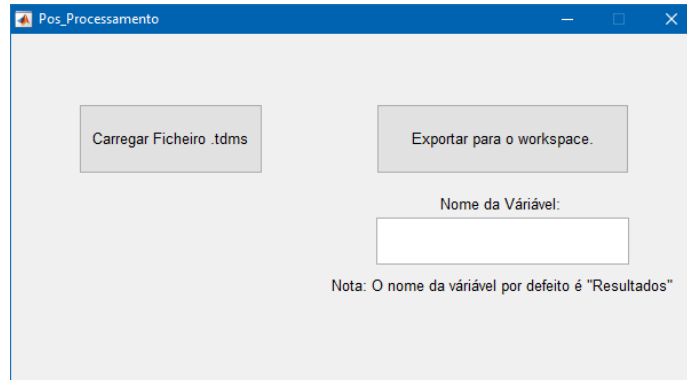


Figura 5.11: Aplicação MATLAB, “Pós Processamento”

### 5.3 Projeto LabView

O projeto desenvolvido em LabVIEW, figura 5.12, tem como finalidade fazer a *interface* entre o utilizador e o simulador. É neste projeto que é feito o controlo dos músculos pneumáticos. O projeto em LabVIEW é também o responsável pela comunicação com o simulador e com a sua operação

Este projeto, assim como qualquer outro projeto de LabVIEW, é dividido em VIs (Virtual Instruments) e Sub-VIs em que cada um é responsável por diferentes vertentes do projeto.

No caso do projeto desenvolvido para este simulador contém três VIs e um Sub-VI:

- VIs:
  - Modo Automático;
  - Modo Manual;
  - Ler\_Config.
- Sub-VI:
  - Variáveis.

Este projeto LabVIEW foi desenvolvido com a simplicidade de utilização como principal foco e tendo também sempre em atenção a sua utilização ser o mais amigável possível.



Quando o utilizador pretender realizar um ensaio previamente configurado na aplicação de configuração, desenvolvida em MATLAB, tem de abrir o VI responsável pela leitura do ficheiro de configuração que é o VI ‘LER\_CONFIG’. Este VI apenas requer que o utilizador selecione o ficheiro de configuração a utilizar e, no fim, grava os dados no sub-VI ‘Variáveis’. Após o carregamento do ficheiro de configuração o utilizador terá de abrir o VI ‘Modo Automático’. É neste modo que o ensaio é iniciado e em que é escolhido o nome e a localização do ficheiro de resultados, que este modo vai gerar aquando da realização do ensaio pretendido.

O utilizador tem ainda à sua disposição o VI ‘Modo Manual’. É neste VI que, se o modo automático não estiver ativo, o utilizador pode definir diretamente a força que quer que cada um dos músculos pneumático exerça. Este VI, utiliza a mesma metodologia de controlo do modo automático.

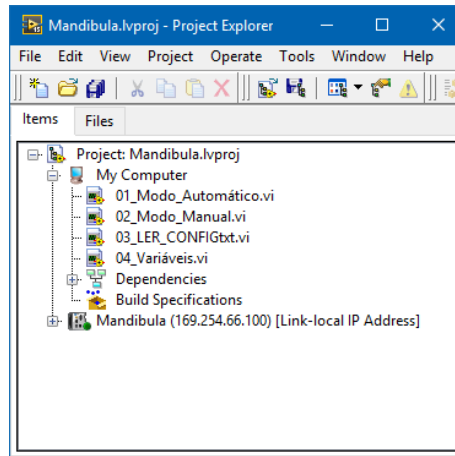


Figura 5.12: Projeto LabVIEW

### 5.3.1 Modo Automático

O VI ‘Modo Automático’, figura 5.15, pode ser entendido como o principal VI do projeto pois, é neste VI, que se encontram os controladores dos músculos pneumáticos. Para se controlar o simulador e fazer a gravação dos dados adquiridos pelo cRIO utilizam-se duas estruturas do tipo *timed loop*. Estas estruturas permitem a execução de *loops* contínuos com uma determinada frequência em tempo real. Os controladores encontram-se na estrutura que tem a sua frequência de *loop* definida como 200 Hz (período de 5ms), figura 5.13a, pois, sendo o *loop* de controlo, este tem de ter uma cadência elevada para que o simulador esteja constantemente a ser monitorizado de forma a que as trajetórias, definidas pelo utilizador aquando da configuração do ensaio, sejam seguidas. Por outro lado a frequência de gravação é definida pelo utilizador aquando da configuração do ensaio na aplicação de configuração desenvolvida no MATLAB, figura 5.13b.



Figura 5.13: Taxas de execução das estruturas *Timed Loop*

O VI ‘Modo Automático’ permite ainda que o utilizador anule o *offset* das células de carga. Esta funcionalidade deve ser executada antes de iniciar o ensaio. A partir do momento em que se inicia o ensaio não é mais possível anular o *offset* das células de carga. Isto, acontece de forma a evitar que o utilizador faça a anulação do *offset* das células de carga de forma involuntária pois, se esta anulação fosse feita, os dados do ensaio ficariam comprometidos pois o simulador exerceria mais força do que o estipulado.

O processo de anulação do *offset* das células de carga consiste na adição de um fator de correção ao valor lido pela célula de carga, figura 5.14. Este fator é o valor de uma leitura da célula de carga quando o utilizador pressiona o botão ‘ZERO’ que, como acima descrito, apenas funciona quando o ensaio não está em execução

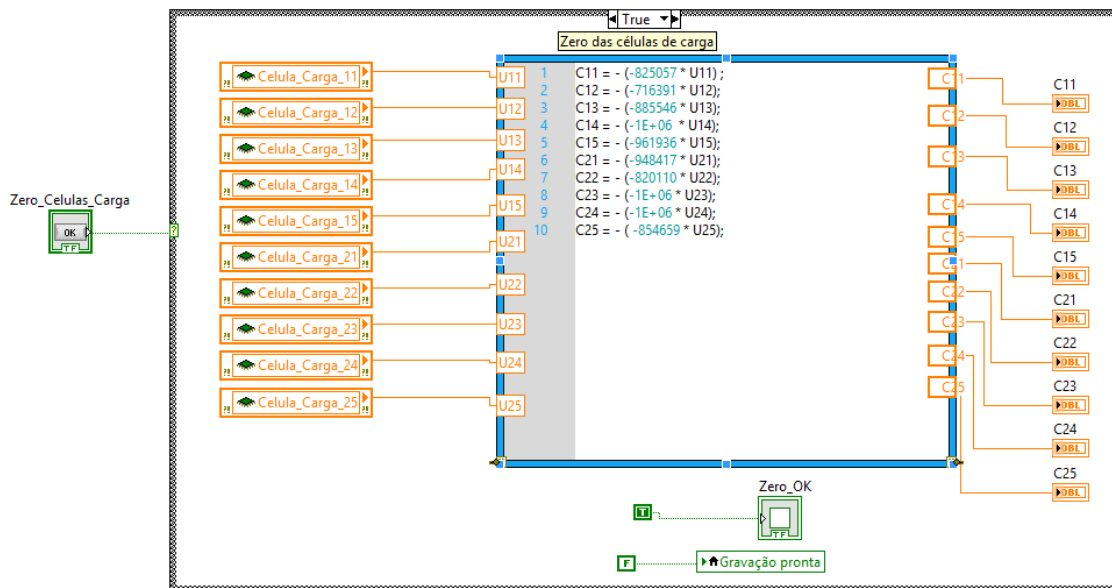


Figura 5.14: Zero das células de Carga

Para iniciar o ensaio e após realizar o carregamento do ficheiro de configuração e ter feito a anulação do *offset* das células de carga o utilizador, apenas tem de pressionar o botão ‘START’ que dará início ao ensaio. Ao pressionar esse botão a primeira ação do VI ‘Modo Automático’ é a de preparar a gravação dos dados recolhidos no ficheiro binário (.tdms) e, para isso, abre uma janela para que o utilizador defina a localização e o nome desse ficheiro de resultados. Assim que o LabVIEW começa a gravar os resultados, o ciclo de controlo é iniciado à frequência de 200Hz.

Quando é atingida a duração do ensaio o VI ‘aborta’ a sua execução automaticamente, descarregando os músculos pneumáticos. Durante o ensaio o próprio VI atualiza a variável ‘Modo Automático’ impossibilitando assim que o modo manual do simulador seja utilizado, por forma a este não interferir com o ensaio a decorrer.

