



Instituto Politécnico de Tomar
Escola Superior de Tecnologia de Tomar

João Pedro Carvalho Dias

Desenvolvimento de uma ortótese robótica para assistência da mão

Projeto de Mestrado

Orientado por:

Professor Doutor Gabriel Pires

Professor Doutor Carlos Ferreira

Dissertação apresentada ao Instituto Politécnico de Tomar
para cumprimento dos requisitos necessários
à obtenção do grau de Mestre
em Engenharia Eletrotécnica com Especialização em Controlo e Eletrónica Industrial

À minha mãe ...

RESUMO

Atualmente são muitos os casos clínicos onde existe perda de mobilidade, a qual pode ser extremamente limitante, afetando a realização de atividades básicas do dia-a-dia. A evolução da tecnologia em geral, e dos sistemas robóticos em particular, tem permitido o desenvolvimento de sistemas de reabilitação e assistência motora, com cada vez maior eficiência, usabilidade e baixo custo. Vários estudos mostram que a utilização de sistemas robóticos pode auxiliar na reabilitação motora, ajudando a uma mais rápida recuperação. Nos casos em que não é possível recuperação, os sistemas robóticos de assistência, tais como exoesqueletos, podem ajudar enormemente no ganho de funcionalidade/mobilidade dos membros afetados.

Com a presente dissertação pretende-se estudar e realizar um sistema para assistência da mão para pessoas com limitações motoras na mão. Para isso, foi desenvolvido um protótipo de um exoesqueleto designado por *Assistive Robotic Hand Orthosis* (ARHO). O sistema é composto por um exoesqueleto da mão desenhado e impresso em 3D baseado num molde da mão de um participante hemiplégico. A atuação do exoesqueleto é realizada por dois motores lineares controlados por um microcontrolador *Arduíno Mega2560* que permitem realizar os movimentos de abertura e fecho da mão. O sistema possui um modo manual, para controlo direto de abertura/fecho com a mão saudável, e um modo automático em que o acionamento é realizado através da deteção de sinais eletromiográficos (EMG) colocados no antebraço e que medem a intenção do utilizador (este módulo de processamento foi desenvolvido num outro projeto que decorreu em paralelo com o objetivo de complementar o sistema ARHO). A unidade de processamento é responsável pelo controlo do servomecanismo através de um controlador de posição PID digital e pelo processamento de sinal EMG.

Foram testados com sucesso os vários módulos que compõem o protótipo do exoesqueleto, estando neste momento em fase uma nova modelação 3D completamente ajustada à mão ao participante.

Palavras-chave: Exoesqueleto de mão, assistência, reabilitação modelação 3D, controlador PID, baixo custo.

ABSTRACT

There are currently many clinical cases where there is loss of mobility, which can be extremely limiting, affecting the performance of basic activities of daily living. The evolution of technology in general, and of robotic systems in particular, has allowed the development of motor rehabilitation and assistance systems, with increasing efficiency, usability and low cost. Several studies show that the use of robotic systems can aid in motor rehabilitation, helping a faster recovery. In cases where recovery is not possible, robotic assistance systems, such as exoskeletons, can greatly aid in the gain in functionality / mobility of affected limbs

This dissertation intends to study and perform a hand movement assistive system for people with motor limitations in the hand. For this, a prototype of an exoskeleton called assistive Robotic Hand orthosis (ARHO) was developed. The system consists of an exoskeleton of the hand drawn and printed in 3D based on a mold of the hand of a hemiplegic participant. The action of the exoskeleton is performed by two linear motors controlled by a microcontroller Arduino Mega2560 that allow to perform the opening and closing movements of the hand. The system has a manual mode, for direct opening/closing control with the healthy hand, and an automatic mode in which the drive is performed by detecting electromyographic (EMG) signals placed on the forearm and measuring the user's intent (this Processing module was developed in another project that ran in parallel with the objective of complementing the ARHO system). The processing unit is responsible for controlling the servomechanism through a digital PID position controller and by the EMG signal processing.

The various modules that compose the orthosis prototype were successfully tested, and a new 3D modelling completely adjusted by hand to the participant is currently in phase.

Keywords: hand exoskeleton, assistance, rehabilitation 3d modelling, PID controller, low cost.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar quero agradecer à Escola Superior de Tecnologia, do Instituto Politécnico de Tomar, por toda a disponibilidade no acesso às instalações ao longo da realização dos trabalhos. Neste contexto quero agradecer em particular ao laboratório VITA.ipt, Vida Assistida por Ambientes Inteligentes por me ter acolhido, possibilitando a realização da presente dissertação de mestrado.

Desejo ainda agradecer aos orientadores Professor Gabriel Pires e Professor Carlos Ferreira e ainda ao Engenheiro Pedro Neves, por todo o apoio e disponibilidade demonstrados ao longo da realização deste trabalho.

Desejo expressar uma palavra de agradecimento ao participante clínico e a toda a família pela disponibilidade e participação no projeto, à clínica Clini4you, e à terapeuta Kátia Pereira, pelo apoio prestado na realização do molde da mão do paciente e por nos ter recebido nas suas instalações.

Pretendo agradecer aos meus pais por todo o apoio incondicional e à empresa Luságua, Serviços Ambientais S.A., sendo este extensível aos meus colegas de trabalho, por todo o apoio na gestão dos horários.

Dirijo aqui uma palavra de apreço e agradecimento ao Diogo Farinha por todo o apoio, ajuda e camaradagem ao longo destes anos de licenciatura e mestrado.

Por fim incluo nesta lista os meus amigos, em especial aos cinco (com o Francisquinho) por todo o apoio, força e motivação que sempre me deram nos momentos mais cansativos.

Um muito obrigado a todos!

Este trabalho teve o enquadramento e apoio financeiro dos seguintes projetos IC&DT:

- EXOBIKE CENTRO-01-0145-FEDER- 24013 com fundos do FEDER através dos programas operacionais CENTRO2020 e FCT;
- B-RELIABLE: SAICT/30935/2017 com fundos FEDER/FNR/OE através dos programas CENTRO2020 e FCT.

Índice

RESUMO	v
ABSTRACT	vii
AGRADECIMENTOS	ix
Índice de figuras	xiii
Índice de diagramas	xviii
Índice de tabelas	xix
Lista de abreviaturas e siglas	xxi
1. Introdução	1
2. Estado da arte e conceitos introdutórios	5
2.1. Dispositivos de reabilitação e assistência	5
Ossos e Articulações	6
Músculos	8
Tendões e Ligamentos	9
Bases para a construção de um exoesqueleto para a mão	10
2.2. Materiais emergentes	12
2.2.1. SMA – <i>Shape memory alloy</i>	13
2.2.2. EAP - ElectroActive Polymers	16
2.2.3. Nylon fibers made to flex like muscles	19
2.2.4. Fluid-driven origami-inspired artificial muscles [14]	21
2.3. Sistemas de Reabilitação	24
2.4. Sistemas de Assistência	34
3. Motorização do ARHO	43
3.1. Sistema inicial - ensaios com participante P1	43
3.1.1. Ortótese original	43
3.1.2. Sistema de atuação	45
3.1.3. Motores	47
3.2. Desenvolvimento de controlador do ARHO	47
3.2.1. <i>Drive de potência</i>	48
3.2.2. <i>Firmware</i> de gestão	52
4. Modelação e controlo do motor do exoesqueleto	61
4.1. Constante de tempo do motor	61

4.2.	Função de transferência	65
4.3.	Controlador	68
4.3.1.	Conceitos introdutórios	68
4.4.	Sintonização de controlador P	72
	Controlador contínuo	72
	Controlador discreto	75
	Equação de diferenças do controlador	79
4.5.	Controlador PI	80
	Controlador contínuo	80
	Controlador discreto	83
	Equação de diferenças do controlador PI	85
4.6.	Controlador PID.....	86
	Controlador contínuo	86
	Controlador discreto	89
	Equação de diferenças do controlador PID	93
4.7.	Teste experimental dos controladores	95
5.	Modelação 3D da ortótese e testes	99
5.1.	Ortótese com modelo 3D disponível	99
5.2.	Modelação 3D personalizada da ortótese	100
5.3.	Testes de Funcionamento da Ortótese	108
6.	Conclusão	113
	Referências	115

Índice de figuras

FIGURA 1 - OSSOS E ARTICULAÇÕES DA MÃO HUMANA [2]	7
FIGURA 2 - MÚSCULOS EXTENSORES DA MÃO	9
FIGURA 3 - ALGUNS DOS TENDÕES E LIGAMENTOS DA MÃO	10
FIGURA 4 - TIPOS DE MECANISMOS MAIS UTILIZADOS PARA MANTER O EIXO DE ROTAÇÃO. [2]	11
FIGURA 5 - CLASSIFICAÇÃO DOS EXOESQUELETOS DA MÃO DE ACORDO COM VARIADOS CRITÉRIOS [2]	12
FIGURA 6 - ANTENA SATÉLITE EM SMA [11]	13
FIGURA 7 - PAINEL DE ABERTURA DA CÉLULA SOLAR DA MARS PATHINDER ROVER [11]	14
FIGURA 8 - ATUADOR LINEAR [11]	14
FIGURA 9 - UTILIZAÇÃO DO SMA COMO ATUADOR ANGULAR [11]	15
FIGURA 10 - PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO EAP IÔNICO [10]	16
FIGURA 11 - PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO EAP ELETRÔNICO [10]	17
FIGURA 12 - FLEX2, ROBÔ USANDO ATUADORES EAP [10]	19
FIGURA 13- FACE ARTIFICIAL, MONTADA EM ALBERT HUBO (INSTITUTO AVANÇADO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA DA COREIA (KAIST), HANSON ROBOTICS) [10]	19
FIGURA 14 - MODELO 3D DE LUVA COM ATUADORES EAP [10]	19
FIGURA 15 - MÃO, ESQUELETO E ESTRUTURA EMULADA PARA A UTILIZAÇÃO COM ATUADORES EAP [10]	19
FIGURA 16- FIBRA DE NYLON EM EXTENSÃO	21
FIGURA 17 - FIBRA DE NYLON EM FLEXÃO	21
FIGURA 18 - ESQUEMA DE CONSTRUÇÃO DO MUSCULO ARTIFICIAL [14]	22
FIGURA 19 - MUSCULO ARTIFICIAL EXEMPLO DE APLICAÇÃO [14]	23
FIGURA 20 - MUSCULO ARTIFICIAL MÃO ROBÓTICA, EXEMPLO DE APLICAÇÃO [14]	24
FIGURA 21 - ARTICULAÇÕES DOS DEDOS [32]	25
FIGURA 22 - EXOESQUELETO UTILIZADO NO ENSAIO CLÍNICO DE EVAN A SUSANTO, RAYMOND KY TONG, CORINNA OCKENFELD AND NEWMEN SK HO [1]	26
FIGURA 23 - MOVIMENTOS E TIPOS DE PREENSÃO [15]	27
FIGURA 24 - COMPONENTES UTILIZADOS NO SISTEMA [8]	28
FIGURA 25 - SISTEMA EXOESQUELETO DESENVOLVIDO [8]	28

FIGURA 26 - MONTAGEM DOS SENSORES DE MEDIÇÃO DE FORÇA [6]	28
FIGURA 27 - DESENHO DO SISTEMA PARA A MÃO DIREITA [6]	29
FIGURA 28 - MONTAGEM DO SISTEMA NUM PACIENTE [6]	29
FIGURA 29 - DIAGRAMA DO SISTEMA ROBOTIC GLOVE [9]	31
FIGURA 30 - SISTEMA ROBOTIC GLOVE COMPLETO NUM "PACIENTE" [9]	31
FIGURA 31 - MATERIAIS QUE COMPÕEM O MUSCULO PNEUMÁTICO [16].	32
FIGURA 32 - MODELO TRIDIMENSIONAL DE MÃO. 1-MUSCULO PNEUMÁTICO, 2-CABO AÇO, 3- FIXADORES CABOS AÇO, 4- ENCAPSULAMENTO DO CABO DE AÇO, 5-MEDIDORES DE ANGULO, 6-PLACA DE PRESSÃO, 7 E 8-TALA DOS DEDOS, 9-MECANISMO DE DESLIZAMENTO, 10-MOLAS DE TORÇÃO, 11 – SISTEMA DE ROLDANA, 12 – FIXAÇÃO AO ANTEBRAÇO, 13 – ARO DO ANTEBRAÇO [16]	32
FIGURA 33 - O PROTÓTIPO DESENVOLVIDO EM UTILIZAÇÃO [16]	33
FIGURA 34 - SISTEMA DE CONTROLO VIPID DO SISTEMA.....	34
FIGURA 35 - MODO DE LIGAÇÃO E ATUAÇÃO DOS MÚSCULOS E TENDÕES [17]	35
FIGURA 36 - APLICAÇÃO DA LUVA COM LOCALIZAÇÃO DA PASSAGEM DOS CABOS E FIXAÇÃO [17].....	35
FIGURA 37 - COLOCAÇÃO DOS COMPONENTES DE TODO O SISTEMA. [17]	36
FIGURA 38 - APLICAÇÃO DO CABO FLEXOR COM SISTEMA ADAPTATIVO [17].....	37
FIGURA 39 - EXOGLOVE EM VÁRIOS EXEMPLOS DE UTILIZAÇÃO [17].....	37
FIGURA 40 - MECANISMO ACIONADO POR TENDÃO PARA O DEDO INDICADOR [18]	38
FIGURA 41 - VISTA SUPERIOR DO SISTEMA [18].....	39
FIGURA 42 - VISTA LATERAL COM OBJETO EM PREENSÃO [18]	39
FIGURA 43 - JUNTA PARA ASSISTÊNCIA DO PULSO [18]	40
FIGURA 44 - SISTEMA ASSISTÊNCIA PULSO INSTALADO NA BASE [18].....	40
FIGURA 45 - JUNTA UNIVERSAL QUE PERMITE A DEFORMAÇÃO DA MÃO. [18]	40
FIGURA 46 - UNIDADE DO DEDO [19]	41
FIGURA 47 - UNIDADE DO POLEGAR [19]	41
FIGURA 48 - SENSOR DE PRESSÃO E A RESPETIVA INSTALAÇÃO. [19]	42
FIGURA 49 - PRÓTESE ORTÓPTICA INSTALADA EM PULSO. [20]	43
FIGURA 50 - REGULAÇÃO DO PULSO. [20]	43
FIGURA 51 - AJUSTES E MONTAGEM NA MÃO. [20]	43
FIGURA 52 - EQUIPAMENTO PARA ENSAIO COM PARTICIPANTE P1.	44
FIGURA 53 - VISTA FRONTAL DA COLOCAÇÃO DA PRÓTESE.	44