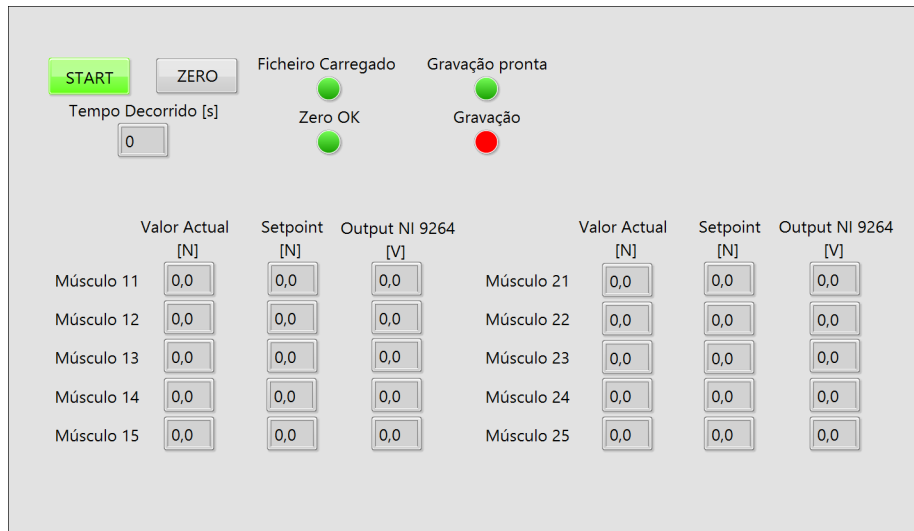


Figura 5.15: Modo Automático

### 5.3.2 Modo Manual

O VI ‘Modo Manual’, figura 5.16, permite o comando manual dos músculos pneumáticos. Este modo, por motivos óbvios, só pode ser utilizado quando o modo automático está desativo, impedindo assim, que o utilizador interfira com o controlo do ensaio em modo automático. Tal como no modo automático permite fazer a anulação do *offset* das células de carga utilizando a mesma metodologia, descrita em 5.3.1, com a diferença de, neste modo, a anulação do *offset* das células de carga pode ser feito em qualquer altura bastando para isso, pressionar o botão ‘ZERO’.

A metodologia inicial que inicialmente tinha sido desenvolvida era bastante mais simples e consistia unicamente no controlo da abertura/fecho da válvula reguladora de pressão, isto é, no controlo manual da pressão existente nos músculos pneumáticos. Esta opção, apesar de bastante mais simples, complicava muito o processo de controlo por parte do utilizador.

De modo a facilitar a operação dos músculos em modo manual utilizou-se como base o VI do modo automático, modificando-o de tal forma que, neste VI, ao invés da leitura do ficheiro de configuração é o utilizador que tem a responsabilidade de definir o *setpoint* do músculo e, assim, usando os mesmos controladores do modo automático, o cRio controla a força exercida pelos músculos. O utilizador tem também de definir o período de gravação (em ms) a que quer que os dados resultantes do ensaio sejam gravados no ficheiro binário (.tdms).

No *Front Panel*, figura 5.16, o utilizador tem acesso aos valores lidos pelas células de carga, ao valor que define como *setpoint* e ainda, ao valor de saída do módulo de saída (NI 9264).

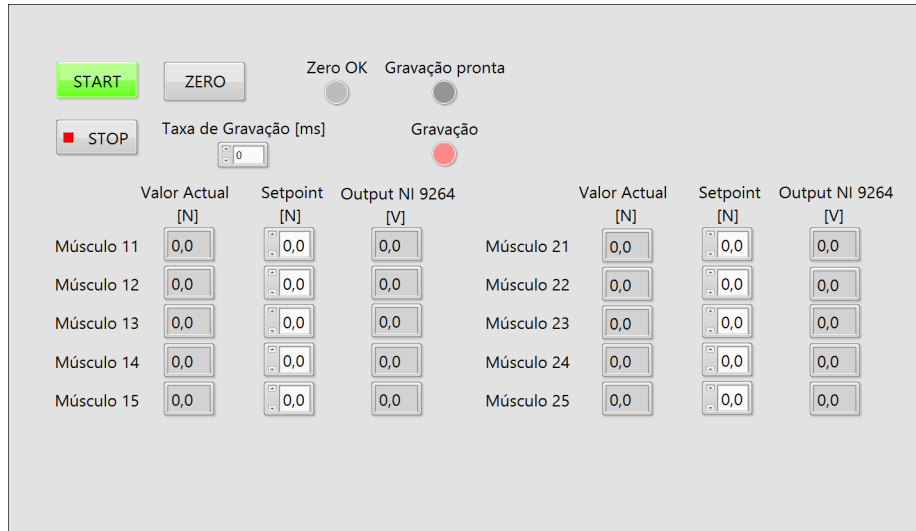


Figura 5.16: Modo Manual

### 5.3.3 Ler\_Config

O VI ‘Ler\_Config’, figura 5.17, é o primeiro VI que o utilizador tem de abrir quando pretende executar um ensaio em modo automático. É este VI que faz a leitura do ficheiro de texto gerado pela aplicação MATLAB desenvolvida para a configuração de ensaio a realizar pelo simulador.

O VI requer que o utilizador selecione o ficheiro de configuração que pretende que seja utilizado para o ensaio. O VI abre o ficheiro e, se não encontrar nenhuma mensagem de erro, grava a matriz das trajetórias em força dos músculos numa variável do sub-VI ‘Variáveis’ para que depois a matriz possa ser utilizada no VI ‘Modo Automático’ para a realização do ensaio.

O *front panel* deste VI contém, além da área de seleção do ficheiro de configuração, dois leds (um verde e outro vermelho) e dois indicadores. O LED verde acende quando o ficheiro carregado não contém nenhuma mensagem de erro e foi lido com sucesso. O LED vermelho acende quando for encontrada uma mensagem de erro no ficheiro de configuração e, por isso, o ficheiro não foi lido. Os *displays* servem para mostrar a duração do ensaio (em segundos) e ainda o período de gravação (em milissegundos). Estes servem apenas para uma pequena confirmação que o ficheiro foi corretamente lido e que o ensaio foi bem configurado.

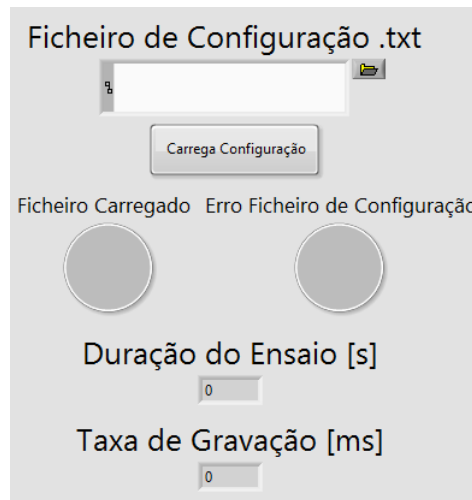


Figura 5.17: VI - Ler\_Config

### 5.3.4 Variáveis

O sub-VI 'Variáveis', figura 5.18, é uma ferramenta bastante importante quando se utiliza mais do que um VI principalmente quando estes VIs não são independentes. Por exemplo, sem o VI 'LER\_CONFIG' não é possível realizar um ensaio em modo automático.

O sub-VI contém quatro variáveis:

- A matriz de trajetórias em força [N];
- A duração do ensaio [s];
- O período de gravação [ms];
- A variável booleana 'Ficheiro\_Carregado';
- A variável booleana 'Modo Automático'.

A matriz de trajetórias é uma matriz do tipo *array* que é atualizada quando o utilizador faz o carregamento do ficheiro de configuração no VI 'LER\_CONFIG' e contém, como o nome indica, as trajetórias em força que os músculos tem de seguir.

As variáveis duração do ensaio e taxa de gravação são variáveis do tipo *double* que, como os seus nomes indicam, correspondem à duração do ensaio em segundos e ao período de gravação em ms. Estas variáveis são atualizadas quando o utilizador faz o carregamento do ficheiro de configuração no VI 'LER\_CONFIG'. A variável 'Ficheiro\_Carregado' é atualizada quando o ficheiro de configuração não contém nenhuma mensagem de erro e o ficheiro é lido com sucesso. Por outro lado, a variável 'Modo\_Automático' é atualizada quando um ensaio em modo automático está a ser realizado, e é também esta variável que impede que o modo manual seja utilizado quando o modo automático está ativo.

Estas variáveis servem maioritariamente para evitar a repetição de operações como por exemplo a de só ser necessário carregar o ficheiro de configuração uma vez, o que torna todos os VIs individualmente mais fáceis e rápidos de processar e executar.

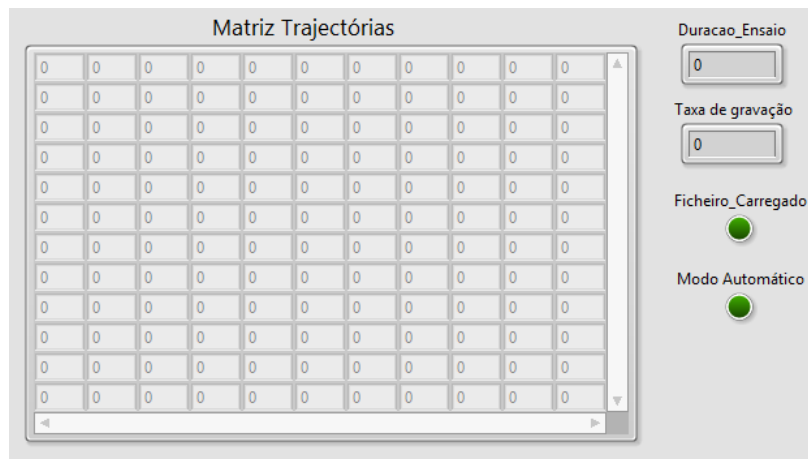


Figura 5.18: Sub-VI - Variáveis

## Capítulo 6

# Controlo do Simulador

Ao longo deste capítulo vai ser descrito o processo de desenvolvimento dos controladores utilizados neste simulador. Estes controladores foram implementados em LabVIEW e projetados utilizando as ferramentas presentes no mesmo. É ainda feita uma introdução teórica aos controladores PID.

### 6.1 Controladores PID

O objetivo de um sistema de controlo é controlar a resposta de um sistema por forma a este cumprir com seus requisitos. Estes controladores podem ser feitos em malha aberta, em que o controlador não tem nenhum sensor (sem *feedback*) e controla a entrada do processo baseando-se apenas no sinal de referência  $r(t)$ , ou em malha fechada, figura 6.1, em que o controlador tem um ou mais sensores para controlar o processo (com *feedback*) e para controlar o sinal de entrada do processo utiliza tanto o sinal de referência  $r(t)$  como também a diferença entre o sinal de referência e o sinal de saída,  $y(t)$ , isto é, o sinal de realimentação que, depois de subtraído ao sinal de referência, é denominado por erro,  $e(t)$ , [33].

Num sistema controlado em malha fechada temos então que,

$$e(t) = r(t) - \text{feedback} \quad (6.1)$$

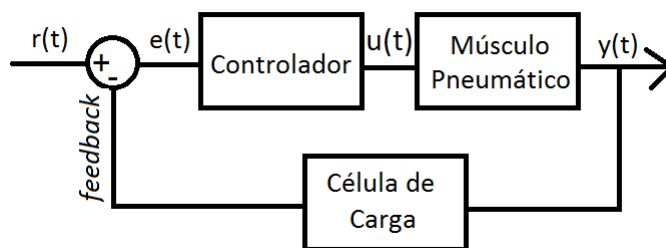


Figura 6.1: Controlador em malha fechada

O PID (*proportional integrative derivative*) propriamente dito é um controlador em malha fechada de três componentes que, desde que começaram a ser implementados com

sucesso, no final dos anos 30, tornou-se o tipo de controlador de longe mais utilizado na indústria, cerca de 90% [34]. Van Overschee e de Moor [34] verificaram que cerca de 80% dos controladores PID estavam desajustados e ainda que, 25% desses controladores ainda se encontravam com os parâmetros de fábrica, ou seja, nunca tinham sido ajustados. Por forma a colmatar esta falta de conhecimento na parametrização destes controladores, de a trinta anos a esta parte, verificou-se um aumento das investigações focadas nos controladores PID. Os trabalhos de Seller e O'Dwyer, entre outros, são a prova desse maior interesse por parte da comunidade científica [35; 36].

As três componentes de um controlador PID são:

- A componente proporcional que atua proporcionalmente ao erro;
- A componente derivativa que atua em regime transitório na antevisão do sinal de referência;
- A componente integral que atua na redução do erro em regime estacionário.

Resumindo a lista acima as componentes proporcional, integral e derivativa correspondem respectivamente ao presente, passado e futuro do erro.

### 6.1.1 Componente Proporcional

A contribuição da componente proporcional atua proporcionalmente ao valor presente do erro, segundo a expressão [33]:

$$u(t) = K_P \times e(t) \quad (6.2)$$

Na equação 6.2 temos  $K_P$  denominado por ganho proporcional. Por ser a forma mais simples de controlar um sistema, esta espécie de controlo (P), é o primeiro a ser testado. Na figura 6.2 pode analisar-se um diagrama de blocos de um controlador do tipo P:

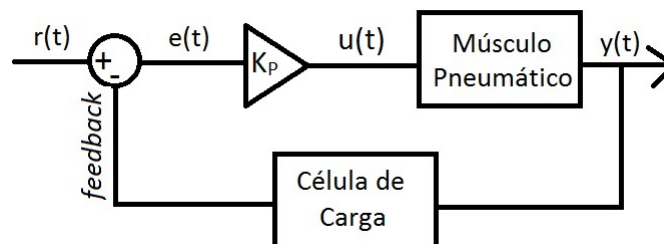


Figura 6.2: Controlador Proporcional

A principal desvantagem deste tipo de controlo é o facto de não permitir o condicionamento do erro em regime estacionário.

### 6.1.2 Componente Integral

A componente integrativa é proporcional ao integral do erro e pode ser expressa pela equação 6.3.



$$u(t) = K_i \int_0^t e(t) dt, \quad (6.3)$$

em que,  $K_i$  é o ganho integral. A componente integral contribui para o controlo contabilizando o acumular dos valores do erro, acumulando-os e, ajustando assim, a saída do controlador por forma a reduzir o erro em regime estacionário. Quando conjugado com um controlador proporcional origina um controlador PI (*Proporcional Integrative*) e pode expressar-se pela equação 6.4:

$$u(t) = K_P \left( e(t) + \frac{1}{T_i} \int_0^t e(t) dt \right) \quad (6.4)$$

Sendo que,

$$K_i = \frac{K_P}{T_i} \quad (6.5)$$

Ao aplicar a componente integral a um controlador proporcional resolve-se o principal problema de controlador apenas do tipo P, apesar de se apenas se substituir um controlador P por um PI sem ajustar a componente P pode tornar um sistema estável em instável. Esta possível instabilidade é causada por a componente integral aumentar o ganho da saída do controlador [33].

### 6.1.3 Componente Derivativa

A componente derivativa completa a linha temporal baseando-se na previsão dos valores futuros do erro. Esta componente expressa-se através da equação 6.6. Temos então, a componente proporcional baseada no valor presente do erro, a componente integral baseada no passado do erro e agora a componente derivativa do erro que se baseia no valor previsto para o erro (futuro).

$$u(t) = K_d \frac{de(t)}{dt} \quad (6.6)$$

em que,  $K_d$  é o ganho derivativo. Ao juntar o controlador D (*Derivative*) ao já existente PI obtemos o controlador do tipo PID que pode ser representado pela equação 6.7

$$u(t) = K_P \left( e(t) + T_d \frac{de(t)}{dt} + \frac{1}{T_i} \int_0^t e(t) dt \right) \quad (6.7)$$

Sendo que,

$$K_d = K_p \times T_d \quad (6.8)$$

A adição da componente derivativa apresenta uma enorme melhoria face aos controladores anteriores pois, ao antecipar a variação do erro, torna o sistema mais estável e por isso, melhora o seu desempenho. A grande contrapartida deste controlador é o facto do ajuste dos parâmetros ser muito complexo levando a que muitas das vezes se opte por um controlador PI ao invés de um PID. Na figura 6.3, podemos observar o diagrama de blocos de um controlador PID em que  $T_i$  é a constante de tempo integral e  $T_d$  a constante de tempo derivativa [33].

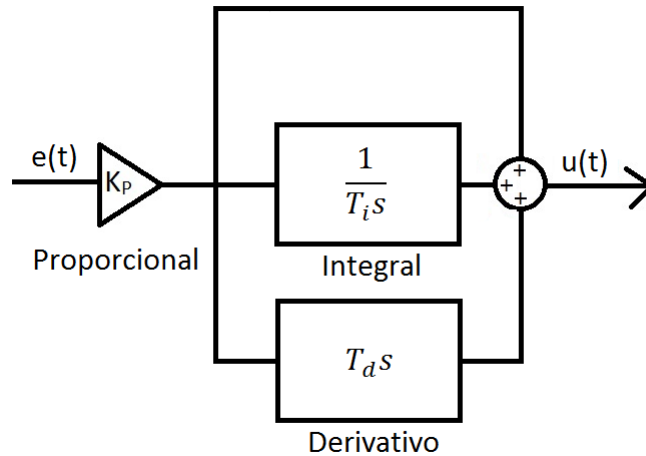


Figura 6.3: Diagrama de blocos de um PID

A resposta a uma entrada em degrau de um qualquer controlador pode ser avaliada quanto a quatro indicadores [37]:

- Tempo de resposta,  $T_r$ , que representa o tempo que o sinal de saída,  $y(t)$ , demora desde 0.1 do sinal de referência até 0.9 do mesmo sinal de referência;
- Percentagem de *overshoot*, %PO, que representa, em percentagem, o valor que o sinal de saída,  $y(t)$ , atinge no pico máximo;
- Tempo de Estabelecimento,  $T_s$ , que representa o tempo que o sinal de saída,  $y(t)$ , demora até atingir e se estabelecer dentro de um intervalo próximo do sinal de referência (por exemplo de  $\pm 2\%$ );
- Erro em regime estacionário, é o erro da resposta em regime estacionário (quando só prevalece a resposta forçada do sistema).

Estes quatro indicadores são utilizados quando se pretendem comparar respostas de controladores. São também bastante úteis pois permitem que antes de iniciar o dimensionamento de um controlador, se definam requisitos para o sistema e, esses requisitos, são os valores que estes quatro indicadores devem tomar. Na tabela 6.1 podemos analisar como estes quatro parâmetros são afetados quando se aumenta o valor de uma das três componentes do controlador.

Tabela 6.1: Ações das três componentes de um PID, adaptado de [38]

Componente	Tempo de Resposta <i>rise time</i>	Pico <i>Overshoot</i>	Tempo de estabelecimento <i>settling time</i>	Erro em regime estacionário
Proporcional, $K_P$	Diminui	Aumenta	Pequeno Aumento	Diminui
Integral, $K_i$	Pequena Diminuição	Aumenta	Aumenta	Grande Diminuição
Derivativa, $K_d$	Pequena Diminuição	Diminui	Diminui	Pequena Diminuição

## 6.2 Controladores Utilizados

Os controladores utilizados para o controlo dos músculos pneumáticos são do tipo PID pois, são estes que são mais simples de implementar e cumprem com os requisitos de controlo apesar de os dados adquiridos das células de carga conterem mais ruído do que o desejado. Para implementar estes controladores utilizou-se um bloco já existente no LabVIEW em que se tem de definir as seguintes parâmetros:

- Os ganhos das componentes proporcional, integral e derivativa;
- O *setpoint*, que é a força pretendida para cada músculo;
- O intervalo de operação do módulo de saída NI 9264 (0 - 10V);
- A variável que o controlador tem de controlar, neste caso a leitura da célula de carga correspondente;
- O valor do *output* do controlador, que é o valor em tensão que, depois de convertido em corrente pelo conversor da SENECA<sup>®</sup>, é aplicado na válvula reguladora de pressão.