FIGURA 54 - VISTA LATERAL ESQUERDA DA COLOCAÇÃO DA PRÓTESE.	44
FIGURA 55 - VISTA LATERAL DIREITA DA COLOCAÇÃO DA PRÓTESE.	44
FIGURA 56 - PLACA CONTROLADORA LAC.....	45
FIGURA 57 - ESQUEMA DE LIGAÇÃO DA PONTE COMPLETA DO CI - L293. [24].....	49
FIGURA 58 – PARTE DO ESQUEMA IMPLEMENTADO PARA CONTROLO DE POTÊNCIA DOS MOTORES	50
FIGURA 59 - CONTROLADOR DE POTÊNCIA E CONTROLO DO PROTÓTIPO	51
FIGURA 60 – MENSAGENS MODO CALIBRAÇÃO DOS VALORES DE BASELINE E MVC.....	53
FIGURA 61 - MENSAGENS CORRESPONDENTES AOS 3 MODOS DE FUNCIONAMENTO	54
FIGURA 62 - MENSAGENS GERADAS COMO INSTRUÇÕES PARA O MENU AJUSTES.	60
FIGURA 63 - EXEMPLO DA CALIBRAÇÃO DE VALORES, NESTE CASO DO POLEGAR.....	60
FIGURA 64 - CONTANTE DE TEMPO (T) DE UM SISTEMA DE 1ª ORDEM [25]	62
FIGURA 65 - LEITURA DO VALOR DE POSIÇÃO DO MOTOR.....	62
FIGURA 66 - FEEDBACK DE POSIÇÃO COM COMPARAÇÃO DE SISTEMAS DE FILTRAGEM, FILTRO FIR E REGRESSÃO LINEAR (A); SINAL FINAL COM FILTRAGEM (B).....	63
FIGURA 67 - PORMENOR DOS 60MS INICIAIS	64
FIGURA 68 - MODELO IMPLEMENTADO EM SIMULINK PARA DERIVAR A POSIÇÃO DE MODO A OBTER RESPOSTA EM VELOCIDADE.....	64
FIGURA 69 - CURVA DE VELOCIDADE OBTIDA APÓS DERIVAÇÃO DA POSIÇÃO	65
FIGURA 70 - RESPOSTAS A DEGRAU EM VELOCIDADE.....	66
FIGURA 71 - COMPARAÇÃO DAS RESPOSTAS EM POSIÇÃO, A AZUL A RESPOSTA REAL E VERMELHO A RESPOSTA DA FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA OBTIDA.	68
FIGURA 72 - EXEMPLO DE SISTEMA DE CONTROLO E SEUS COMPONENTES [25].....	68
FIGURA 73 - ESTRUTURA DO CONTROLADOR PID [25]	71
FIGURA 74 - SINTONIZAÇÃO DO CONTROLADOR P - pidTUNER, MATLAB.....	72
FIGURA 75 - MODELO DE UM SISTEMA DE CONTROLO, $R(t)$ - REFERENCIA, $E(t)$ - ERRO, $U(t)$ - SINAL CONTROLO, $Y(t)$ - SAIDA SISTEMA, $G_C(s)$ - CONTROLADOR E $G(s)$ - SISTEMA [25]	73
FIGURA 76 - LUGAR DAS RAÍZES SISTEMA EM MALHA FECHADA CONTROLADOR P.....	74
FIGURA 77 - MODELO EM SIMULINK IMPLEMENTADO PARA SIMULAÇÃO DE CONTROLADOR P, CONTINUO E DISCRETO.....	74
FIGURA 78 - SIMULAÇÃO DE RESPOSTA A DEGRAU CONTROLADOR P	75
FIGURA 79 - MÉTODOS DE INTEGRAÇÃO NUMÉRICA [27]	76

FIGURA 80 - LUGAR DAS RAÍZES DO SISTEMA EM MALHA FECHADA COM CONTROLADOR DISCRETO P	78
FIGURA 81 - SIMULAÇÃO DO CONTROLADOR P DISCRETO EM SIMULINK.....	79
FIGURA 82 - SINTONIZAÇÃO DO CONTROLADOR PI - PIDTUNER, MATLAB.....	81
FIGURA 83 - LUGAR DAS RAÍZES SISTEMA EM MALHA FECHADA CONTROLADOR PI.....	82
FIGURA 84 - MODELO EM SIMULINK IMPLEMENTADO PARA SIMULAÇÃO DE CONTROLADOR PI, CONTINUO E DISCRETO.....	83
FIGURA 85 - SIMULAÇÃO DE RESPOSTA A DEGRAU CONTROLADOR PI	83
FIGURA 86 - LUGAR DAS RAÍZES CONTROLADOR DISCRETO PI	84
FIGURA 87 - SIMULAÇÃO DO CONTROLADOR PI DISCRETO EM SIMULINK.....	85
FIGURA 88 - SINTONIZAÇÃO DO CONTROLADOR PID - PIDTUNER, MATLAB	87
FIGURA 89 - LUGAR DAS RAÍZES SISTEMA EM MALHA FECHADA CONTROLADOR PID	88
FIGURA 90 - MODELO EM SIMULINK IMPLEMENTADO PARA SIMULAÇÃO DE CONTROLADOR PID, CONTINUO E DISCRETO.....	89
FIGURA 91 - SIMULAÇÃO DE RESPOSTA A DEGRAU CONTROLADOR PID.....	89
FIGURA 92 - LUGAR DAS RAÍZES CONTROLADOR DISCRETO PID	92
FIGURA 93 - SIMULAÇÃO DO CONTROLADOR PID DISCRETO EM SIMULINK	92
FIGURA 94 - RESPOSTAS DOS CONTROLADORES (USADO O TEMPO DE AMOSTRAGEM DE 12MS DO CONTROLADOR P – TEMPO DE SIMULAÇÃO A RESPOSTA A DEGRAU DE 1 SEGUNDO.....	94
FIGURA 95 - RESPOSTAS DOS CONTROLADORES (USADO O TEMPO DE AMOSTRAGEM DE 12MS DO CONTROLADOR P – TEMPO DE SIMULAÇÃO DE RESPOSTA A DEGRAU DE 10 SEGUNDOS	95
FIGURA 96 - ENSAIO REAL DE CONTROLADOR P	96
FIGURA 97 - ENSAIO REAL DE CONTROLADOR PI	96
FIGURA 98 - ENSAIO REAL DE CONTROLADOR PID.....	96
FIGURA 99 - ORTÓTESE 3D PARA REABILITAÇÃO [28].....	99
FIGURA 100 - ORTÓTESE PARA ENSAIOS E PROTÓTIPO	100
FIGURA 101 - MOLDE DA MÃO DE P1 DE VÁRIAS PERSPETIVAS	101
FIGURA 102 - DEFINIÇÕES PARA A DIGITALIZAÇÃO DO MOLDE 3D [32]	102
FIGURA 103 - DEFINIÇÕES UTILIZADAS PARA INICIO DE DIGITALIZAÇÃO	102
FIGURA 104 - IMAGEM DA DIGITALIZAÇÃO 3D DO MOLDE DA MÃO DE P1	102
FIGURA 105 - VÁRIAS PERSPETIVAS DA DIGITALIZAÇÃO 3D REALIZADA COM SOFTWARE XXXX	103

FIGURA 106 - IDENTIFICAÇÃO DE PROBLEMAS NA SUPERFÍCIE DA DIGITALIZAÇÃO PELO SOFTWARE MESHMIXER	
[34].....	104
FIGURA 107 - LIMPEZA DA SUPERFÍCIE DO MOLDE 3D.	104
FIGURA 108 - BASE DO EXOESQUELETO EM VÁRIAS PERSPETIVAS NO SOFTWARE FUSION360	105
FIGURA 109 - MÃO COM BASES PARA SUPORTE DAS FALANGES DOS DEDOS NO SOFTWARE FUSION360	106
FIGURA 110 - VISTA DE PORMENOR PARA O DEDO POLEGAR (A) E PARA O DEDO INDICADOR(B)	106
FIGURA 111 - COMPONENTES DO DEDO MÉDIO.....	107
FIGURA 112 - COMPONENTES DO DEDO POLEGAR (VISTA SUPERIOR)	107
FIGURA 113 - COMPONENTES DO DEDO POLEGAR (VISTA INFERIOR)	107
FIGURA 114 - COMPONENTES DO POLEGAR COLOCADOS NO MOLDE DA MÃO DO PARTICIPANTE.....	107
FIGURA 115 – PROTÓTIPO ENSAIOS	108
FIGURA 116 - PROTÓTIPO ENSAIOS.....	108
FIGURA 117 - PROTÓTIPO DE ENSAIOS.....	109
FIGURA 118 - DEMONSTRAÇÃO DE MOVIMENTO NO MODO CONTROLADO POR EMG.....	109
FIGURA 119 - DEMONSTRAÇÃO DE MOVIMENTO NO MODO ATIVADO POR EMG	110
FIGURA 120 - ENSAIO MODO MANUAL	111

Índice de diagramas

DIAGRAMA 1 - DIAGRAMA DE BLOCOS	48
DIAGRAMA 2 - FLUXOGRAMA DO PROCESSO DE CALIBRAÇÃO DE VALORES BASE, BASELINE E MVC EM ABERTURA E FECHO.....	52
DIAGRAMA 3 - FLUXOGRAMA DOS MODOS DE FUNCIONAMENTO DO CONTROLADOR.....	55
DIAGRAMA 4 - FLUXOGRAMA DO MODO AJUSTES	59
DIAGRAMA 5 - PROCESSO DE DIGITALIZAÇÃO ATÉ MODELAÇÃO 3D	105

Índice de tabelas

TABELA 1 - CARACTERÍSTICAS DOS MOTORES LINEARES [23]	47
TABELA 2 - MÉTODOS DE INTEGRAÇÃO NUMÉRICA [27]	76

Lista de siglas e acrónimos

ADL – Atividades de Vida Diária (*Activities of Daily Living*).

ARAT – *Action Research Arm Test*

ARHO – *Assistive Robotic Hand Orthosis*

AVC – Acidente Vascular Cerebral.

CMC – Articulação Carpo Metacarpal (*Carpometacarpal joint*).

DI – Músculos Interósseos Dorsais (*Dorsal Interossei*).

DIP – Articulação Interfalangeana Distal (*Distal Interphalangeal joint*).

DOF – Graus de Liberdade (*Degrees of Freedom*).

EAP – *ElectroActive Polymers*.

EMG – Eletromiografia.

FIR – *Finite Impulse Response*

FMA – *Fugl-Meyer Assessment*

IP – Articulação Interfalangeana (*InterPhalangeal joint*).

IPMC – Ionic Polymer Metal Composites.

MCP – Articulação Metacarpo-Falangeana (*Metacarpophalangeal joint*).

MIT – Massachusetts Institute of Technology

MVC – Valor Máximo de Contração (*Maximum Voluntary Contraction*).

PARM – Músculos Artificiais de borracha com atuação pneumática (*Pneumatic Artificial Rubber Muscles*).

PI – Músculos Interósseos Palmares (*Palmar Interossei*).

PIP – Articulação Interfalangeana Proximal (*Proximal Interphalangeal joint*).

POM – Polióxido de Metileno

PWM – *Pulse With Modulation*

ROM – Amplitude de Movimento (*Range Of Motion*).

SMA – *Shape Memory Alloy*.

SMD – *Surface Mounting Devices*

TIML – ligamento intermetacarpal transverso (*Transverse Intermetacarpal Ligament*).

TPU – Termoplástico de Poliuretano

VIPID – Controlador Proporcional Integral e derivativo com Integral variável (*Variable Integral Proportional Integral and Derivative Controller*).

WMFT - *Wolf Motor Function Test*

ZOH – Retentor de Ordem Zero (*Zero-Order-Hold*).

1. Introdução

São inúmeras as situações de incapacitação motora que requerem tratamento de reabilitação baseado em fisioterapia. A utilização de sistemas robóticos de reabilitação representa hoje um importante complemento a sistemas de terapia convencional devido à vantagem de realizarem movimentos repetitivos com elevada intensidade e precisão. Por outro lado, podem servir um maior número de pacientes por serem altamente parametrizáveis, indo ao encontro das necessidades de cada paciente [1], e também ser utilizados para quantificar o progresso da terapia [2]. Nos casos em que não é possível recuperação motora, o desenvolvimento de sistemas robóticos de assistência, tais como exoesqueletos, podem ajudar na substituição de funcionalidades perdidas nos membros afetados, auxiliando na realização de tarefas do quotidiano.

Neste projeto pretende-se realizar um protótipo de um exoesqueleto de uma mão que poderá funcionar para reabilitação ou como dispositivo de assistência para realização de movimentos de abertura e fecho da mão, em casos de incapacidade motora da mão. Em particular, o sistema designado por ARHO (*Assistive Robotic Hand Orthosis*) foi concebido para ser utilizado como dispositivo de assistência num paciente hemiplégico, que foi submetido a uma intervenção de Hemisferectomia (cirurgia para remover ou desconectar uma parte afetada do cérebro). O paciente sofria de epilepsia e convulsões em consequência de Síndrome de *Rasmussen* (doença autoimune em que existe inflamação num hemisfério cerebral [3]), tendo a Hemisferectomia resolvido o problema de epilepsia, mas deixado a pessoa num estado de hemiplegia¹. O paciente é incapaz de agarrar objetos ou de os libertar, devido a rigidez espática elevada. Já usou vários elementos ergonómicos para atenuar o efeito e realiza terapia motora de forma regular, mas sem efeitos visíveis de melhoria.

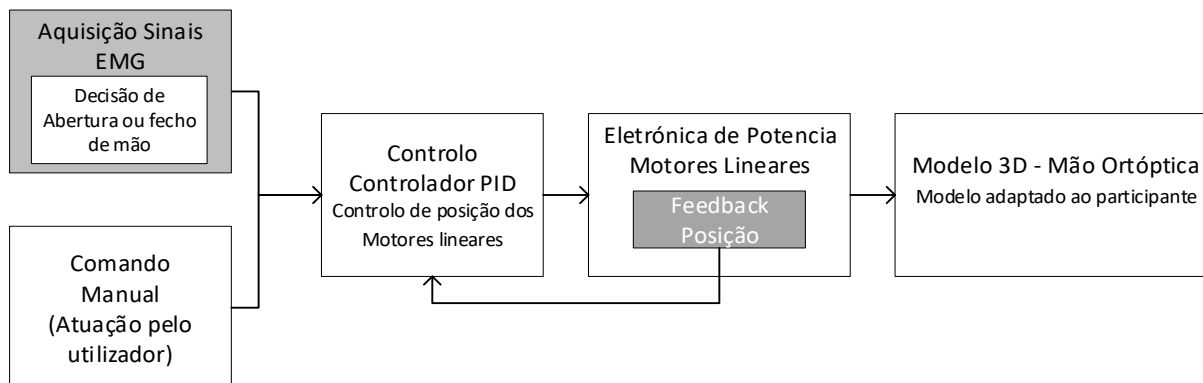
¹ Paralisia associada a um dos lados do corpo

O protótipo do exoesqueleto poderá ser utilizado em muitas outras situações clínicas tanto com a funcionalidade de reabilitação como de assistência. O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é uma das situações que mais resultam em incapacidade motora. A cada segundo uma pessoa sofre um AVC e a cada seis segundos morre uma pessoa devido a um AVC [4]. Nos casos de sobrevivência, os indivíduos ficam com incapacidades graves de longo prazo, normalmente com hemiplegia associada a uma falta de ativação e coordenação dos músculos, falta de força e perda de destreza e precisão [1]. Outras situações podem resultar de lesões na coluna causando danos completos, onde toda a sensibilidade e toda a habilidade para controlar movimentos se perde, ou danos incompletos quando após a lesão não existe perda total das funções motoras. Em todos estes casos, a terapia representa um papel fundamental na recuperação dos movimentos [5].

Neste projeto, propõe-se o desenvolvimento de um exoesqueleto que é composto por uma componente motriz e controlo de atuação e por uma mão impressa em 3D. Este projeto é complementado por uma outra componente desenvolvida noutro projeto, que tem por objetivo a leitura de sinal electromiográfico (EMG) para atuação do exoesqueleto com base em movimento muscular residual. A conceção da mão em termos de tamanho e ergonomia foi realizada para o paciente descrito em cima, referido doravante como participante P1. Descrevem-se de seguida os principais módulos/tarefas realizados:

- Adaptação de uma prótese existente para ensaio com o participante para ensaios iniciais e estudo de trabalhos a realizar;
- Modelação matemática do motor do exoesqueleto e projeto do controlador digital PID;
- Elaboração de um drive de potência para comando de motores lineares;
- Implementação de controlador e atuação num microcontrolador;
- Protótipo de um exoesqueleto com modelo 3D genérico uma mão;
- Obtenção de modelos tridimensionais da mão do participante para iniciar realização de um modelo do exoesqueleto;
- Conceção de estrutura mecânica e modelo tridimensional 3D adaptado as necessidades do participante.

- Realização de testes de validação.