Para a afinação dos controladores foi, numa primeira fase, utilizada a ferramenta de auto-tune do próprio LabVIEW mas os resultados não foram totalmente satisfatórios. Por isso, todos os controladores foram, com base nos valores obtidos no auto-tune, ligeiramente afinados manualmente para obter uma melhor resposta ao sinal de referência, figura 6.4, criado por forma a que os resultados de cada um dos controladores fosse comparável.

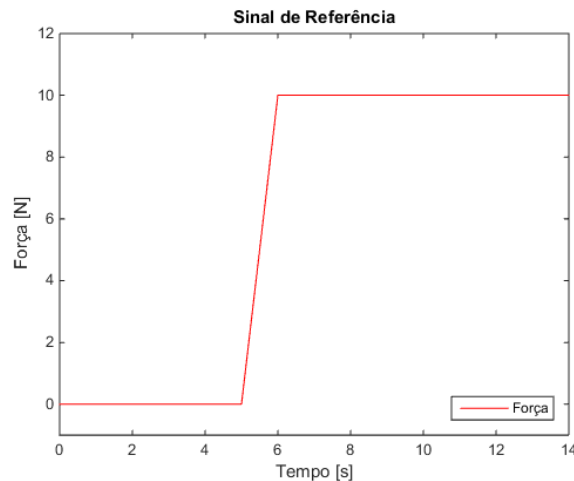
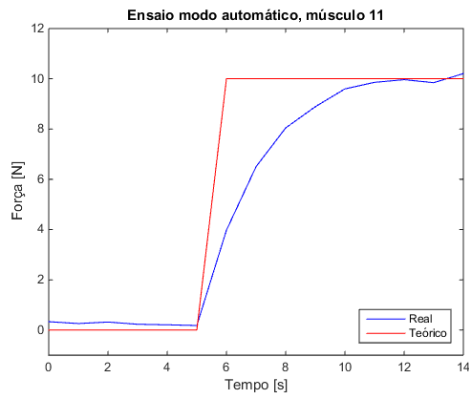
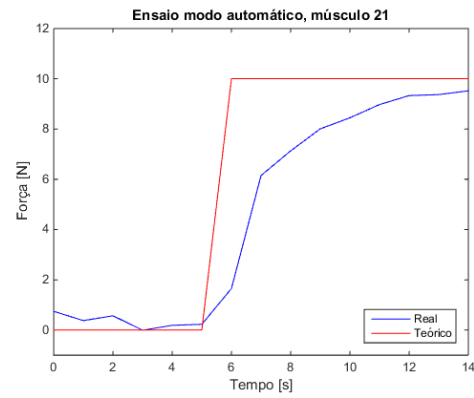


Figura 6.4: Sinal de Referência

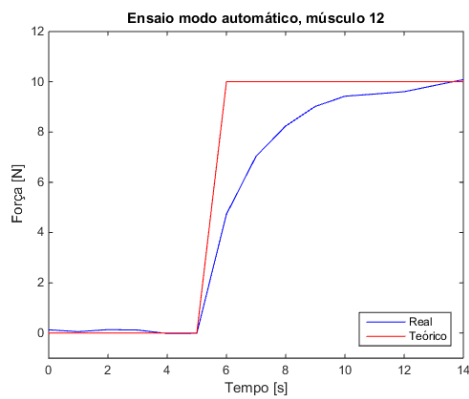
Nas figuras 6.5 e 6.6, podem-se observar respetivamente a resposta dos músculos pneumáticos curtos e longos. A resposta é relativa ao mesmo sinal de referência da figura 6.4. Na tabela 6.2 podem observar-se os parâmetros utilizados para cada uma das componentes do controlador PID aplicado a cada um dos músculos pneumáticos.



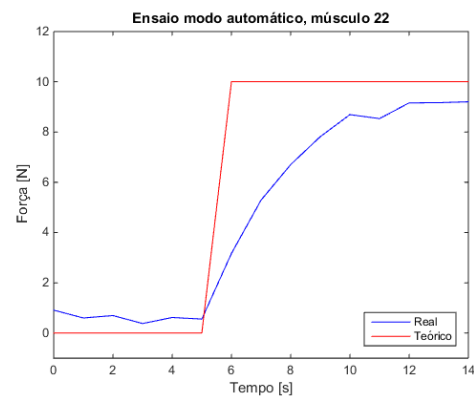
(a) Músculo 11



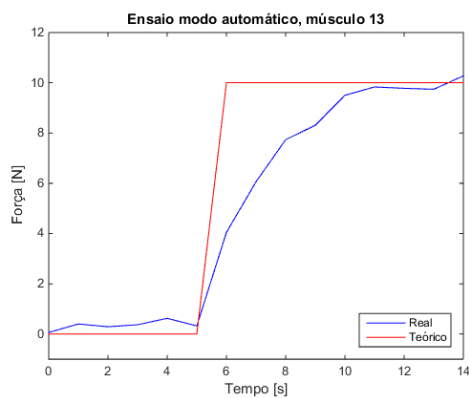
(b) Músculo 21



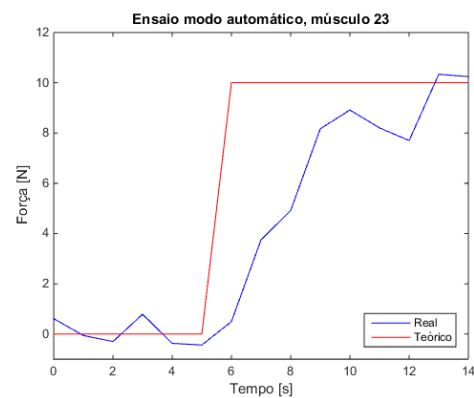
(c) Músculo 12



(d) Músculo 22

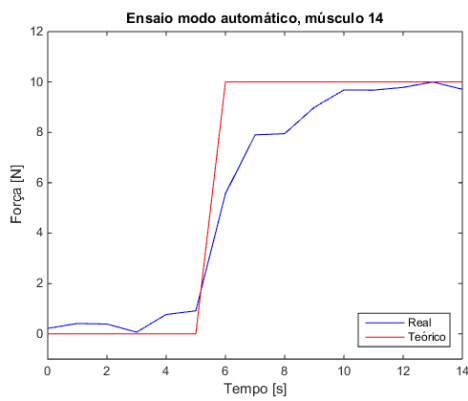


(e) Músculo 13

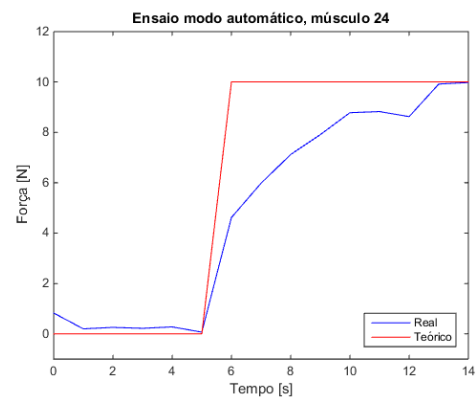


(f) Músculo 23

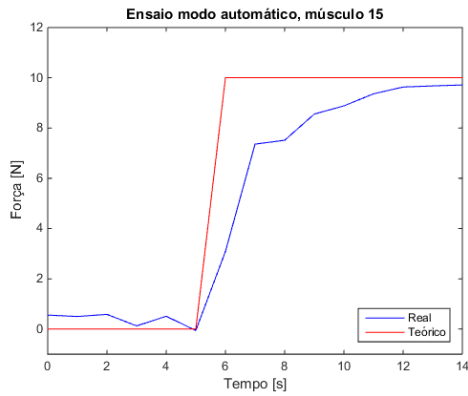
Figura 6.5: Resposta do sistema dos músculos curtos



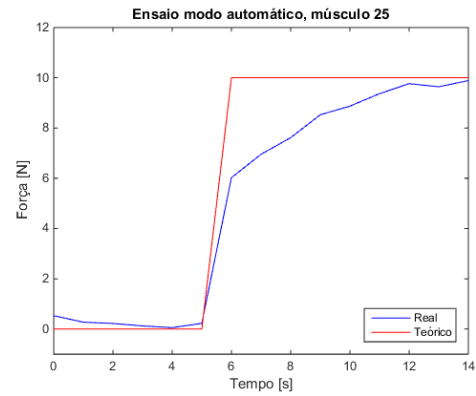
(a) Músculo 14



(b) Músculo 24



(c) Músculo 15



(d) Músculo 25

Figura 6.6: Resposta do sistema dos músculos longos

Tabela 6.2: Tabelas dos parâmetros dos controladores PID

(a) Músculo 11

Componente	Valor
Proporcional, $K_P$	0.22500
Integrativa, $K_i$	0.01000
Derivativa, $K_d$	0.00050

(b) Músculo 21

Componente	Valor
Proporcional, $K_P$	0.13000
Integrativa, $K_i$	0.01000
Derivativa, $K_d$	0.00005

(c) Músculo 12

Componente	Valor
Proporcional, $K_P$	0.40000
Integrativa, $K_i$	0.01000
Derivativa, $K_d$	0.00050

(d) Músculo 22

Componente	Valor
Proporcional, $K_P$	0.30000
Integrativa, $K_i$	0.02000
Derivativa, $K_d$	0.00050

(e) Músculo 13

Componente	Valor
Proporcional, $K_P$	0.20000
Integrativa, $K_i$	0.01000
Derivativa, $K_d$	0.00005

(f) Músculo 23

Componente	Valor
Proporcional, $K_P$	0.23000
Integrativa, $K_i$	0.02000
Derivativa, $K_d$	0.00005

(g) Músculo 14

Componente	Valor
Proporcional, $K_P$	0.22000
Integrativa, $K_i$	0.01500
Derivativa, $K_d$	0.00005

(h) Músculo 24

Componente	Valor
Proporcional, $K_P$	0.15000
Integrativa, $K_i$	0.01500
Derivativa, $K_d$	0.00050

(i) Músculo 15

Componente	Valor
Proporcional, $K_P$	0.24000
Integrativa, $K_i$	0.02000
Derivativa, $K_d$	0.00005

(j) Músculo 25

Componente	Valor
Proporcional, $K_P$	0.22000
Integrativa, $K_i$	0.01500
Derivativa, $K_d$	0.00005

## Capítulo 7

# Ensaaios Experimentais

Neste capítulo vão ser descritos dois ensaios experimentais do simulador. Estes ensaios foram realizados com o intuito de validar o processo de configuração de ensaio em conjunto com o modo automático e ainda o modo manual do simulador. Vai ser também descrito um ensaio realizado no simulador para o estudo da articulação glenohumeral.

### 7.1 Definição do Ensaio

O ensaio experimental, figura 7.1, foi pensado com o intuito de validar o funcionamento do simulador de uma forma simples. O ensaio consistiu no levantamento de uma massa conhecida, de 2.7kg (aproximadamente 27N), recorrendo à utilização dos diferentes modos de operação do simulador. O modo automático foi validado recorrendo ainda à aplicação desenvolvida para configuração de ensaios do simulador por forma a validar todo o trabalho desenvolvido. Para confirmar se o simulador estava efetivamente a suportar a massa utilizou-se uma balança.

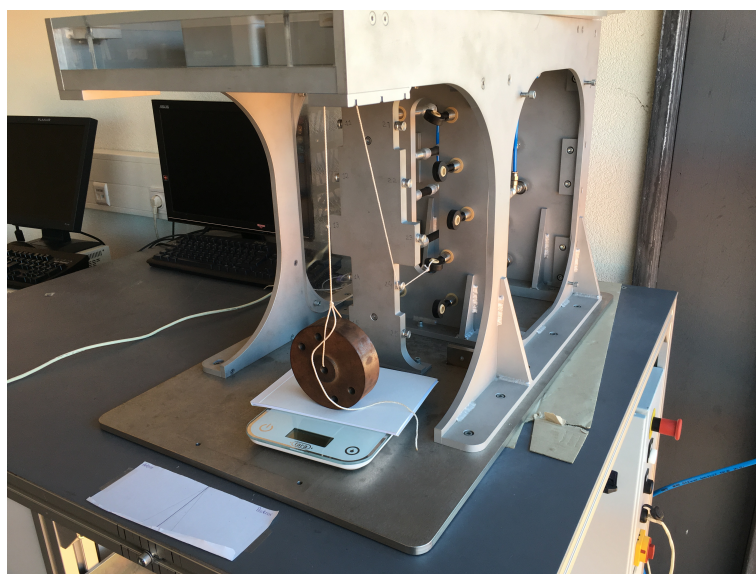


Figura 7.1: Ensaio realizado, modo automático

### 7.1.1 Modo Automático

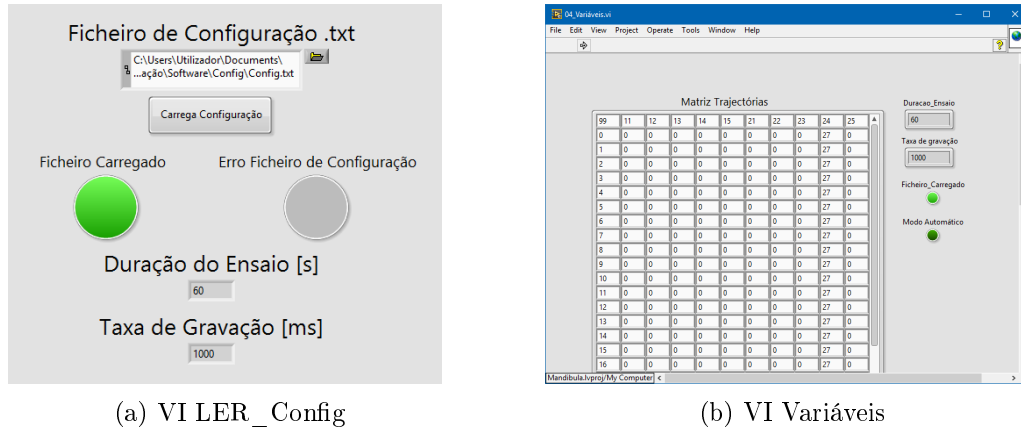
No ensaio ao modo automático do simulador, figura 7.1, incluiu-se também o ensaio à aplicação desenvolvida em MATLAB para configurar os ensaios a realizar pelo simulador. O ensaio consistiu na utilização do modo de configuração através de funções definidas diretamente pelo utilizador na aplicação. Nessa mesma aplicação foi definido que seria utilizado o músculo 24 para a realização da força de 27N necessária para suspender a massa. Foi também definido que o teste teria a duração de um minuto e os dados seriam gravados a um período de 1000ms (1Hz), figura 7.2. Após a configuração do ensaio foi gerado o ficheiro de configuração que posteriormente será lido pelo VI ‘Ler\_Config’. Este ficheiro, como se pode comprovar na figura 7.3, foi gerado corretamente segundo as normas estabelecidas em 5.2.2.

Figura 7.2: Aplicação de configuração com os requisitos do ensaio

Figura 7.3: Ficheiro de configuração gerado



Tendo o ficheiro de configuração sido gerado corretamente passou-se ao seu carregamento para o projeto de LabVIEW. Na figura 7.4a pode observar-se que o ficheiro foi corretamente carregado visto que no VI ‘Variáveis’, figura 7.4b, a matriz de trajetórias em força corresponde ao previamente definido no ficheiro de configuração do ensaio.

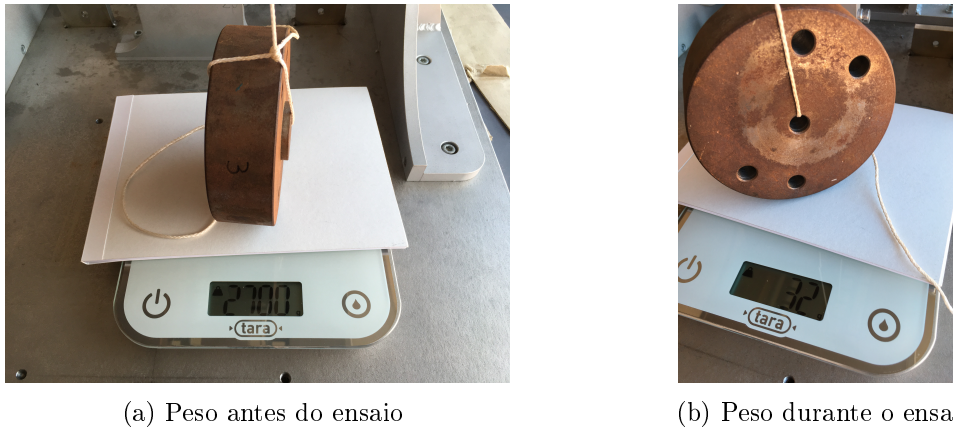


(a) VI LER\_Config

(b) VI Variáveis

Figura 7.4: Carregamento do ficheiro de configuração

Após o carregamento do ficheiro de configuração iniciou-se o ensaio, tendo este ocorrido com normalidade apenas com um ligeiro desvio, que se pode observar na figura 7.5b, de 0.032kg (aproximadamente 0.32N). Como foi descrito acima o método utilizado para a confirmação da suspensão da massa por parte do simulador consistiu na utilização de uma balança colocada por debaixo da massa, tendo sido esta balança que indicou o erro de 0.032kg.



(a) Peso antes do ensaio

(b) Peso durante o ensaio

Figura 7.5: Peso utilizado no ensaio automático

Finalizado o ensaio fez-se a leitura do ficheiro de resultados gerado pelo VI ‘Modo Automático’ recorrendo à aplicação desenvolvida, em MATLAB, para o efeito, figura 7.6, tendo depois efetuado o gráfico presente na figura 7.7 onde se pode observar que o objetivo do teste foi cumprido e que o simulador exerceu a força de 27N como esperado.