Esta dissertação encontra-se organizada da seguinte forma:

- O capítulo 2 apresenta o Estado da arte e conceitos introdutórios, sendo abordada a temática dos dispositivos de reabilitação e assistência onde se descrevem as suas principais características, a biomecânica de mão em traços gerais, bem como a composição óssea e muscular. Por fim analisam-se técnicas para a construção de exoesqueletos. Apresentam-se novos materiais utilizados em sistema robotizados e por último, casos de estudo em sistemas de reabilitação e assistência;
- No capítulo 3, descreve-se o sistema inicial utilizado para ensaio com o participante e o desenvolvimento do controlador, drive de potencia e desenvolvimento de *firmware* do ARHO (*Assistive Robotic Hand Orthosis*);
- No capítulo 4, descreve-se a modelação dos motores (obtenção da função de transferência), projeto e ensaio do controlador PID digital.
- No capítulo 5, descreve-se a modelação 3D do exoesqueleto e os testes efetuados de funcionamento da Ortótese;
- No capítulo 6 apresentam-se as conclusões do trabalho.

2. Estado da arte e conceitos introdutórios

Os dispositivos robóticos de exoesqueletos podem dividir-se em duas classes: mecanismos para reabilitação motora e dispositivos para a assistência motora.

O primeiro caso refere-se a mecanismos que permitem aos pacientes realizar exercícios com o objetivo da recuperação das funções da mão, estes exercícios podem ainda ser divididos em: passivos (efetuados pelo exoesqueleto), ou ativos (que contrariam a força resistiva feita pelo exoesqueleto).

O segundo caso refere-se a mecanismos que detetam a intenção de movimento do utilizador e promovem a assistência necessária à realização do movimento [2].

2.1. Dispositivos de reabilitação e assistência

Quando existe uma alteração das funções motoras com possibilidade de recuperação ou melhoria, é realizado um processo de reabilitação que pode ser feita pelo fisioterapeuta ou automatizado com recurso a sistemas robóticos. Segundo alguns estudos [6] este tipo de tratamento assistido tem mostrado ser eficiente em muitos aspetos, nomeadamente, os tratamentos podem ser usados por mais tempo, não estando limitados ao tempo de um fisioterapeuta e sempre com repetições mais precisas. Este tipo de tratamento pode ainda ser feito através de sistemas de interação, por exemplo baseado em jogos, tornando o processo de reabilitação mais descontruído para o paciente.

Os sistemas automatizados de reabilitação motora podem assumir várias formas, desde exoesqueletos, luvas ou sistemas fixos de fisioterapia [7]. Estes podem ser controlados de várias formas: através da leitura dos ângulos das articulações e fazendo exercícios pré estipulados com

base nesses ângulos [7], controlados manualmente, ou ainda desencadeados através da leitura de EMG [8]. O tipo de atuação também poderá ser de vários tipos: mecânica com atuação elétrica por servomotores [7] ou motores lineares [1]; por cabos por via de servomotores [9]; utilizando sistemas com molas [10] ou ainda por sistemas pneumáticos [8].

Nos casos em que a recuperação se torna difícil existem sistemas de assistência, tais como exoesqueletos que ajudam no movimento de preensão de objetos, auxiliando as atividades de vida diária (ADL - *Activities of Daily Living*). Estes sistemas podem usar materiais e sistemas emergentes de novas tecnologias, como os referidos no ponto 2.2. Um exemplo é o *Shape Memory Alloy* (SMA) que é uma liga metálica com a capacidade de após ter sido deformada poder voltar à sua forma inicial quando submetida a um aumento de temperatura [11]. Outro exemplo é o *Electroactive Polimer* (EAP), um material plástico que tem a capacidade de alterar o seu tamanho e forma quando submetido a uma tensão ou corrente, comportando-se de forma similar aos músculos do corpo humano. [12].

Vários estudos clínicos têm sido realizados para demonstrar a eficácia da utilização de equipamentos robotizados no auxílio da recuperação em casos de pós AVC. Em seguida apresentam-se alguns casos de estudo e respectivos equipamentos utilizados na reabilitação e assistência para casos em que existe a necessidade de recuperação ou assistência da movimentação da mão. O ênfase será dado à construção e funcionalidade dos sistemas.

Para a realização de um exosqueleto da mão torna-se necessário possuir alguns conhecimentos do funcionamento da biomecânica da mão. Em seguida descreve-se de forma breve o funcionamento bem como os as partes constituintes de uma mão humana [14].

Ossos e Articulações

Os ossos da mão estão agrupados no carpo, que contém os oito ossos que compõem o pulso, a raiz das mãos e os dígitos. Cada um destes é composto pelo seu metacarpo e pelos segmentos falangeais. Os cinco dígitos são nomeados da seguinte forma, do lado radial para o lado ulnar:

polegar, indicador, dedo médio, anelar e dedo mínimo. Cada dedo é composto de um metacarpo e três falanges, exceto o polegar que tem duas falanges.

A mão tem dezanove ossos e quatorze articulações (Figura 1). Cada dedo articula-se com um osso carpal específico na articulação carpometacarpal (CMC). A articulação CMC do polegar é uma articulação selar, exibindo dois graus de liberdade: flexão e extensão, abdução e adução.

As articulações CMC dos dedos são classificadas como juntas planas com um grau de liberdade, enquanto. A articulação seguinte de cada dedo faz a ligação entre o osso metacarpal com a falange proximal na articulação metacarpo-falangeana (MCP), estas são consideradas articulações elipsoidais ou condiloide² com dois graus de liberdade. Nas articulações MCP as cabeças do metacarpo encaixam-se em cavidades na base das falanges proximais, as

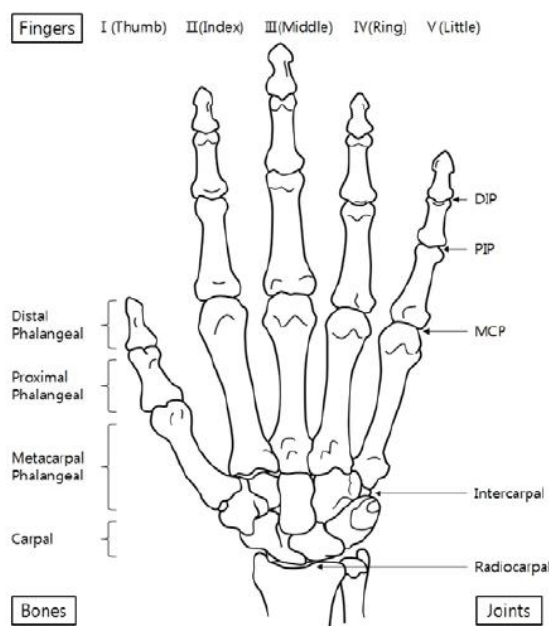


Figura 1 - Ossos e Articulações da mão humana [2]

² "condiloide", de "côndilo", Saliência arredondada de um osso, em geral numa articulação. (in Dicionário Priberam da Língua Portuguesa).

articulações, interfalangeana proximal (PIP) e interfalangeana distal (DIP) encontram-se entre as falanges dos dedos, enquanto o polegar tem apenas uma articulação interfalangeana (IP).

As diferentes formas das articulações dos dedos resultam em diferenciados graus de liberdade em cada dedo. A orientação e a sua configuração tornam o polegar um dedo com um amplo raio de ação e uma enorme flexibilidade. As articulações MCP apresentam um grau de flexão entre os 30 e os 45 graus, as juntas DIP entre os 10 e os 20 graus. A flexão das articulações MCP é de aproximadamente 90 graus. [2]

Músculos

Os movimentos da mão dependem da ação dos músculos. Na mão estes dividem-se em dois grupos: extrínsecos e intrínsecos.

Os músculos extrínsecos originam-se no braço e antebraço e têm como responsabilidade a flexão e extensão dos dígitos. Os músculos intrínsecos localizam-se no interior da mão e são responsáveis pela ação independente de cada dedo (Figura 2).

Existem nove músculos extrínsecos, o flexor superficial (*flexor digitorum superficialis*), o flexor profundo (*flexor digitorum profundus*) e o flexor longo do polegar (*flexor pollicis longus*) que contribuem para flexão dos dedos, e o abductor longo do polegar (*abductor pollicis longus*), responsável pela abdução do polegar¹.

Os interósseos dorsais, DI, e interósseos palmares, PI, são grupos de músculos que surgem entre os metacarpos e ligados à base das falanges proximais ou à montagem extensora. Os interósseos flexionam a articulação MCP e estendem as articulações PIP e DIP. Eles também são abdutores e adutores eficazes e produzem algumas rotações da articulação MCP. Devido a essa interação entre a musculatura extrínseca e intrínseca, as ações das articulações PIP e DIP são corretamente articuladas [2].

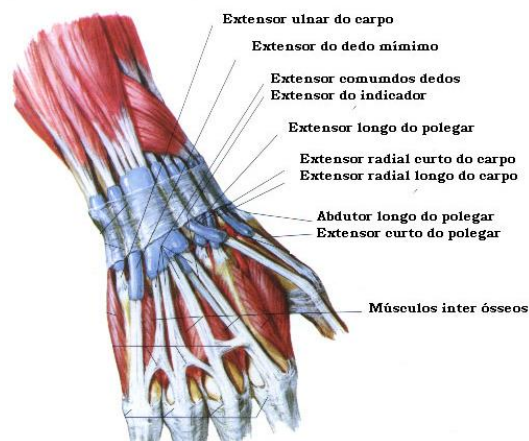


Figura 2 - Músculos extensores da mão³

Tendões e Ligamentos

Quando se dá o movimento de um dedo existe o deslocamento de um tendão uma determinada distancia. O movimento dá-se simultaneamente nos tendões flexores e extensores.

O deslocamento dos tendões flexores é maior que as dos tendões extensores, bem como a extensão dos tendões do musculo extrínseco é maior que o dos tendões intrínsecos.

A mão é constituída por importantes ligamentos extracapsulares e capsulares que sustentam e estabilizam a mão. O ligamento extracapsular mais importante é o ligamento intermetacarpal transverso (TIML). Ele prende e corre entre as placas volares ao nível das cabeças do metacarpo ao longo de toda a largura da mão. Os ligamentos colaterais capsulares fornecem importante estabilidade articular a todas as articulações dos dedos e do polegar [2](Figura 3).

³ <http://saude.culturamix.com/medicina/musculo-flexor-superficial-dos-dedos>

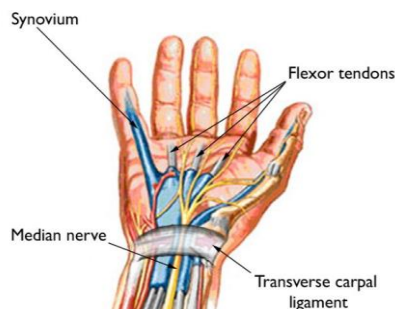


Figura 3 - Alguns dos tendões e ligamentos da mão⁴

Bases para a construção de um exoesqueleto para a mão

Um exoesqueleto para a mão, quer seja um equipamento para assistência ou reabilitação, terá um papel importantíssimo no auxílio de quem o estará a usar, logo a principal característica que se deverá ter em conta será sempre a segurança do seu utilizador. Torna-se importante garantir que o equipamento não tem comportamentos erróneos e que nunca excede os seus limites da sua amplitude de movimento (ROM). Dois dos sistemas mais utilizados passam por utilizar um sistema mecânico de paragem, como um limitador de curso, ou a própria construção mecânica do exoesqueleto não permitir ultrapassar esses limites o que poderá ser limitativo caso seja necessário reajustar a amplitude de movimento do paciente.

Quando se procede ao desenho e aplicação de um exoesqueleto é importante manter os eixos de rotação (dos dedos e do exoesqueleto) coincidentes, garantindo que a deslocação do sistema não provoca ferimentos ao utilizador. Na Figura 4 apresentam-se exemplos de tipos de mecanismos utilizados de modo a manter os eixos de rotação coincidentes [2]. Na Figura 4 – (a) têm-se um sistema em que se faz coincidir o centro de rotação do exoesqueleto com os centros de rotação dos dedos, na Figura 4 – (b) é utilizado um sistema de atuação do centro de articulação do dedo de forma remota, na Figura 4 – (c) é utilizado um sistema com uma estrutura de ligação redundante, na Figura 4 – (d) é utilizado um sistema de atuação por cabos em

⁴ <https://orthoinfo.aaos.org/en/diseases--conditions/carpal-tunnel-syndrome/>

conjugação com uma luva, em Figura 4 – (e) mostra-se um sistema de atuação com um atuador que a semelhança do sistema por cabos provoca a articulação dos dedos pela atuação do seu próprio ponto de articulação, por ultimo na Figura 4 – (f) têm-se um sistema de ligação ao segmento distal do dedo.

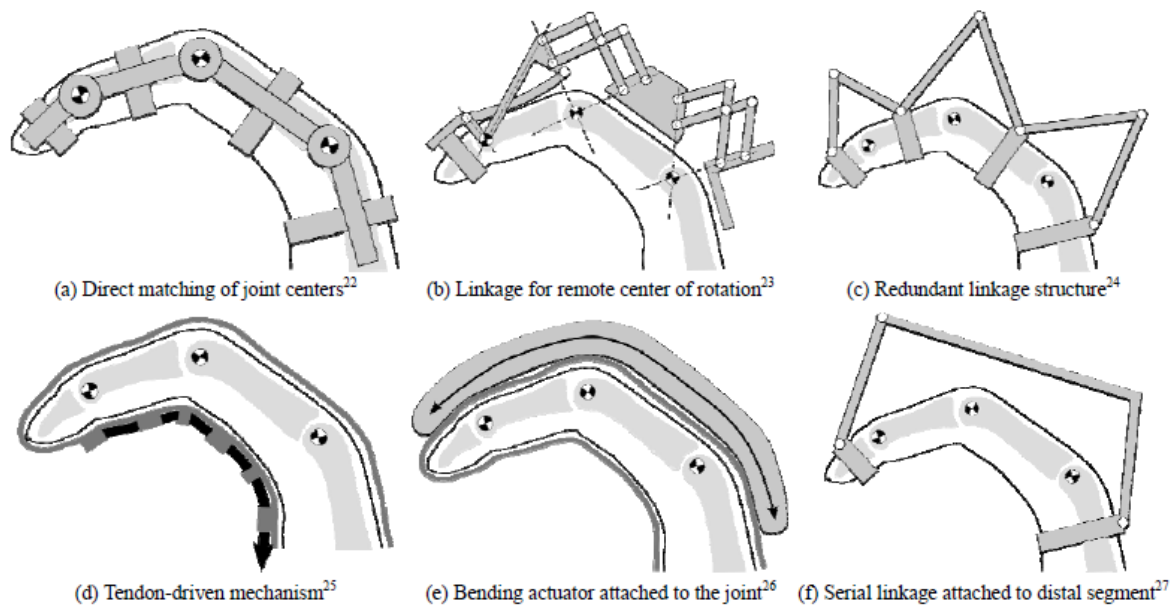


Figura 4 - Tipos de mecanismos mais utilizados para manter o eixo de rotação. [2]

Nos pontos 2.3 e 2.4 mostraram-se vários tipos de exoesqueletos de assistência e reabilitação, na Figura 5 pode ver-se um digrama com as várias diferenças na construção, atuação, modo de aplicação de força e propósito de utilização para um exoesqueleto. É possível decidir entre as várias características possíveis para a sua construção e utilização

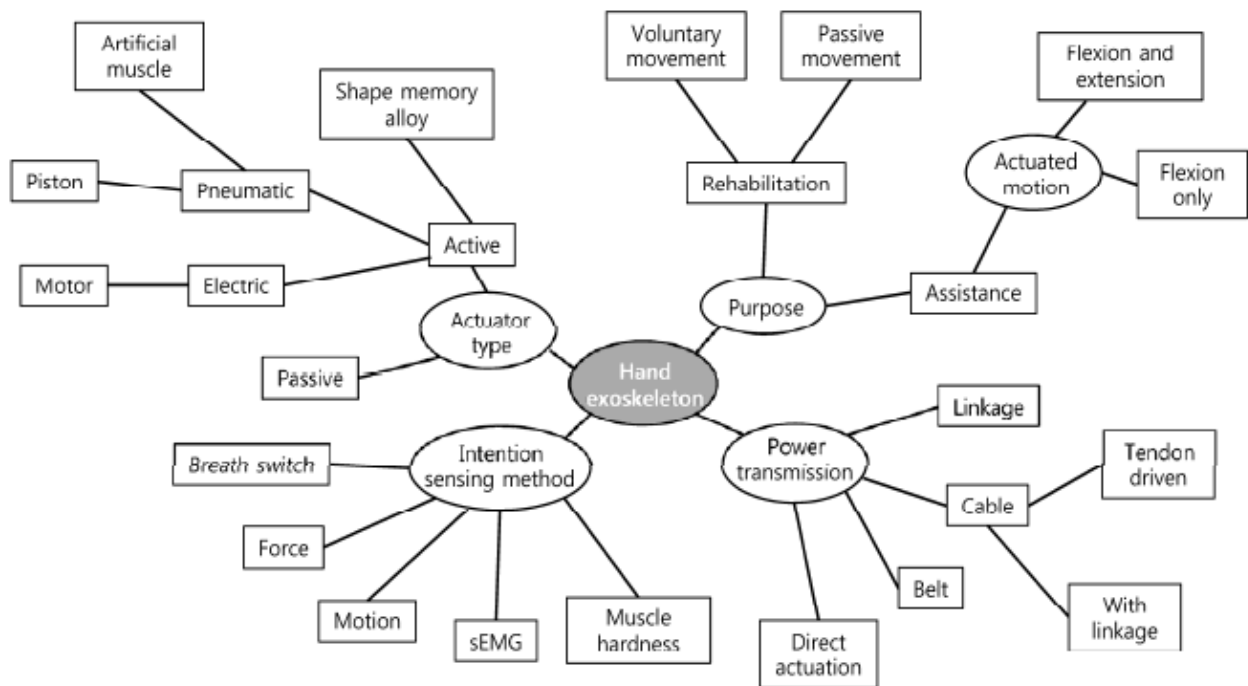


Figura 5 - Classificação dos exoesqueletos da mão de acordo com variados critérios [2]

2.2. Materiais emergentes

Com a evolução da tecnologia surgem cada vez mais materiais inovadores que permitem ter sistemas de atuação de tamanho cada vez mais reduzido com capacidades de substituir os atuais. Em seguida apresentam-se alguns exemplos, nomeadamente o SMA que é uma liga metálica com a capacidade de recuperar a sua forma, após ser deformada; o EAP que é um polímero que altera a sua forma na presença de tensão; uma fibra que tem a capacidade de mudar de forma ao ser aquecida e por fim um sistema muscular com algumas parecenças com as técnicas japonesas do origami que em conjugação com um sistema selado em pressão e/ou vácuo permite obter movimento e força.