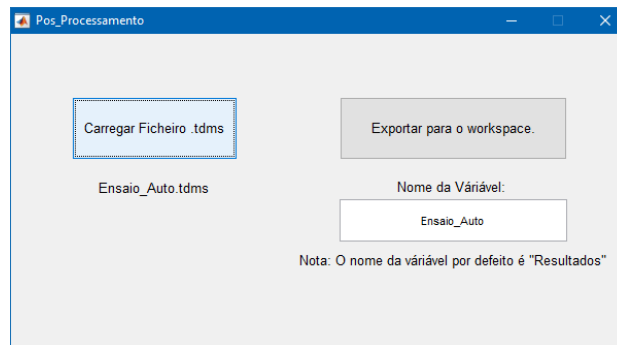


Figura 7.6: Aplicação Pos\_Processamento dos dados recolhidos durante o ensaio

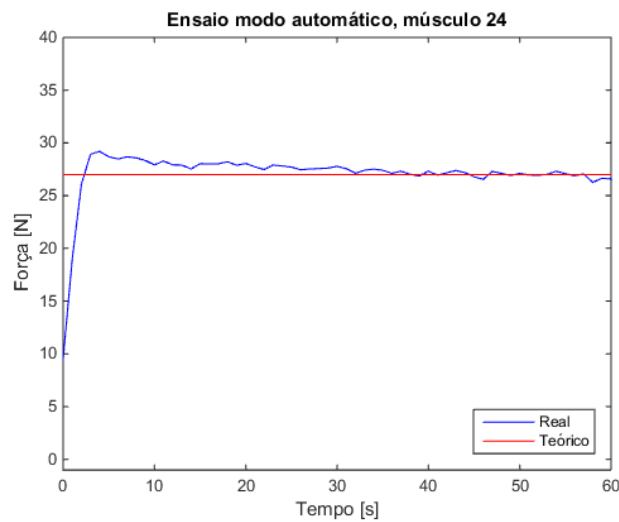


Figura 7.7: Gráfico dos dados adquiridos pela célula de carga

### 7.1.2 Ensaio ao Modo Manual

O ensaio ao modo manual, figura 7.8, foi realizado para a validação do controlo manual dos músculos. Esta validação recorreu ao ensaio definido em 7.1, que consiste na suspensão de uma massa conhecida de 2.7kg (aproximadamente 27N). Mais uma vez, e para confirmar que a massa foi efetivamente levantada, utilizou-se o mesmo método do ensaio ao modo automático recorrendo a uma balança colocado por debaixo da mesma. Sendo que, no caso do ensaio do modo manual, o erro foi de 0.027kg (aproximadamente 0.27N). Para este ensaio o músculo selecionado foi o músculo 12.

Figura 7.8: *Setup* do ensaio

Figura 7.9: Peso após estabilização do sistema

## 7.2 Ensaio Articulação Glenohumeral

O simulador, para o qual o sistema de controlo foi desenvolvido, foi utilizado por Bola, Ramos e Simões no artigo ‘Desenvolvimento de Modelo Experimental da Articulação Glenohumeral’ [39]. Neste artigo são utilizados por forma a estudar as deformações presentes naquela articulação quatro ações musculares [39]. Estas ações musculares são aplicadas pelos músculos pneumáticos do simulador desenvolvido durante esta dissertação.

Os músculos utilizados para o ensaio, figura 7.10, foram os 14, 24, 22, 24 e 25 sendo que o conjunto 14 e 22 representa uma só ação muscular.

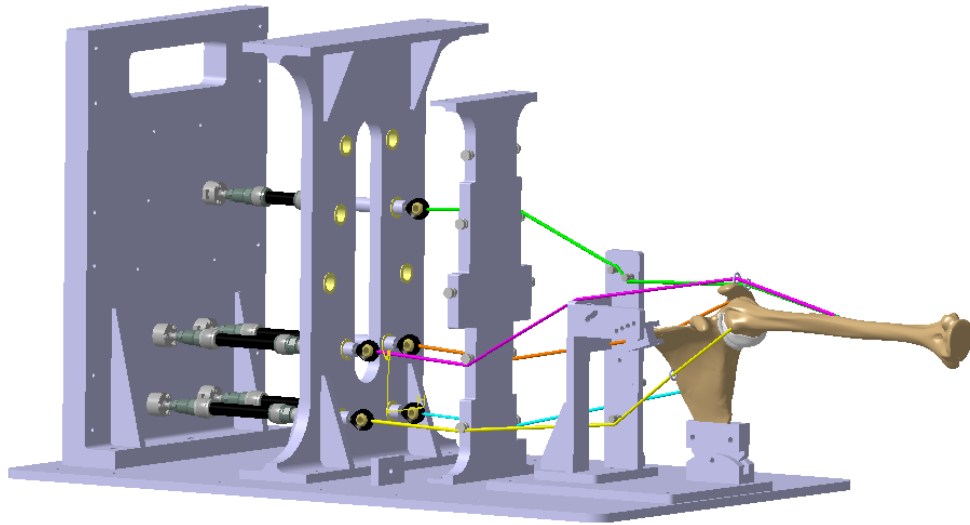


Figura 7.10: Esquema do ensaio experimental da articulação glenohumeral, retirado de [39]

Como é possível analisar nas figura 7.10 e 7.11, as ações dos músculos recriam as ações musculares dos músculos reais, sendo que;

- O músculo Deltoide é recriado pelos músculos pneumáticos 14 e 22;
- O músculo Subescapular é recriado pelo músculo pneumático 15;
- O músculo Infraespinhal é recriado pelo músculo pneumático 25;
- O músculo Supraespinhal é recriado pelo músculo pneumático 24.

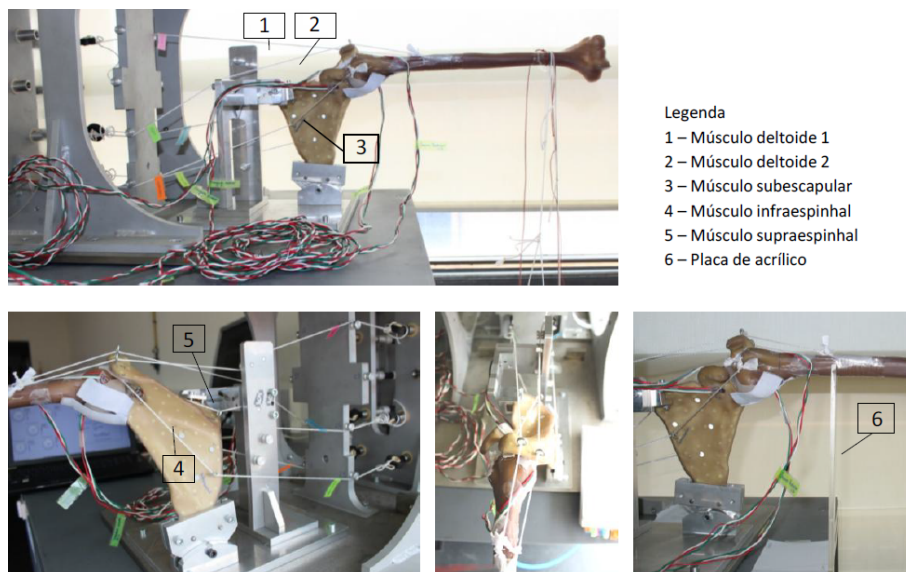


Figura 7.11: Ensaio experimental da articulação glenohumeral, retirado de [39]

As forças que o simulador teve de exercer para recriar as ações musculares podem ser analisadas na tabela 7.1.

Tabela 7.1: Forças aplicadas pelo simulador, adaptado de [39]

<b>Músculo Real</b>	<b>Músculo Pneumático</b>	<b>Força [N]</b>
<b>Deltoide</b>	14	113
<b>Deltoide</b>	22	113
<b>Subescapular</b>	15	169
<b>Infraespinal</b>	25	90
<b>Supraespinal</b>	24	68

Devido às limitações dos músculos do ponto de vista do seu curso, e para que os músculos pudessem exercer as forças requeridas, foi necessário pré tensionar os fios. Esta pré tensão foi dada roscando as conexões dos fios aos veios dos músculos pneumáticos induzindo assim pré tensão nos fios para, assim, o simulador conseguir exercer no modelo composto as forças necessárias ao ensaio em causa.

Com este ensaio valida-se a capacidade do simulador do Laboratório de Biomecânica do Departamento de Engenharia Mecânica poder ser utilizado em mais do que uma aplicação no ramo da biomecânica.



## Capítulo 8

# Conclusões e Trabalhos Futuros

### 8.1 Conclusão

O trabalho apresentado nesta dissertação descreve o desenvolvimento de um sistema de controlo para um simulador da articulação temporomandibular existente no Laboratório de Biomecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

Durante o desenvolvimento desta dissertação foram necessárias fazer algumas atualizações ao simulador. A principal atualização consistiu na necessidade de desenvolver um conversor tensão/corrente e um regulador de tensão necessários para a aquisição de dados provenientes da célula de carga de seis canais KYOWA®. Este conversor é capaz de converter o sinal vindo da célula de carga em tensão num sinal em corrente possível de ser lido pelo módulo de entrada NI 9237.

As aplicações de MATLAB foram desenvolvidas com o objetivo de tornar a interface Homem-Máquina o mais intuitiva possível. Todas as aplicações tem uma função de deteção de erros tornando, assim, o processo mais confiável não permitindo uma configuração incorreta dos parâmetros do sistema pois, quando existem erros de parametrização, surgem avisos e o ficheiro de configuração é gerado com uma mensagem que, quando o labVIEW abre este ficheiro, deteta imediatamente que se trata de um ficheiro erradamente configurado e não executa qualquer ensaio.