2.2.1. SMA – *Shape memory alloy*

SMA é a designação utilizada para uma de várias ligas metálicas que tem a característica de memorizar a sua forma, e regressar a essa forma após sofrer uma deformação com a aplicação de calor.

As ligas mais utilizadas, são Cobre, Zinco e Alumínio (CuZnAl) e Níquel e Titânio (NiTi). A liga NiTi é a liga com a capacidade de realizar mais força. Esta tem uma maior capacidade de recuperação, melhor resistência à corrosão e melhor fiabilidade que as restantes, sendo conhecida como Nitinol.

O Nitinol é utilizado em inúmeras aplicações desde a aplicações em telemóveis, componentes de aviação, rebites, braçadeiras, selos, etc.

Em sistemas de atuação o Nitinol tem várias aplicações, algumas das quais serão de seguida descritas a título de exemplo.

Este é usado em equipamentos espaciais na realização de antenas satélite com fio de Nitinol que após exposição solar adquirem a sua forma, ver Figura 6.

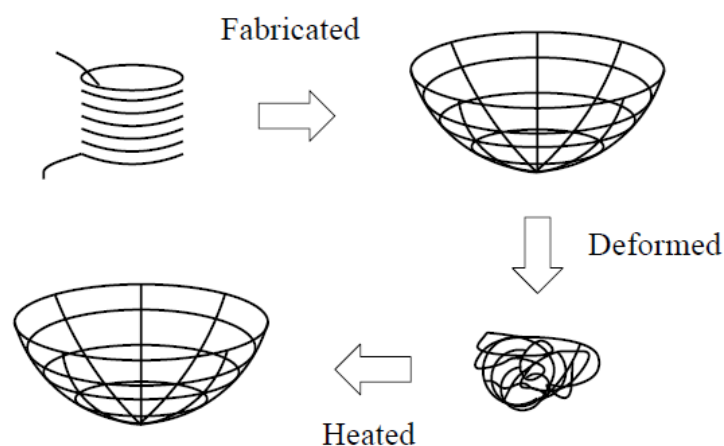


Figura 6 - Antena satélite em SMA [11]

Na Figura 7 mostra-se o de sistema de atuação da cobertura dos painéis solares da sonda da NASA, *Mars Pathfinder Rover*. Quando o fio de Nitinol é subido a calor, altera o seu comprimento, provocando a abertura da cobertura. Uma mola garante o fecho da cobertura e deformação do fio de Nitinol.

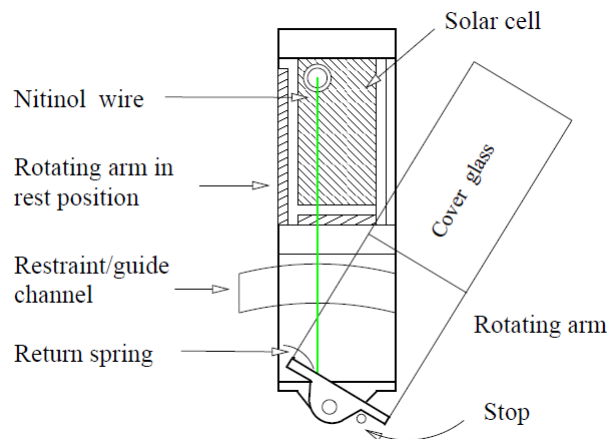


Figura 7 - Paineis de abertura da célula solar da Mars Pathfinder Rover [11]

Através da utilização do Nitinol como atuador linear, usando um sistema com uma mola e um fio de Nitinol, é possível obter atuadores lineares, tal como o representado na Figura 8.

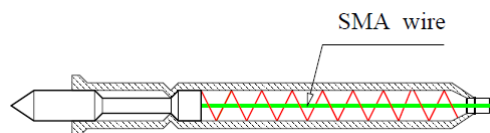


Figura 8 - Atuador linear [11]

Para realização de sistemas rotativos com SMA, pode utilizar-se um sistema como se mostra na Figura 9. Este composto por molas de Nitinol em que quando aquecidas alternadamente, por controlo de corrente elétrica em cada mola, é possível controlar a posição angular da articulação de saída. Para aumentar a largura de banda de utilização é utilizado um líquido para arrefecimento das molas.

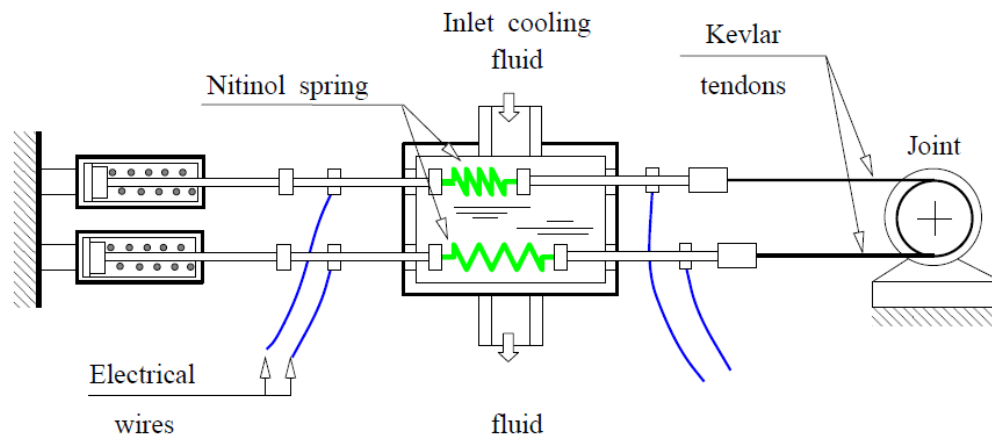


Figura 9 - Utilização do SMA como atuador angular [11]

SMA podem ter variadas formas:

- Helicoidal – maior utilização em atuadores de maior dimensão,
- Fios – permitem obter maior força/binário,
- Barra de torção – capacidade de gerar movimento rotacional.

Os SMA podem ser aquecidos de três diferentes formas:

- Fazendo passar corrente elétrica pela liga, este método apenas se pode utilizar em ligas de pequeno diâmetro devido à baixa resistência elétrica que o material apresenta em maiores dimensões.
- Fazendo passar corrente elétrica por um fio resistivo enrolado ao material que vai provocar o seu aquecimento. Os fios do sistema resistivo devem ser isolados com um material isolante, mas bom condutor do calor.
- Com aplicação direta de radiação térmica, normalmente utilizado em sistema espaciais, devido à exposição da luz solar que atingirá temperaturas superiores a 150°, este sistema torna o sistema mais difícil de controlar e retrain devido a exposição constante a radiação solar.

2.2.2. EAP - ElectroActive Polymers

Os polímeros electro ativos [10] são matérias de plástico com a capacidade de mudar de forma e tamanho quando se aplica uma tensão. Estes têm um comportamento similar aos músculos humanos conseguindo reproduzir o seu funcionamento.

Os EAP iónicos, nomeadamente os *Ionic Polymer Metal Composites*(IPMC), têm como princípio de funcionamento o ato de dobrar como resposta a um estímulo elétrico que origina o movimento de catiões na rede de polímero ou iões negativos nos *clusters* interligados, as forças electroestáticas e o catião móvel são responsáveis pela flexão, ver Figura 10.

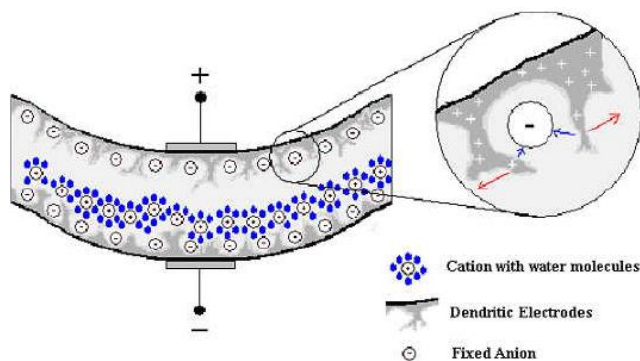


Figura 10 - Princípio de funcionamento EAP iónico [10]

Os EPA eletrónicos são compostos por uma película de material dielétrico de elastómero que é revestido nos dois lados por outra película expansível de um eléctrodo condutor. Quando é aplicada tensão aos eléctrodos é exercida uma pressão de Maxwell sobre a camada dielétrica. O polímero dielétrico elástico funciona com um fluido incompressível fazendo com que a película dielétrica se torne mais fina, expandindo-se nas direções planas. Neste tipo de materiais há uma conversão de energia elétrica em mecânica, (Figura 11).

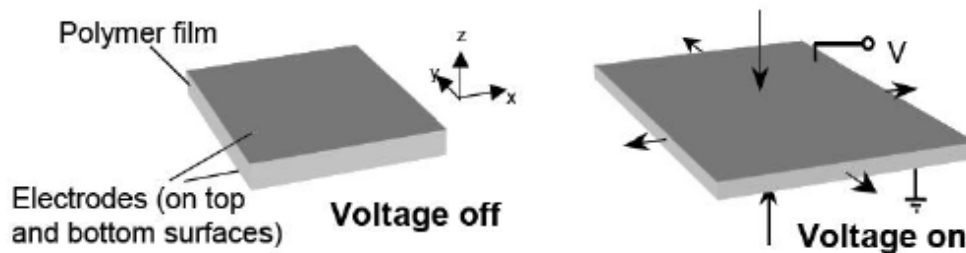


Figura 11 - Princípio de funcionamento EAP Eletrônico [10]

De forma geral estes classificam-se em dois tipos:

- EPA iônicos.

Como exemplos de materiais deste tipo têm-se:

- *Ionic polymer metal composites* (IPMC),
- *Carbon nanotubes* (CNT),
- *Ionic polymers Gels* (IPG),
- *Conductive polymers* (CP),
- *Electrorheological Fluid*.

Estes apresentam como vantagens poderem produzir grande deslocamentos, requererem baixa tensão, e terem uma atuação natural que depende da polaridade da tensão. Como principais desvantagens têm uma resposta lenta (décimos de segundo), os EPA de flexão têm uma força de atuação relativamente baixa, não conseguem manter a força, mesmo com uma tensão aplicada, exceto para os CP é difícil obter um material consistente, em particular os IPMC, têm a necessidade de ter um eletrólito e um encapsulamento, possuem baixa eficiência no acoplamento eletromecânico.

- Os EAP eletrônicos

Como exemplos de materiais deste tipo têm-se:

- *Piezoelectric polymers,*
- *Electro-strictive polymers,*
- *Dielectric elastomer,*
- *Liquid crystal elastomer (LCE),*
- *Ferroelectric Polymers.*

Os EAP eletrônicos apresentam como vantagens a capacidade de operar em condições ótimas por um longo período de tempo, terem uma resposta muito rápida (milissegundos), conseguem manter a força com uma tensão aplicada e conseguem ter forças de atuação relativamente grandes. Como desvantagens possuem um compromisso entre força e stress de material, em aplicações de alta temperatura estas estão limitadas pela temperatura de Curie⁵, a sua atuação é principalmente monopolar, ou seja, independente da polaridade da tensão.

De entre as suas utilizações destacam-se: O robô Flex2 (Figura 12) em que os atuadores EAP são utilizados para o seu movimento, a face artificial instalada no robô *Albert Hubo* (Figura 13) usa atuadores EAP para movimento a zonas da cara de modo a desenvolver expressões faciais. Na Figura 14 mostra-se um modelo 3D de um luva com atuação baseada em EAP e na Figura 15 apresenta-se um esqueleto de mão e braço com a atuação de EAP.

⁵ Curie temperature - a temperatura acima da qual uma substância ferromagnética perde seu ferromagnetismo e se torna paramagnética (in <https://www.thefreedictionary.com/Curie+temperature>)

Desenvolvimento de uma ortótese robótica para assistência da mão

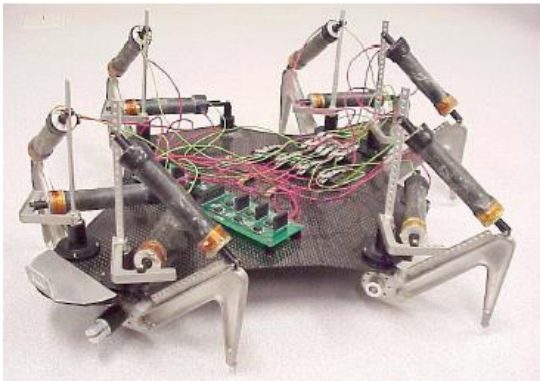


Figura 12 - Flex2, robô usando atuadores EAP [10]



Figura 13- Face artificial, montada em Albert Hubo (Instituto Avançado de Ciência e Tecnologia da Coreia (KAIST), Hanson Robotics) [10]

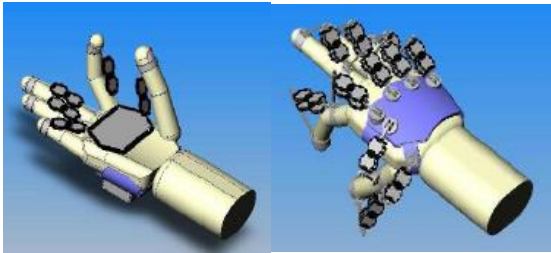


Figura 14 - Modelo 3D de luva com atuadores EAP [10]



Figura 15 - Mão, esqueleto e estrutura emulada para a utilização com atuadores EAP [10]

2.2.3. Nylon fibers made to flex like muscles

Músculos artificiais são materiais que tem a capacidade de contrair e expandir tal como fazem os músculos naturais do corpo humano [15].

O *Massachusetts Institute of Technology* (MIT), desenvolveu um sistema simples e de baixo custo que permite ter músculos artificiais que se dobram com a simples fibra de *nylon* comum.