Quanto ao projeto desenvolvido em labVIEW, todos os seus VIs também foram pensados para operarem da maneira mais intuitivamente possível no ponto de vista do utilizador final. Para iniciar um ensaio, basta carregar um ficheiro de configuração (gerado na aplicação de MATLAB), selecionar a localização e nome do ficheiro onde se querem gravar os resultados e pressionar o botão *START*.

A principal lacuna desta dissertação centra-se nos controladores dos músculos que, apesar de terem sido alvo de um trabalho de tentativa e erro e de conseguirem seguir trajetórias em força dos músculos, são bastante lentos. Estes erros de seguimento de trajetória devem-se essencialmente à existência de atritos e ao ruído existente no sinal vindo das células de carga. O atrito existente situa-se entre os veios, que estão ligados aos músculos, e os respetivos casquilhos que não estão 100% alinhados causando assim atrito.

O ruído do sinal proveniente da célula de carga pode dever-se ao mau posicionamento da fonte de alimentação (é uma fonte comutada) dentro do quadro elétrico, que se situa demasiado próximo dos módulos de entrada NI 9237.

A base de trabalho desenvolvida ao longo desta dissertação vai ser, com toda a certeza, utilizada na continuação do desenvolvimento e aperfeiçoamento deste simulador, pois, este tem um enorme potencial, não só para o estudo da articulação temporomandibular mas também para o estudo de outras articulações do corpo humano.

Por fim, pode-se dizer que, todos os objetivos propostos para esta dissertação foram cumpridos visto que, o simulador se encontra pronto a funcionar com uma interface gráfica simples e intuitiva que permite facilmente configurar e executar um qualquer ensaio que se enquadre com este simulador. Uma prova disso mesmo é este simulador ter sido utilizado para validação de simulações numéricas de próteses da articulação glenohumeral.

## 8.2 Trabalhos Futuros

A principal fonte de problemas do simulador encontra-se no ruído elétrico presente no sinal das células de carga. Propõe-se por isso, uma redefinição do *layout* do quadro elétrico, um estudo sobre a possibilidade da utilização de entradas diferenciais e ainda a colocação de filtros passa-baixo nas entradas dos módulos de aquisição de dados do simulador.

Um dos problemas também encontrados quer no desenvolvimento desta dissertação quer nos teste realizados à articulação glenohumeral, é o tipo de fio a usar na ligação músculo-mandíbula, pois, estes revelam ser um dos pontos críticos deste conceito de simulador. Por isso, é de extrema importância encontrar um fio capaz de suportar as cargas aplicadas pelo simulador, ter pouco atrito com as guias metálicas e, principalmente, que tenha uma baixa deformação.

No que toca à simulação da articulação temporomandibular e para tornar este simulador num simulador dinâmico, é necessário a instalação de três motores (1 por eixo) na frente do simulador. Estes motores servirão para recriar o movimento de abertura/fecho da mandíbula e, assim, testar de forma mais realista a articulação em causa.

No que respeita aos controladores seria de todo oportuno estudar outras metodologias de controlo como por exemplo a lógica difusa que é particularmente pertinente para este simulador devido às não linearidades presentes no sistema. Estas não linearidades devem-se não só ao facto de este sistema ser um sistema pneumático (devido à compressibilidade do ar) mas também, ao facto de existir atrito entre os veios e os respetivos casquilhos (devido à existência de alguns desalinhamentos).

Por último, é também oportuno adicionar uma válvula reguladora de pressão e um acumulador para estabilizar a pressão de trabalho do simulador.



# Bibliografia

- [1] L. Guarda-Nardini, D. Manfredini, and G. Ferronato, “Temporomandibular joint total replacement prosthesis: current knowledge and considerations for the future,” *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 37, no. 2, pp. 103–110, 2008.
- [2] M. K. Murphy, R. F. MacBarb, M. E. Wong, and K. A. Athanasiou, “Temporomandibular Joint Disorders: A Review of Etiology, Clinical Management, and Tissue Engineering Strategies,” vol. 28, no. 6, 2015.
- [3] W. L. Xu, J. E. Bronlund, J. Potgieter, K. D. Foster, O. Röhrle, A. J. Pullan, and J. A. Kieser, “Review of the human masticatory system and masticatory robotics,” *Mechanism and Machine Theory*, vol. 43, no. 11, pp. 1353–1375, 2008.
- [4] B. Daumas, W. L. Xu, and J. Bronlund, “Jaw mechanism modeling and simulation,” *Mechanism and Machine Theory*, vol. 40, no. 7, pp. 821–833, 2005.
- [5] C. Meyer, J. L. Kahn, A. Lambert, P. Boutemy, and A. Wilk, “Development of a static simulator of the mandible,” *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, vol. 28, pp. 278–286, 2000.
- [6] B. Galer, N. Hockenberry, J. Maloof, M. Monte-lowry, and K. O. Donnell, “Human Jaw Motion Simulator,” *Capstone Design Program: Mechanical Engineering*, vol. Paper 65, pp. 1–112, 2007.
- [7] T. Usui, K. Maki, Y. Toki, Y. Shibasaki, H. Takanobu, A. Takanishi, D. Hatcher, and A. Miller, “Measurement of mechanical strain on mandibular surface with mastication robot: influence of muscle loading direction and magnitude.,” *Orthodontics & craniofacial research*, vol. 6 Suppl 1, pp. 163–167; discussion 179–182, 2003.
- [8] J. F. Meullenet and R. K. Gandhapuneni, “Development of the BITE Master II and its application to the study of cheese hardness,” *Physiology and Behavior*, vol. 89, no. 1, pp. 39–43, 2006.
- [9] D. Stewart, “A platform with six degrees of freedom,” *ARCHIVE: Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers 1847-1982 (vols 1-196)*, vol. 180, no. 1965, pp. 371–386, 1965.
- [10] K. Alemzadeh and D. Raabe, “Prototyping Artificial Jaws for the Bristol Dento-Munch Robo-Simulator,” *Annual International Conference of the IEEE Engineering*

- in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, pp. 1453–1456, 2007.
- [11] D. Raabe, K. Alemzadeh, A. J. L. Harrison, and A. J. Ireland, “The chewing robot: A new biologically-inspired way to evaluate dental restorative materials,” *Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, EMBC 2009*, pp. 6050–6053, 2009.
- [12] E. Flores, S. Fels, and E. Vatikiotis-Bateson, “Chew on this: Design of a 6DOF anthropomorphic robotic jaw,” *Proceedings - IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, pp. 648–653, 2007.
- [13] J. Carneiro, “Modelação e controlo de actuadores pneumáticos utilizando redes neurais artificiais,” 2007.
- [14] G. K. Klute, J. M. Czemiecki, and B. Hannafod, “Artificial Muscles: Actuators for Biotic Systems,” pp. 1–48.
- [15] F. Daerden and D. Lefeber, “Pneumatic artificial muscles: actuators for robotics and automation,” *Eur J Mech Eng*, vol. 47, no. 1, pp. 10–21, 2000.
- [16] Festo Automation, “DMSP Fluidic Muscle DMSP / MAS,” 2007.
- [17] Festo Automation, “Filter Regulators MS-LFR , Inch Series Filter Regulators MS-LFR , Inch Series,” 2014.
- [18] Festo Automation, “On-off / soft-start valves MS-EM / EE / DL / DE , MS series,” 2016.
- [19] Festo Automation, “Proportional pressure regulators VPPM Catalogue,” 2016.
- [20] HBM, “U9B Force Transducers.”
- [21] KYOWA, “LFX-A Compact 6-Component Force Transducer With Amplifier Instruction Manual.”
- [22] National Instruments, “CompactRIO Integrated Systems with Real-Time Controller and Reconfigurable Chassis NI cRIO-907x,” 2011.
- [23] National Instruments, “DATASHEET NI 9237,” 2015.
- [24] National Instruments, “Current Input Module NI 9208,” 2014.
- [25] National Instruments, “Analog Output, NI 9264,” 2014.
- [26] Mean Well, “DR-120-24, DATASHEET,” 2013.
- [27] Texas Instruments, “LMx17HV High Voltage Three-Terminal Adjustable Regulator With Overload Protection,” 2015.
- [28] M. Nahvi and J. A. Edminister, *Theory and Problems of Electric Circuits*. fourth ed.

- 
- [29] SENECA, “K109UI, Manual.”
- [30] T. Instruments, “LMx58-N Low-Power , Dual-Operational Amplifiers,” 2014.
- [31] P. Horowitz and W. Hill, *The Art of Electronics*. Cambridge University Press, 3rd ed., 2015.
- [32] Mathworks, “Creating Graphical User Interfaces R 2015 a,” 2015.
- [33] A. Visioli, *Practical PID Control*. Springer, 2011.
- [34] P. Vanvuchelen and B. D. Moor, “RaPID : THE END OF HEURISTIC PID TUNING Peter Van Overschee , Christiaan Moons , Wim Van Brempt,” no. Windows 95.
- [35] D. Sellers, “An Overview of Proportional plus Integral plus Derivative Control and Suggestions for Its Successful Application and Implementation,” vol. 50, pp. 4503–4507, 2007.
- [36] A. O’Dwyer, *Handbook of PI and PID controller tuning rules*. Imperial College Press, 3rd ed., 2009.
- [37] N. S. Nise, *Control Systems Engineering*. John Wiley & Sons, 6th ed., 2011.
- [38] Y. Li, K. Ang, and G. Chong, “PID Control System Analysis and Design,” *IEEE Control Systems Magazine*, vol. 26, no. November, pp. 32–41, 2007.
- [39] M. Bola, A. Ramos, and J. A. Simões, “DESENVOLVIMENTO DE MODELO EXPERIMENTAL DA ARTICULAÇÃO GLENOHUMERAL,” pp. 1–10, 2016.