A técnica desenvolvida consiste na modelagem e aquecimento das fibras de uma maneira particular. Existem matérias de fibra de polímero que apresentam uma propriedade incomum, quando aquecidos diminuem o seu comprimento e expandem em diâmetro, essa característica foi utilizada para o fabrico de atuadores lineares.

Nos sistemas de atuação mais vulgares na transformação de movimento linear em movimento de flexão é necessária a utilização de sistemas mecânicos auxiliares que tornam o sistema maior, mais complexo e com um aumento de custo final. A equipa investigadora do MIT que se debruçou sobre este tema desenvolveu uma técnica para aproveitar o movimento sem necessidade de peças mecânicas extra. Assim estes necessitaram de moldar cuidadosamente a secção transversal da fibra, usando linha de pesca comum e comprimiram-na de modo a criar uma secção transversal retângula ou quadrada em vez do normal redondo.

Aquecendo um lado da fibra provoca-se uma flexão nessa direção. Mudando a direção do aquecimento é possível obter movimentos como círculos e figuras em oito, o que garante a capacidade de alcançar movimentos complexos.

Neste tipo de material podem ser utilizadas várias formas de gerar calor, como resistências, reações químicas, feixes de laser ou a utilização de tintas condutoras que quando é aplicada tensão aquece a porção de fibra diretamente por baixo, provocando o movimento da fibra.

As fibras apresentam um elevado ciclo de vida, permitem cem mil ciclos de dobragem mantendo sempre a sua “performance” e permitem a sua utilização a pelo menos uma frequência de dezassete ciclos por segundo [13]. Nas Figura 16 e Figura 17 mostra-se a de atuação das fibras.

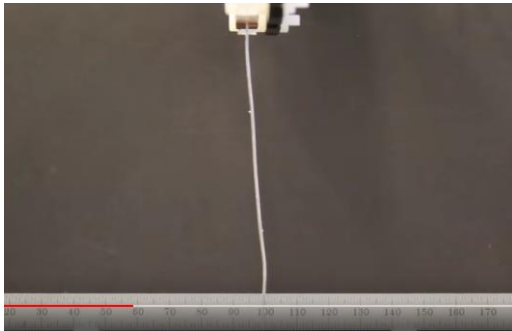


Figura 16- Fibra de nylon em extensão⁶

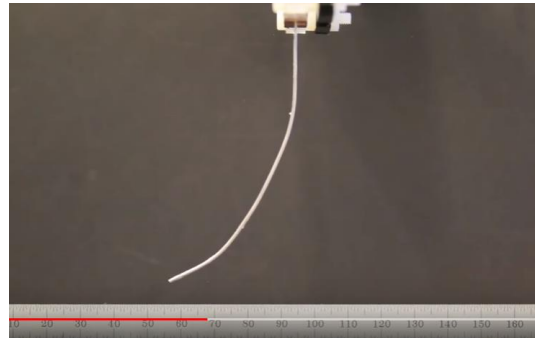


Figura 17 - Fibra de Nylon em flexão

2.2.4. Fluid-driven origami-inspired artificial muscles

O sistema artificial de músculos desenvolvido consiste em três sistemas fundamentais: uma estrutura sólida de esqueleto com a capacidade de ser compressível, material flexível com a capacidade de ser estanque e um fluido.

⁶ Imagens retiradas do vídeo “<https://www.youtube.com/watch?v=Q3GG4JJQRQA>”

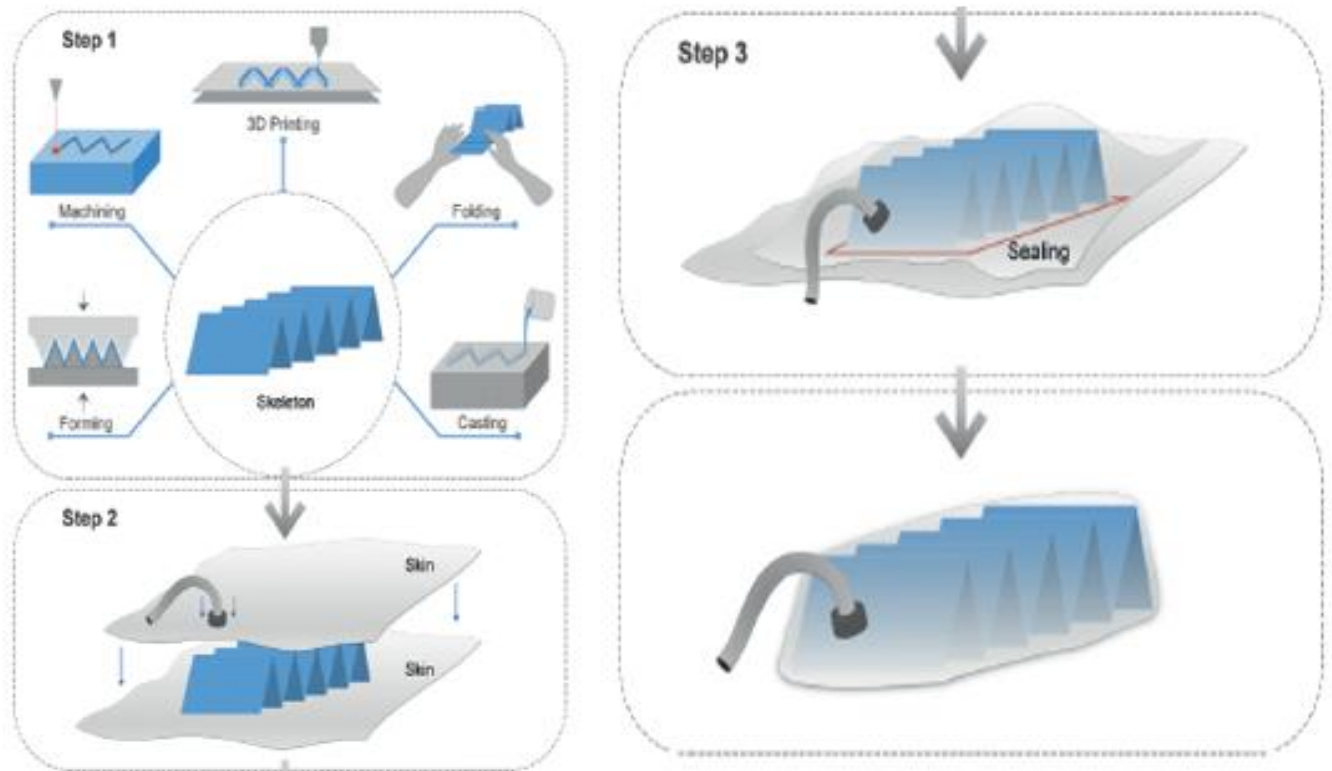


Figura 18 - Esquema de construção do músculo artificial [14]

No sistema desenvolvido a pele é como um saco selado que contém os componentes internos, o fluido flexível preenche o espaço entre o esqueleto e o saco exterior. No estado inicial a pressão entre os fluidos é igual, quando se altera o volume do fluido interior, criando vácuo, encontra-se um novo equilíbrio fazendo com que haja movimento do “esqueleto”, esse movimento é gerado pelo seu desenho estrutural.

A sua construção é dividida em 3 pontos:

- Construção da estrutura deformável do esqueleto,
- Preparação “pele” exterior,
- Montagem e selagem dos componentes,

O esqueleto pode ser uma mola, uma estrutura moldada sob forma dobrada semelhante a origami, uma estrutura solida com dobradiças ou zonas elásticas. Podem ser usadas várias técnicas de construção como a impressão 3D, maquinação de materiais ou dobragens manuais.

O processo de selagem é específico ao material da “pele” exterior, pode ser por prensagem a quente, colagem, soldagem, costura e por fechos.

Como existem pressões positivas dentro do esqueleto é necessário que a “pele” esteja fixada em pontos chave do esqueleto de forma a produzir tensão para a deformação do esqueleto. Para o caso de pressões negativas a fixação não é importante pois a pele vai-se confinar de forma justa aos componentes rígidos do esqueleto.

Testes efetuados mostram que este tipo de músculos pode contrair ate 90% do seu tamanho inicial, gerar tensões de 600kPa, e produzir densidades de potencia de pico de 2kW/kg [14].

Na Figura 19 apresenta-se um exemplo de aplicação onde um atuador de larga escala e alta potencia, usando um esqueleto *zigzag* composto de placas de *nylon* (dobragem com 10 cm), a “pele” é feita de termoplástico de poliuretano (TPU – revestido a tecido de nylon), levanta 20cm uma roda de um veiculo automóvel com 75cm de diâmetro e 22 kg de peso. O tempo que demora a erguer a roda os 20cm é de 30 segundos e utiliza um “vácuo” de -80kPa.

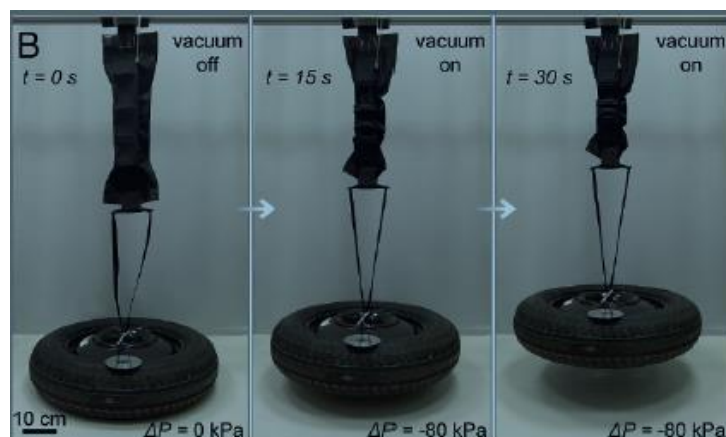


Figura 19 - Musculo artificial exemplo de aplicação [14]

Na Figura 20 pode-se ver uma mão robótica com três dedos, o esqueleto de cada dedo foi construído para ter forças de articulação diferentes, produzindo rigidez de flexão significativamente diferentes, de modo que com a mesma pressão de atuação cada dedo terá um ângulo de atuação diferente.

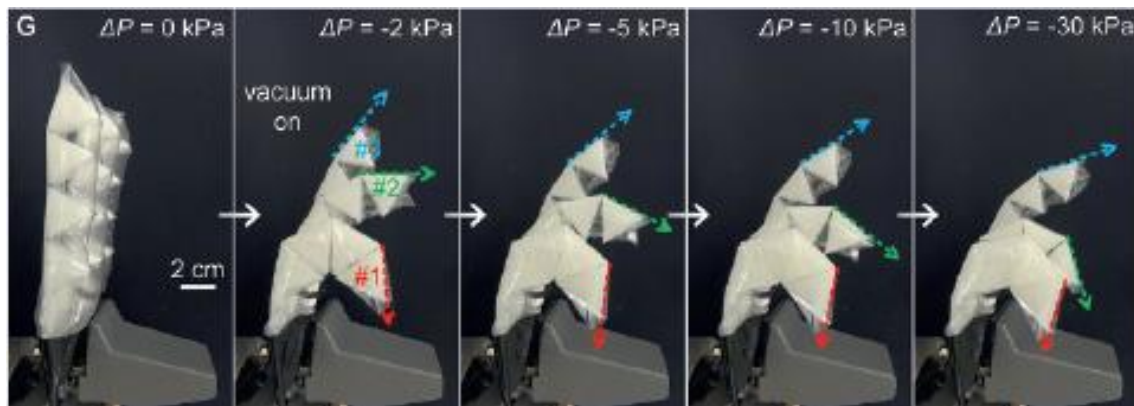


Figura 20 - Musculo artificial mão robótica, exemplo de aplicação [14]

2.3. Sistemas de Reabilitação

O trabalho realizado em [1] descreve um estudo clínico com noventa pacientes que foram separados aleatoriamente em dois grupos que realizaram vinte sessões de tratamento, um grupo realizou tratamento assistido por sistema robótico e o outro tratamento não assistido. Seis meses depois, regressaram para avaliação do tratamento para reavaliação, tendo todos demonstrado melhorias significativas, mas apenas o grupo em que o tratamento foi assistido por robôs manteve a diferença atingida pela reabilitação nos indicadores *Action Research Arm Test*

(ARAT)⁷ e *Fugl-Meyer Assessment (FMA)*⁸, *shoulder and elbow (FMA-SE)*. A pontuação do indicador *Wolf Motor Function Test (WMFT)*⁹, *functional tasks (WMFT-FT)* foi significativamente melhor no grupo assistido pelo sistema robotizado. Com o estudo efetuado concluíram que os sistemas robotizados mostram um potencial eficaz na reabilitação assistida de mão e dedos e a sua viabilidade para facilitar a reabilitação precoce.

Para este ensaio a equipa utilizou uma mão em exoesqueleto (Figura 22) com controlo individual de cada dedo através de motores lineares do tipo *Firgelli L12 (Firgelli Technologies)* que permite a flexão de um ângulo de 55° e 65° na articulação metacarpo-falangeana (metacarpophalangeal joint MCP) e articulação interfalangeana proximal (*Proximal interphalangeal joint PIP*), respetivamente (Figura 21).



Figura 21 - Articulações dos dedos [38]

⁷ *Action Research Arm Test (ARAT)*, é uma medida que permite avaliar mudanças específicas em função do membro para indivíduos que sofrem danos dos quais resulta hemiplegia [39]

⁸ *Fugl-Meyer Assessment (FMA)* é um índice de enfraquecimento baseado no desempenho e específico do AVC. É projetado para avaliar o funcionamento motor, equilíbrio, sensação e funcionamento das articulações em pacientes com hemiplegia pós-AVC [39].

⁹ *Wolf Motor Function Test (WMFT)* quantifica a capacidade motora da extremidade superior por meio de tarefas temporizadas e funcionais [39].

Para medição do momento dos ângulos das juntas MCP e PIP utilizaram-se extensômetros em ponte completa (*ZF1000-2 EB-T Shenzhen Nanhua Electronic Technology Co., Ltd., China*). Para obtenção do “*feedback*” de posição de cada dedo foram utilizados potenciômetros lineares (*RS6011Y1401A Alps Electric Co., Ltd., USA*). Para leitura dos sinais EMG utilizou-se um sistema para aquisição de sinais *NI-USB 6218 DAQ da National Instruments, Corp., USA* com uma frequência de amostragem de 1000 Hz, os sinais dos extensômetros foram amplificados 1000 vezes.

Na Figura 22 pode ver-se o exoesqueleto desenvolvido, o qual é fixado à mão por meio de fitas de velcro e permite realizar três movimentos: abertura e fecho da mão completa, abertura e fecho com três dedos, (polegar, indicador e médio) e abertura e fecho com dois dedos (polegar e indicador).

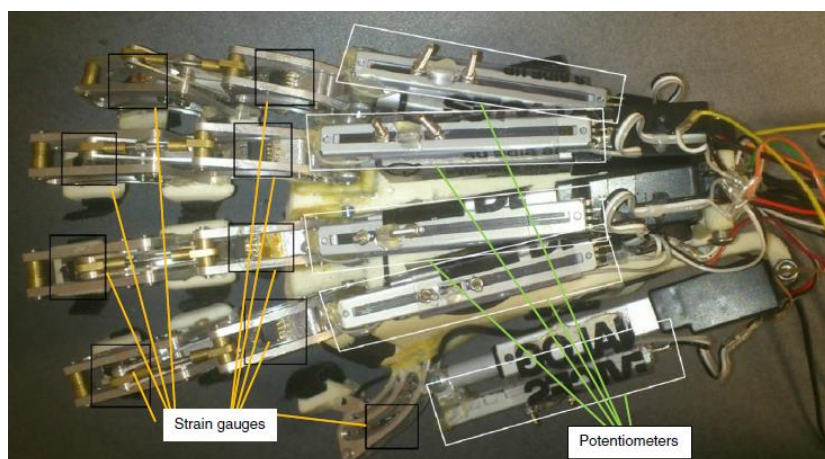


Figura 22 - Exoesqueleto utilizado no ensaio clínico de Evan A Susanto, Raymond KY Tong, Corinna Ockenfeld and Newmen SK Ho [1]

O algoritmo criado permite iniciar a assistência quando os movimentos da articulação MCP de todos os dedos em causa ultrapassam o limite mínimo estabelecido.

No estudo apresentado em [8], foi desenhado um exoesqueleto ortóptico que permite recuperar alguma destreza em membros paralisados após lesões na medula espinal ou outras lesões em que exista uma paralisia parcial, mas em que o cérebro continua totalmente funcional.

Os movimentos são controlados por sinais EMG, e o sistema é composto por dois atuadores que controlam o dedo indicador que poderá ser usado contra o polegar, fixo de modo a realizar o movimento de preensão (Figura 23). Para que este movimento possa existir é necessário dotar a mão de um grau de liberdade ativo para a flexão e extensão das articulações PIP e DIP, um grau de liberdade ativo para flexão e extensão da articulação MCP.

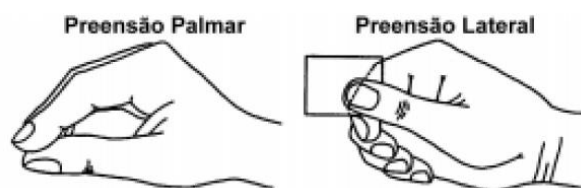


Figura 23 - Movimentos e tipos de preensão [15]

Foi usado também um grau de liberdade passivo para a adução e abdução da articulação MCP. Os atuadores são pneumáticos comandados por válvulas de pressão variável e usam um sistema de cabos para efetuar a flexão das juntas PIP e DIP.

O exoesqueleto é composto por bandas de alumínio, ajustáveis a diferentes tipos de dedos, uma por cada osso do dedo, a flexão das articulações PIP e DIP é gerada por um cabo que corre da parte frontal de cada banda de cada dedo através da parte de trás da mão e que é atuado por compressão de um dos cilindros pneumáticos. A flexão da articulação é feita por um mecanismo montado na banda mais próxima da base, de modo que, quando o cilindro pneumático estende, provoca a flexão da articulação MCP. O grau de liberdade passivo adução e abdução do MCP é obtido por uma ligação flexível entre a placa base e a primeira banda. A extensão é feita de forma passiva pela utilização de molas.

O sistema é controlado pela leitura de sinais EMG adquiridos com um sistema de aquisição *Delsys Bagnoli-8 system*, a uma frequência de amostragem de 500 Hz.

A atuação do exoesqueleto ocorre quando o sinal EMG atinge 55% do valor máximo de contração voluntária (MVC) e é desligado quando o sinal EMG é inferior a 45%. Os valores poderão ser ajustados para níveis de conforto relativos a cada paciente.

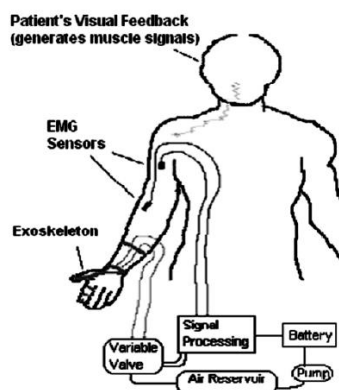


Figura 24 - Componentes utilizados no sistema [8]



Figura 25 - Sistema exoesqueleto desenvolvido [8]

Em [6] foi desenvolvido um robô de reabilitação da mão que possui três modos de operação: modo contínuo passivo, modo com disparo por EMG e um modo contínuo com controle por EMG. O sistema permite simular os movimentos de abertura e fecho de mão e gravar quantitativamente a força e posição dos dedos e o valor EMG durante cada sessão de tratamento.

O sistema é utilizado com o paciente sentado, o pulso é fixado com um ângulo de zero graus, os dedos são colocados na ponta do atuador linear e existe um medidor de força de forma a efetuar a medição da força exercida durante os movimentos. Os dedos são dotados de um suporte que contém um ímã que assegura a fixação entre os dedos e o mecanismo. O Sensor de força utilizado é um extensômetro de 5 milímetros. Para medir a extensão foi utilizado um potenciômetro linear (ALPS model no. STRSA0N12S), conforme ilustrado na Figura 26.

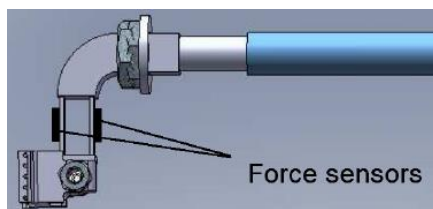


Figura 26 - Montagem dos sensores de medição de força [6]

Nas Figura 27 e Figura 28 pode ver-se o modelo e o sistema montado num paciente.

Os modos de comando foram realizados segundo os seguintes modos:

- Modo Passivo – sem esforço voluntário da parte do paciente, os dedos movem-se passivamente pelos movimentos pré-programados.
- Modo por disparo de EMG – (*EMG Trigger Mode*) quando o esforço feito pelo paciente ultrapassa o valor estabelecido como limite mínimo, normalmente 30% do valor de MVC o sistema inicia o movimento: seja de abertura ou fecho da mão.
- Modo EMG Contínuo – Neste modo, para haver movimento o paciente terá de continuamente demonstrar a intenção de movimento, mantendo a força efetuada acima do valor limite.

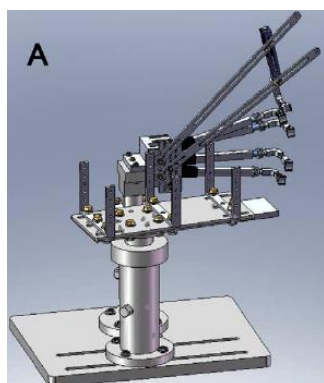


Figura 27 - Desenho do sistema para a mão direita [6]

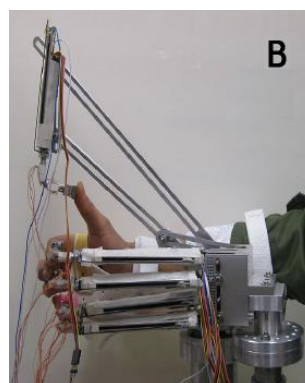


Figura 28 - Montagem do sistema num paciente [6]

O trabalho realizado em [9] consiste num protótipo de reabilitação que é composto por uma luva com cabos interligando às pontas dos dedos e um conjunto de servomotores que estão localizados numa mochila que o paciente terá nas suas costas. O sistema pode ser controlado por interruptor, posições programadas ou por EMG. A luva foi feita em *Spandex* (Licra) por ser um material flexível e com bom suporte de forma. As guias para segurar e manter os cabos centrados em cada dedo foram realizadas em plástico de impressão tridimensional. O material escolhido para os cabos foi o *Kevlar* por ser altamente robusto quando submetido a uma grande tensão e pela sua flexibilidade para poder contornar a mão do utilizador. Os cabos são montados

num sistema *Bowden*¹⁰ de modo a tornar possível a transmissão de força entre os dedos e os servomotores.

Os cabos percorrem o braço até ao ombro, onde terminam numa mochila (ver Figura 29 e Figura 30). Cada dedo possui dois cabos (um para efetuar a extensão e outro para a flexão) as duas extremidades estão fixas a um carretel de tamanho ajustado de modo a que o seu diâmetro consiga efetuar o movimento desejado em cada dedo. Os carreteis por sua vez encontram-se instalados sobre servomotores capazes de serem controlados em posição e em binário. O sistema tem a capacidade de mover cada dedo de forma independente e para cada posição entre a abertura e fecho total da mão com controlo de regulação de força aplicada através da medição e controlo da corrente do motor de atuação.

O sistema tem três modos de controlo:

- Por interruptor – Interruptor com 3 posições, posição de aberto, fechado e uma posição inicial definidas. O estado é definido pela posição do interruptor.
- Por posição programada – Permite programar a luva para atuar entre posições. Este modo permite a um terapeuta criar exercícios para o paciente.
- Controlo por EMG – Permite a utilização da uva com base nos sinais EMG do utilizador. Em relação a sistemas semelhantes neste modo o sistema tem um funcionamento diferenciado. Em modo controlo EMG o sistema pode criar resistência ao movimento ou fazer assistência ao movimento.

O modo de resistência tem como objetivo fazer resistência ao movimento de intenção pelo utilizador, contrariando o movimento que o paciente deseja efetuar. O sistema é capaz de efetuar uma força máxima de 15 Newton no fecho da mão.

¹⁰ Um cabo Bowden é um mecanismo que utiliza um filamento de arame ou outro material fino que se move no interior de um invólucro exterior flexível.

Os servomotores utilizados são os *HiTec 5465 series*, com um ângulo de atuação de 200 graus em que cada carretel tem o tamanho adequado de modo conseguir gerar movimento completo de cada dedo.

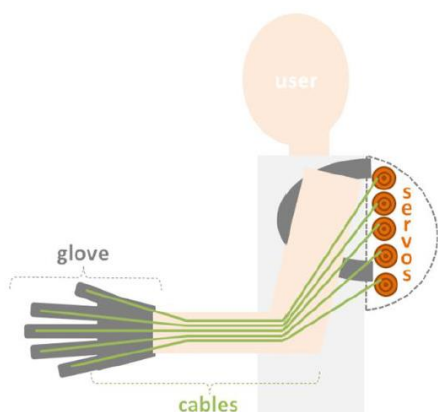


Figura 29 - Diagrama do Sistema Robotic Glove [9]



Figura 30 - Sistema Robotic Glove Completo num "paciente" [9]

Em [16] refere-se o desenvolvimento de um robô de reabilitação utilizando um sistema de atuação baseado em Músculos Pneumáticos e Molas de Torção. A mão robótica desenvolvida proporciona dois graus de liberdade nas juntas MP e PIP e tem a potencialidade de ser um complemento ao tratamento clínico para uso no domicílio dos pacientes.

Segundo os autores, o principal objetivo foi desenvolver um sistema para terapia dos dedos que fosse compacto de modo a ter alguma portabilidade, ter uma utilização relativamente simples, com capacidade de interação com um computador pessoal para com uma aplicação visual ter o *biofeedback* do sistema de modo a ser possível capturar dados e ser possível fazer a avaliação dos tratamentos. Este tinha também como objetivo ser um equipamento de baixo custo.

Foi usado um sistema inovador de músculos pneumáticos em vez da utilização de dois PM montados antagonicamente. Para ser possível obter movimento rotacional foi utilizado um sistema com um músculo pneumático (Figura 31) e uma mola de torção. O músculo pneumático é responsável por gerar o movimento e a mola de torção por realizar a força oposta. Com este

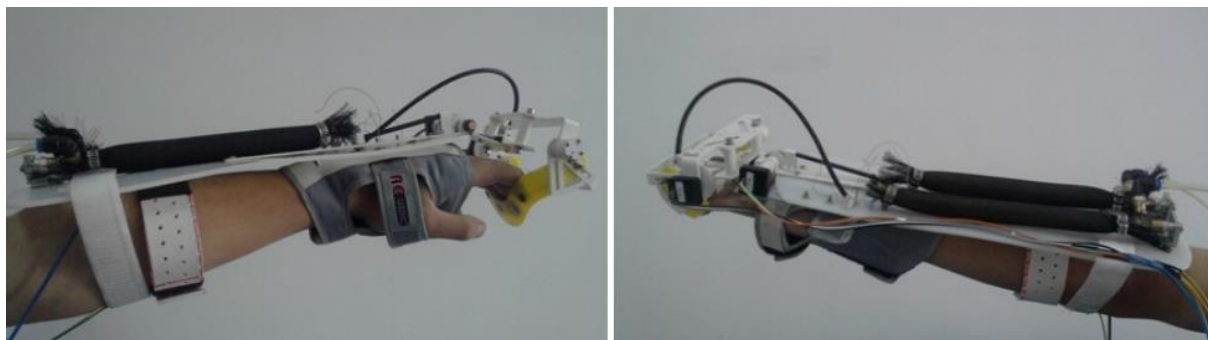


Figura 33 - O protótipo desenvolvido em utilização [16]

Na Figura 33 mostra-se a utilização do protótipo com a montagem dos músculos pneumáticos, as molas de torção que fazem de articulação, e duas posições de utilização da mão: à esquerda uma posição intermédia, à direita a mão em posição totalmente aberta.

Os cabos de aço (Figura 32-(2)) estão ligados ao músculo pneumático (Figura 32-(1)) e às roldanas (Figura 32-(11)) que contêm as molas de torção (Figura 32-(10)), que ao serem tracionados provocam o movimento de rotação da roldana. A placa de pressão dos dedos (Figura 32-(8)) é montada acima das falanges proximais de modo a garantir que estas estão paralelas ao mecanismo. Um mecanismo de deslizamento (Figura 32-(9)) é montado junto à placa de pressão devido ao movimento relativo entre o exoesqueleto e os dedos. Os sensores de medição de ângulo (Figura 32-(5)), são *encoders* de efeito de *Hall*.

Estão incluídos no sistema sensores para medições de ângulo das juntas, pressão do sistema e indicação de força, para que seja possível adaptar a força resistiva e quantificar a evolução da terapia. Para medir a flexão e extensão dos dedos são utilizados sensores de ângulo (*encoders* de efeito de *Hall*). Como sensores de pressão, são usados *strain gauge* (extensómetros), a utilização destes sensores permite ao utilizador observar as suas melhorias proporcionando auto-motivação e encorajando-o a aumentar a sua força. Foi utilizado ainda um sensor de pressão para o *feedback* de pressão do sistema.

O sistema conta com uma placa de aquisição de sensores em tempo real que comunica com um computador pessoal, em que a sua saída interface controla a válvula proporcional de controlo,

que é retirada de uma unidade de ar condicionado e é uma válvula elétrica proporcional. Para a controlar foi usado um sistema de controlo VIPID (*Variable Integral Proportional Integral and Derivative Controller*) este sistema apresenta a vantagem de ter um valor para a ação de controlo integral que depende do desvio da regulação da válvula. Para sistemas com ação de integral fixa, se a ação de controlo for demasiado baixa pode não ser suficiente para compensar alguns pontos de inflexão, para valores demasiados altos o sistema pode ficar instável.

Assim a estrutura de controlo utilizada está patente Figura 34.

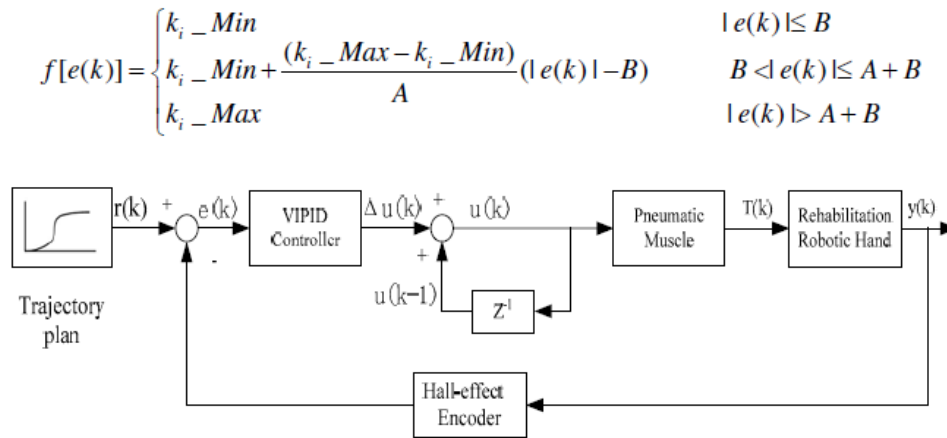


Figura 34 - Sistema de controlo VIPID do sistema

O sistema é controlado por uma aplicação que corre jogos de realidade virtual onde estão definidos jogos orientados para a execução de tarefas, tornando o processo de terapia mais interessante.

2.4. Sistemas de Assistência

Em [17] apresenta-se o desenvolvimento de uma luva sem exoesqueleto que permite a pessoas com paralisia realizar atividades básicas do dia a dia. A *Exo-Glove* ilustrada na Figura 39 inspirou-se na mão humana para a realização do sistema que permite a movimentação dos dedos. Os músculos estão ligados no ponto de origem e aos tendões, e por sua vez estes estão

ligados ao seu ponto de inserção, passando também por um ligamento anelar que vai determinar o caminho dos tendões (Figura 35).