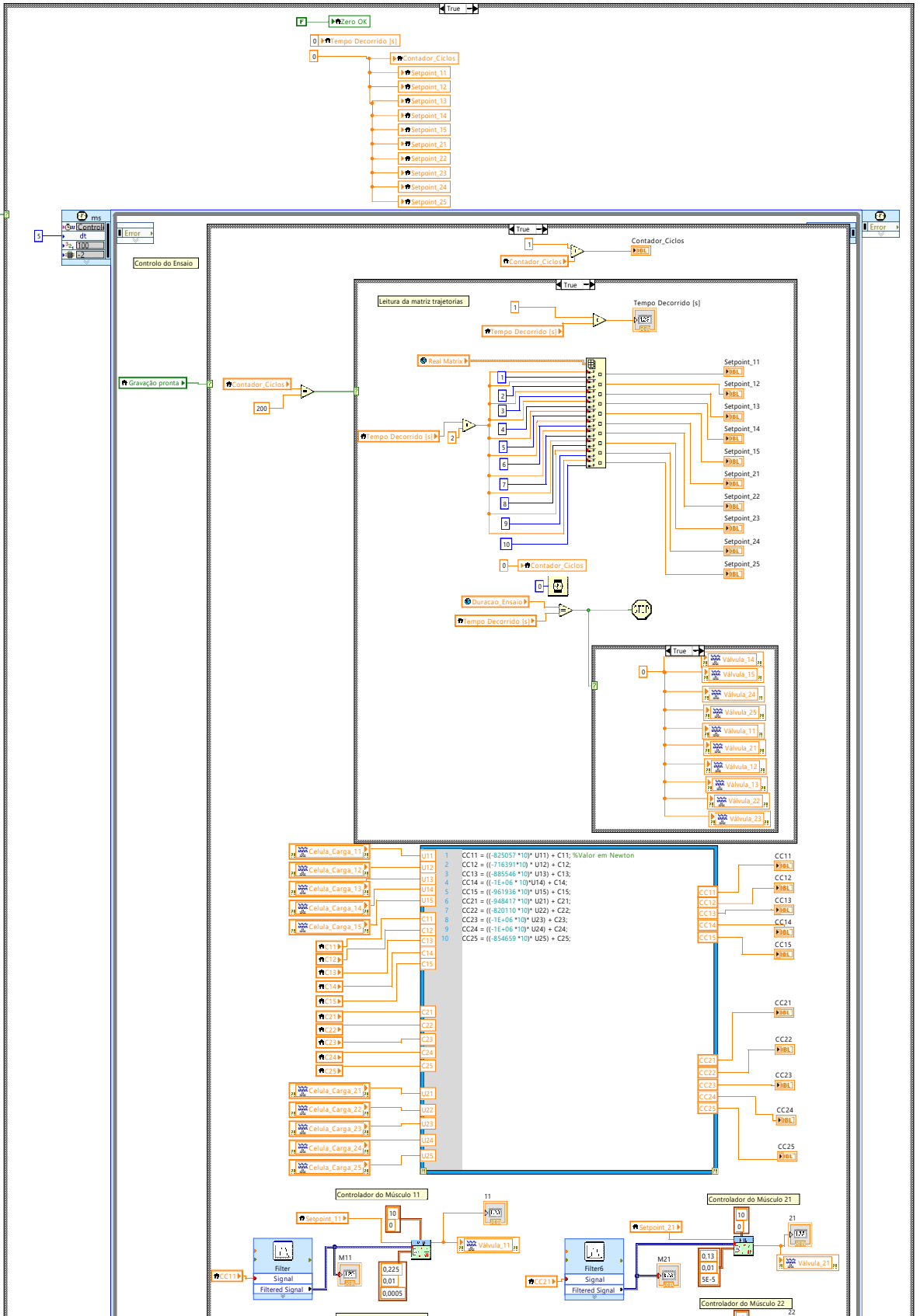
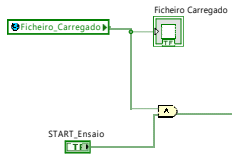
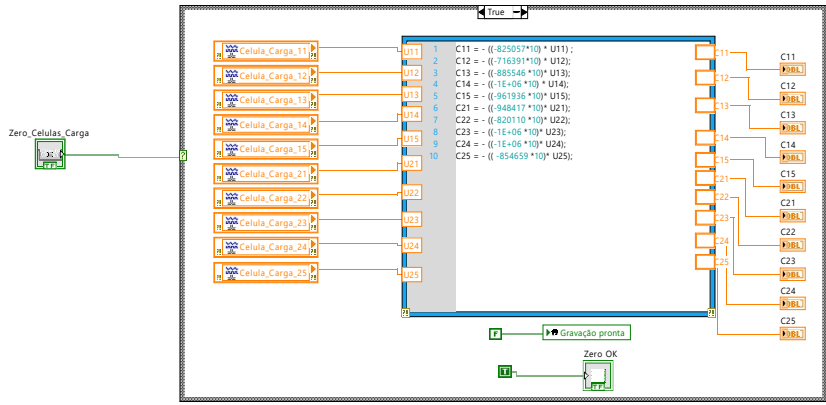


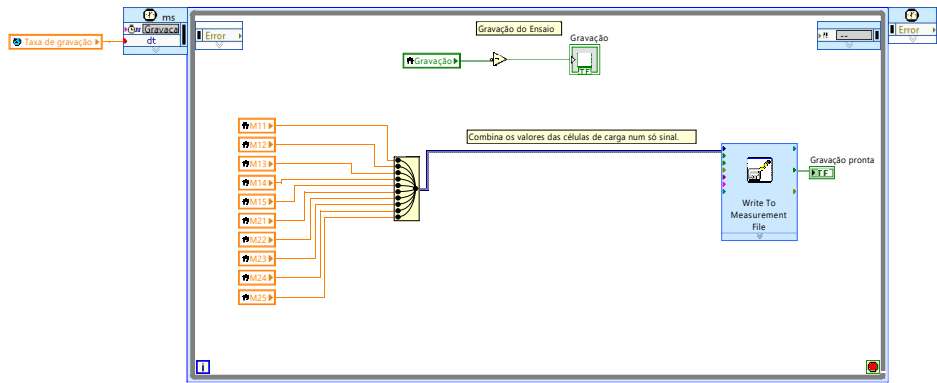
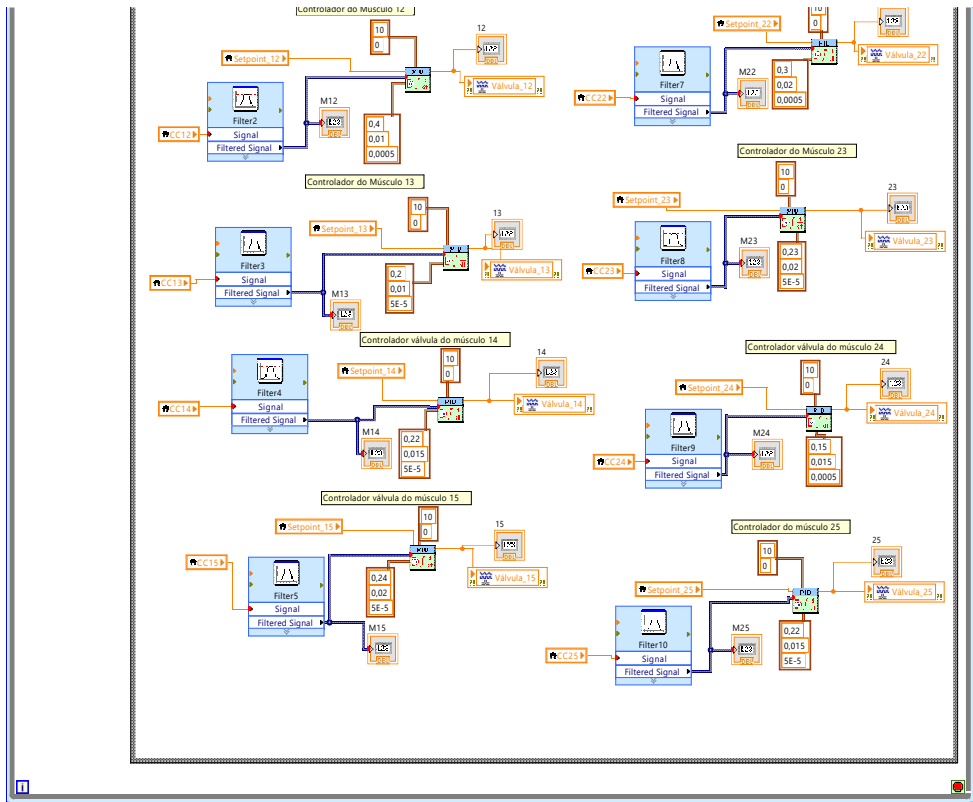
## Anexos A

# Projeto LabVIEW

### A.1 Modo Automático









## A.2 Ler\_Config