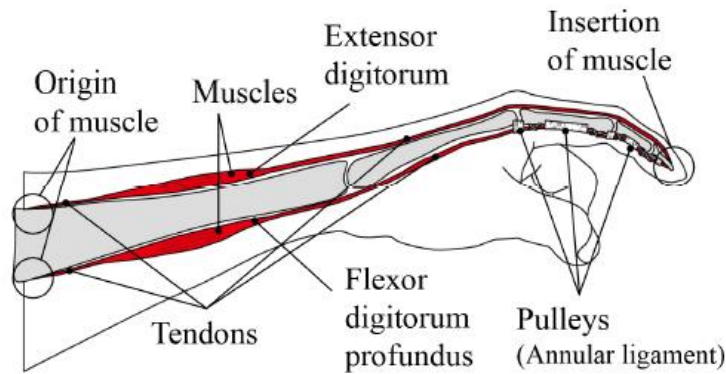


Figura 35 - Modo de ligação e atuação dos músculos e tendões [17]

Como a luva é constituída por um material deformável, ao ser ligado a um sistema de tração, esta, antes de começar a atuar o dedo (Figura 36-a)), aumenta o seu comprimento. Para minimizar este problema utiliza-se uma tira semelhante a um dedal, construída num tecido inextensível, quando o flexor é atuado, a tira indeformável traciona a parte de trás e a ponta da falangeta, minimizando assim a deformação nos pontos de fixação. Para o caminho dos cabos de tração que substituem os tendões, utilizam-se tiras de tecido indeformável com um sistema de tubos em Teflon que permite a passagem dos cabos e simultaneamente o efetuar a força necessária para fecho da mão e para manter a postura (Figura 36-b)).

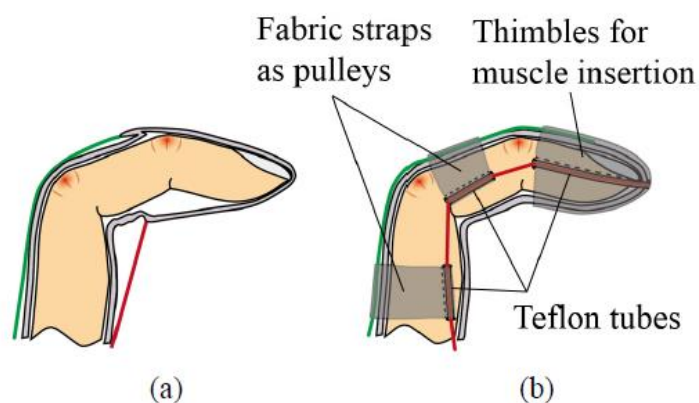


Figura 36 - Aplicação da Luva com localização da passagem dos cabos e fixação [17]

Como tendões utilizam-se cabos em sistema Bowden¹⁰. Este sistema tem a vantagem de poder deixar libertos os movimentos do pulso. O tubo exterior do sistema *Bowden* é fixado entre o sistema dos atuadores e num sistema posicionado entre a junta MCP e pulso. O cabo interior, o tendão, é ligado ao atuador e à falangeta (Figura 37).

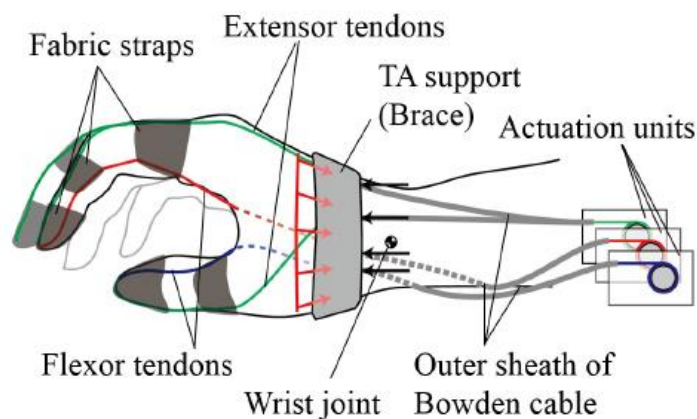


Figura 37 - Colocação dos componentes de todo o sistema. [17]

O sistema de atuação, ao contrário de alguns outros, não está tensionado, o que é suposto melhorar o tempo de resposta e permite manter a rigidez das juntas. Deve evitar-se o sistema estar sempre tensionado, de modo a não estar a exercer força desnecessária nas juntas e dedos, o que poderá provocar algum desconforto e lesões desnecessárias no utilizador, podendo interferir com o movimento dos dedos. De modo a eliminar estes problemas o cabo deverá ser completamente solto, ou deve mesmo ser ligeiramente “empurrado” de modo a deixar de fazer força.

De modo a obter um sistema de preensão eficaz criou-se um sistema de preensão adaptativo em que a mesma força é aplicada a dois dedos, tendo sido utilizada uma passagem em forma de U em que o cabo passa do dedo indicador para o do meio. Este método, em conjunto com a atuação do cabo extensor, permite o movimento dos dedos de forma diferenciada, permitindo assim que, com a mesma força aplicada, os dedos se adaptem de forma simples a objetos de diferentes formas.

Desenvolvimento de uma ortótese robótica para assistência da mão

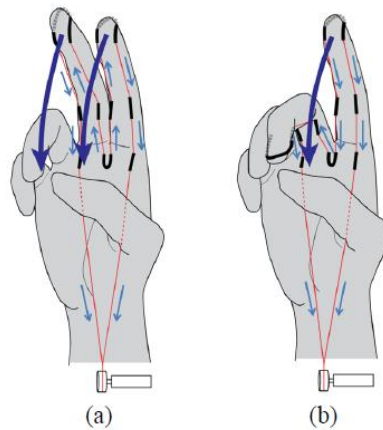


Figura 38 - Aplicação do cabo flexor com sistema adaptativo [17]

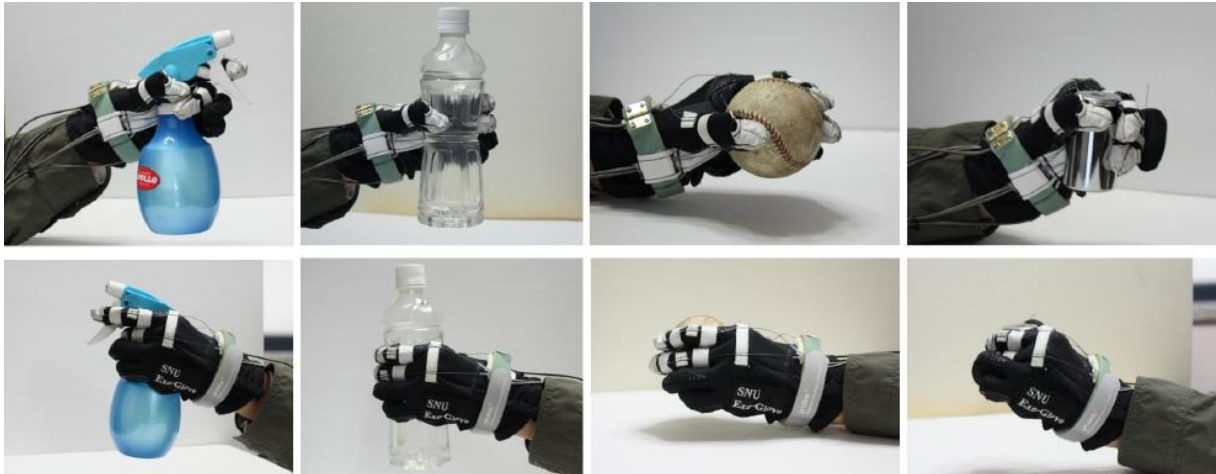


Figura 39 - ExoGlove em vários exemplos de utilização [17]

Em [18] foi desenvolvido um exosqueleto de assistência que dá suporte às funções da mão e do pulso. O exosqueleto tem três juntas ativas para o indicador, três juntas ativas para a combinação do dedo do meio, anelar e mindinho e duas juntas ativas para o polegar. Este possui ainda duas juntas passivas entre o dedo indicador e o conjunto anexado dos três dedos.

O sistema foi desenvolvido para proporcionar quatro características;

- Suportar a força de preensão proporcional à força da mão humana, esta força é medida por sinais bioelétricos.
- Não perturbar o movimento dos dedos, sincronizando o movimento quando não é necessária a aplicação de força. Deste modo permite-se que os dedos se movam como se o exoesqueleto não estivesse presente.
- Manter a conformidade variável do dedo humano conservando assim a estabilidade e destreza.
- Assistir a junta do pulso por um mecanismo de ligações paralelo.

Para a movimentação do dedo indicador utiliza-se um sistema multiarticular que simula a variação de movimento da mão. Este é composto por cabos assistidos por três motores, um por cada junta do dedo. Os cabos deslocam-se entre os anéis nas juntas anteriores e ligam à falange que querem movimentar (Figura 40).

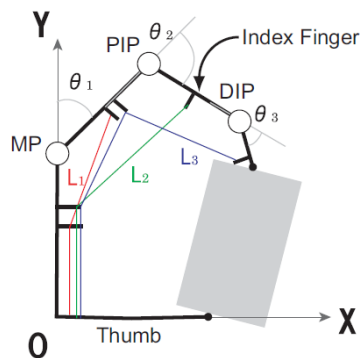


Figura 40 - Mecanismo acionado por tendão para o dedo indicador [18]

O polegar é assistido por dois motores, a articulação CMC foi restrita a um grau de liberdade e a sua atuação é dada por atuação de um dos motores. O segundo motor é responsável pelo movimento de oposição.

As articulações PIP e MCP são atuadas por um outro motor DC por via de um tendão articular duplo. Pode ver-se o sistema completo nas Figura 41 e Figura 42.

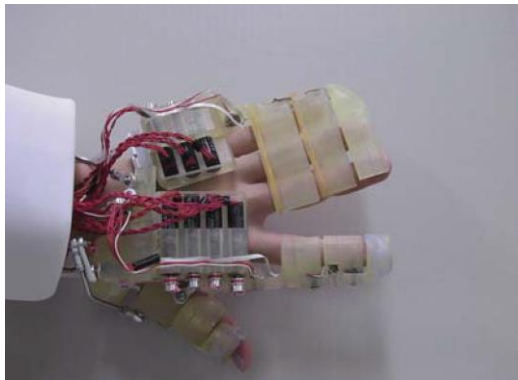


Figura 41 - Vista superior do sistema [18]



Figura 42 - Vista lateral com objeto em preensão [18]

O sistema desenvolvido permite assistir o movimento do pulso. O sistema de ligações paralelo de 5 eixos permite obter 3 graus de liberdade: flexor, extensor, pronador, supinador, desvio ulnar e desvio radial.

Os eixos são controlados por motores DC. Para a assistência do flexor e para a extensão são movidos os motores I e II na mesma direção conforme ilustrado na Figura 43 (a). Os movimentos pronador e supinador são realizados por aplicação dos mesmos motores I e II, mas em direções opostas (Figura 43 (b)). Finalmente o desvio ulnar e radial são realizados pelo deslocamento criado pelo motor III Figura 43 (c).

Na Figura 44 pode ver-se o sistema implantado na base a aplicar ao pulso.

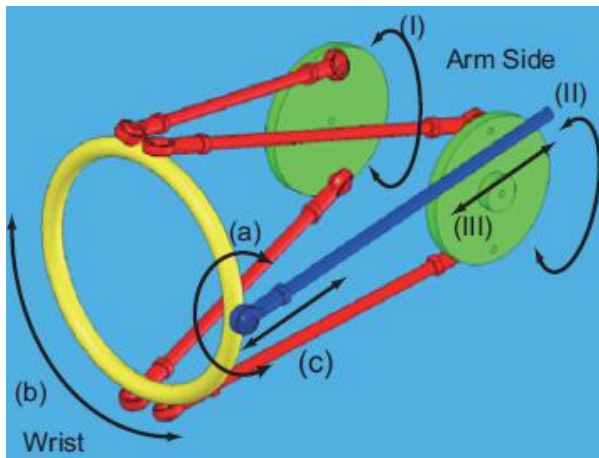


Figura 43 - Junta para assistência do pulso [18]

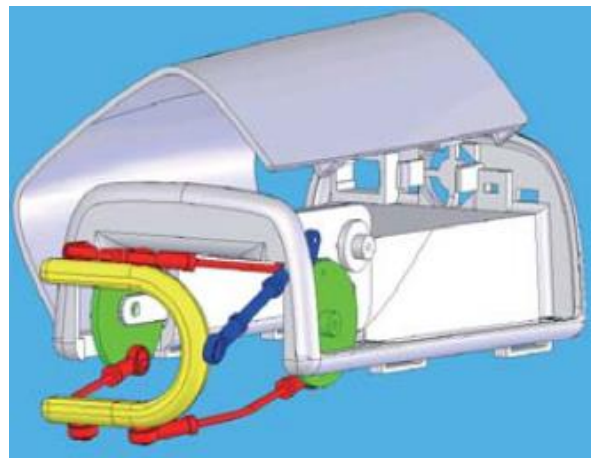


Figura 44 - Sistema assistência pulso instalado na base [18]

Foi implementada também no sistema uma junta universal que permite abdução e adução dos dedos e permite a deformação da palma da mão entre o dedo indicador e o conjunto dos três dedos com atuação simultânea (Figura 45).

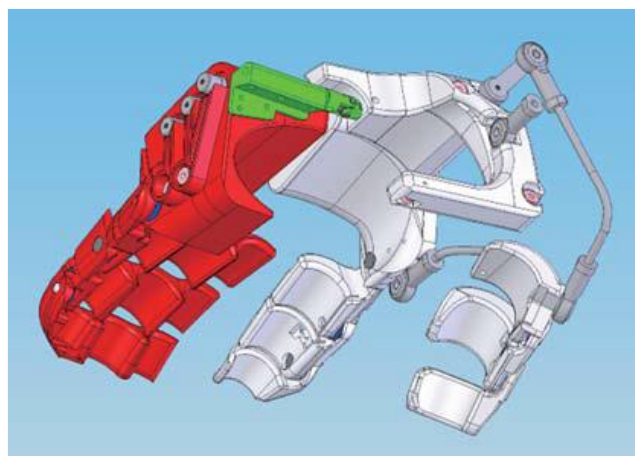


Figura 45 - Junta universal que permite a deformação da mão. [18]

Para controlar o movimento dos dedos cada junta tem associado um potenciômetro e um *encoder* rotativo no motor DC respectivo. Com a utilização de cinemática inversa, com o conjunto dos três motores DC é controlada a posição de cada dedo.

Em [19] descreve-se um exoesqueleto da mão com o intuito de amplificar a força de preensão. A força é transmitida por meio de músculos de borracha artificiais com atuação pneumática (*PARMs*). Este sistema tem como finalidade o suporte muscular de um trabalhador ou a assistência em atividades de vida diária para pessoas idosas ou com alguma deficiência motora.

O atuador pneumático tem a vantagem de apresentar um valor alto na relação força/peso, compressibilidade e baixa geração de calor, apresentando a capacidade de ter características próximas dos músculos humanos.

A luva apresenta-se dividida em três módulos: módulo do polegar, módulo dos dedos e “*Manifer unit*”. O polegar e os dedos têm dois graus de liberdade, as articulações são atuadas por *PARM*'s da *FESTO* com o diâmetro interior de 5mm, apresentando uma relação de contração de 20% e conseguindo no máximo gerar uma força de 20 Newton.

Os dedos são um sistema bi-articular (DIP e PIP) com um *PARM*. As duas pontas do *PARM* são fixas nas extremidades do exoesqueleto (falange proximal e distal) e com uma parte rígida central (falange média, a verde nas Figura 46 e Figura 47) e assim transformar movimento de extensão do *PARM* em movimento de rotação nas zonas entre as fixações nas falanges e a zona rígida juntas (Figura 46 e Figura 47)

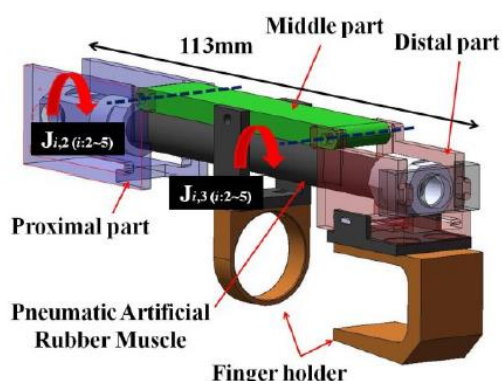


Figura 46 - Unidade do dedo [19]

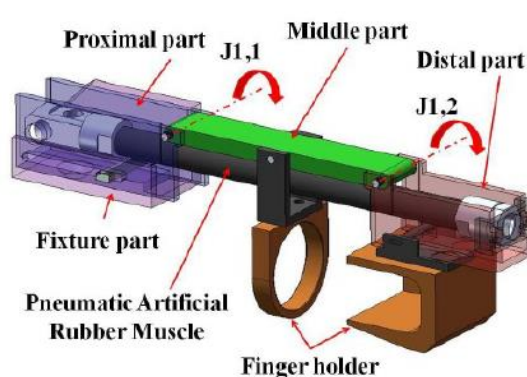


Figura 47 - Unidade do polegar [19]

A estrutura do exoesqueleto foi efetuada em resina poliacetal, material também conhecido por Polióxido de Metileno (POM)¹¹, o qual permite obter um sistema de baixo peso. Neste caso o sistema apresenta um peso total de 550 gramas.

Para medição da força exercida foi desenvolvido um sensor em balão que foi instalado na ponta de cada dedo. Este é composto por um tubo de borracha e um sensor de pressão diferencial (KL-17 Nagano Keiki Co., Ltd.). Este sensor mede a variação da pressão realizada no tubo (Figura 48).

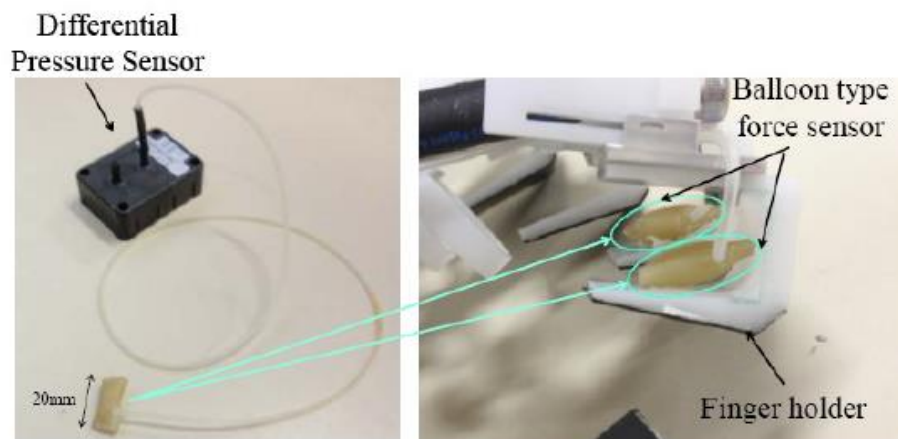


Figura 48 - Sensor de pressão e a respetiva instalação. [19]

O sistema é controlado pela deteção da força exercida no sensor de pressão. Foram utilizados sinais EMG para medir o efeito da força de assistência utilizada.

¹¹ <http://www.resinex.pt/tipos-de-polimeros/pom.html>

3. Motorização do ARHO

3.1. Sistema inicial - ensaios com participante P1

Para os ensaios iniciais com o participante P1 foi utilizado um sistema existente no laboratório VITA, descrito nas secções 3.1.1, 3.1.2 e 3.1.3.

3.1.1. Ortótese original

O protótipo inicial que serviu para realização do primeiro ensaio com o participante P1 é um sistema da Becker [20] modelo “*The Talon™*”, uma ortótese ajustável em que o movimento de preensão é realizado por movimento do pulso (Figura 49, Figura 50 e Figura 51). O objetivo é obter um equipamento de treino para pacientes com força e movimento da mão diminuídos. Este equipamento é construído de forma a ser confortável e ajustável a todos os utilizadores, modo a obter uma boa ergonomia e funcionamento.



Figura 49 - Prótese Ortóptica instalada em pulso. [20]



Figura 50 - Regulação do Pulso. [20]



Figura 51 - Ajustes e montagem na mão. [20]

Para o ensaio com o participante P1 foram efetuadas algumas alterações ao equipamento inicial, nomeadamente a elaboração de uma nova peça de articulação do pulso com o objetivo de fixar a posição do pulso e para fixação do motor linear para movimentação da ortótese.

Desenvolvimento de uma ortótese robótica para assistência da mão

O protótipo usado no teste experimental era composto pela ortótese motorizada, uma placa controladora com comando de posição por potenciômetro e os suportes de pilhas para alimentação. (Figura 52)



Figura 52 - Equipamento para ensaio com participante P1.

O ensaio experimental foi realizado na clínica *Clinic4you*, em Coimbra, tendo servido para recolha de sinais EMG e análise mecânica da ortótese. (Figura 53, Figura 54 e Figura 55).



Figura 53 - Vista frontal da colocação da prótese.

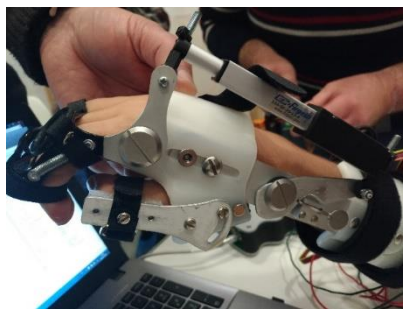


Figura 54 - Vista lateral esquerda da colocação da prótese.



Figura 55 - Vista lateral direita da colocação da prótese.

3.1.2. Sistema de atuação

Para efetuar o controlo do protótipo do estudo inicial utilizou-se um controlador da “Firgelli” adequado aos motores lineares [21]. Este controlador permite efetuar o controlo de uma vasta gama de motores lineares [22].

Na Figura 56 pode ver-se a uma imagem da placa controladora utilizada, os índices (X1...6) correspondem às conexões elétricas com o exterior. A alimentação da placa controladora deverá estar compreendida entre os 5 e os 24Vdc.

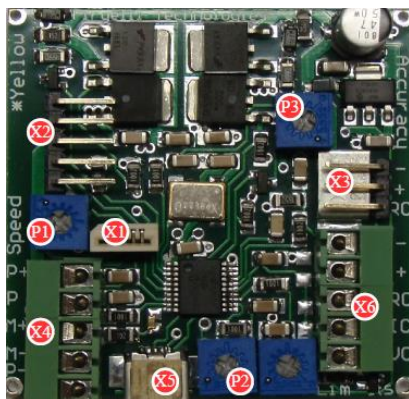


Figura 56 - Placa Controladora LAC

O sinal de controlo pode ser implementado através de uma das seguintes possibilidades:

- Comunicações *USB*;
- Sinal em corrente (4-20mA);
- Sinal em tensão (0-3.3V). Este poderá ser obtido pela utilização de um sinal *PWM* até 5 Volt com ajuste do fator de ciclo de modo a que a tensão média não ultrapasse os 3.3 Volt;
- Sinal de rádio RC.

A atuação da posição do motor linear, é feito através de um potenciômetro de deslocamento linear de $10k\Omega$.

Os potenciômetros “P1, P2 e P3” permitem efetuar alguns ajustes no funcionamento do motor:

- Potenciômetro P1 – Permite ajustar a velocidade do movimento do motor.
- Potenciômetros P2 – Permitem ajustar os limites da extensão do veio do motor. O situado à esquerda ajusta o limite na retração e o da direita ajusta o limite na extensão.
- Potenciômetro P3 – Permite o ajuste do binário máximo a aplicar ao motor.

Após os ensaios e à análise feita pela fisioterapeuta que faz o acompanhamento do participante P1 foi sugerido que se efetuassem algumas alterações/correções:

- Melhorar o apoio do pulso de modo a que este se mantenha na posição estável e direita através da aplicação de algo similar a uma pulseira que se torne confortável no seu uso e seja ajustável.
- Permitir o movimento do polegar nas suas duas articulações, permitindo o movimento das falangetas distal e proximal.
- Efetuar o movimento simultâneo dos dedos (indicador, médio, anelar e mínimo), para oposição com o polegar, de modo a poder efetuar o gesto de preensão.
- Melhorar a fixação dos dedos de modo a obter uma superfície que seja confortável na utilização.
- O protótipo deverá ser algo que seja confortável de usar no seu todo, tendo em conta o peso total e as fixações.

Com estes dados foi decidido efetuar um molde em gesso da mão e parte do braço de P1 que será descrito no capítulo 5.

Do sistema inicial apresentado aproveitaram-se os motores, que irão motorizar o novo protótipo desenvolvido.

3.1.3. Motores

Para equipar o protótipo utilizaram-se 2 motores lineares da “*Firgelli*” L16-50-35-12-P.

Este tipo de motor permite obter a deslocação linear permitindo o movimento dos dedos que compõem o protótipo. Apresentam-se as suas características na Tabela 1. Destacam-se como principais características dos motores utilizados, a força máxima de 50N, a força máxima na recolha do veio de 31N, a tensão de alimentação, 12Vdc e o tamanho máximo extensível de 50mm.

Tabela 1 - Características dos motores lineares [23]

L16 Specifications			
Gearing Option	35:1	63:1	150:1
Peak Power Point	50N @16mm/s	75N @10mm/s	175N @4mm/s
Peak Efficiency Point	24N @24mm/s	38N @15mm/s	75N @7mm/s
Max Speed (no load)	32mm/s	20mm/s	8mm/s
Max Force (lifted)	50N	100N	200N
Back Drive Force	31N	46N	102N
Stroke Option	50mm	100mm	140mm
Mass	56g	74g	84g
Repeatability (-P & LAC)	0.3mm	0.4mm	0.5mm
Max Side Load (extended)	40N	30N	20N
Closed Length (hole to hole)	118mm	168mm	208mm
Feedback Potentiometer	6kΩ±50%	11kΩ±50%	16kΩ±50%
Feedback Linearity	Less than 2.00%		
Input Voltage	“P”, “S” Rated at 12VDC. “R” series rated at 6VDC		
Stall Current	650mA @ 12V		
Operating Temperature	-10°C to +50°C		
Audible Noise	60dB @ 45cm		
Ingress Protection	IP-54		
Mechanical Backlash	0.25mm		
Limit Switches	Max. Current Leakage: 8uA		
Maximum Static Force	250N		
Maximum Duty Cycle	20%		

3.2. Desenvolvimento de controlador do ARHO

Para o protótipo desenvolvido foi efetuada um controlador que permite efetuar a atuação e ajuste dos motores lineares e fazer a aquisição dos sinais EMG de modo a controlar todo o sistema. O controlador foi desenvolvido como sendo um *shield* para o Arduíno Mega 2560.

O controlador permite atuar os motores, fazer a aquisição do sinal de feedback da posição, aquisição e processamento dos sinais EMG (ver Tese: *Processamento de sinal EMG para dispositivos de reabilitação e assistência motora* que decorreu em paralelo e complementa a presente tese), efetuar a calibração dos limites máximos e mínimos para a extensão dos dedos, ajustar a velocidade de movimento, e definir o valor de *threshold* (valor de contração muscular mínimo necessário para se iniciar a atuação). O Diagrama 1 representa o diagrama de blocos do sistema desenvolvido.

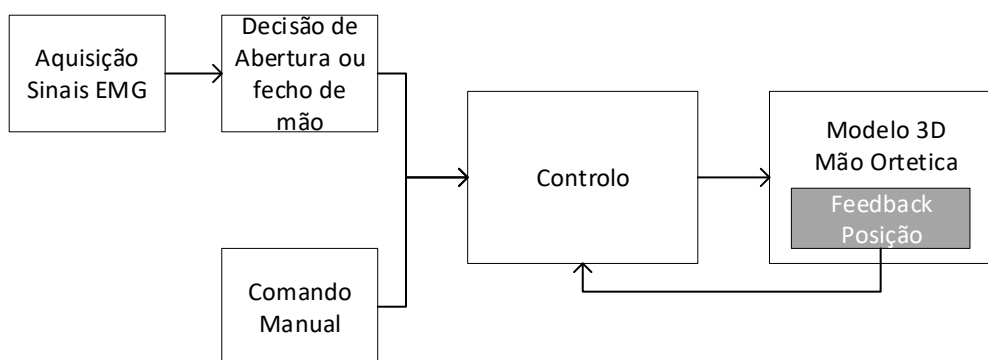


Diagrama 1 - Diagrama de blocos

Os blocos de aquisição de sinal e decisão de abertura ou fecho serão descritos na já referida tese *Processamento de sinal EMG para dispositivos de reabilitação e assistência motora*.

3.2.1. Drive de potência

Para o drive de potência foi utilizado o Circuito Integrado (CI) de referência L293D. Este permite comandar até dois motores com base numa topologia de conversão em ponte completa.

A título de exemplo apresenta-se na Figura 57 o esquema sugerido pelo *datasheet* do CI para comando de um dos motores [24].

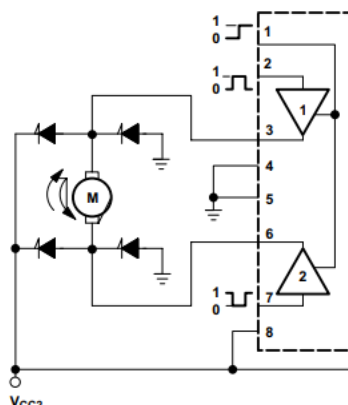


Figura 57 - Esquema de ligação da ponte completa do CI - L293. [24]

Cada módulo de potência interno apresenta uma configuração em meia-ponte. Utilizando dois destes sistemas em conjunto implementa-se um conversor em meia-ponte.

Em termos de comando do conversor optou-se por realizá-lo com base em dois sinais: um para designar o sentido do movimento do acionamento, designado por sentido (DIR) e o outro para o ajuste da velocidade (SPEED).

Para a obtenção deste modo de funcionamento é necessário utilizar o sinal DIR para comando de uma das meias-pontes (e.g. terminal 7), sendo a sua negação utilizada para comandar a outra (e.g. terminal 2). Nesta configuração o sinal SPEED, de comando do fator de ciclo (vulgo PWM) deve ligar-se ao *enable* dos dois módulos, que em conjunto formam o conversor em ponte. Deste modo, uma saída digital do microcontrolador permite comandar o sentido de rotação e com uma saída PWM (*Pulse With Modulation*) ligada ao *enable*, permite-se comandar a velocidade de atuação do motor.

Apresenta-se na Figura 58 o esquema elétrico do sistema de comando dos motores implementado.

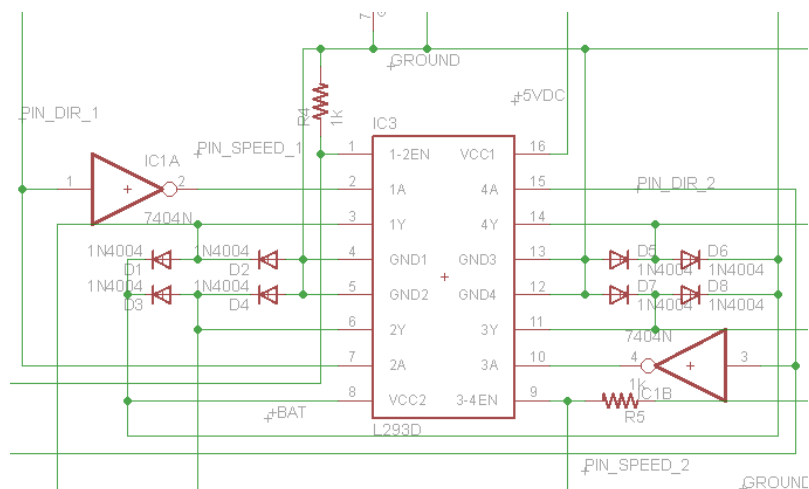


Figura 58 – Parte do esquema implementado para controle de potência dos motores

O sinal de PWM foi implementado com a frequência de $3921kHz$.

Os valores dos potenciômetros são obtidos por aplicação da tensão de alimentação e retorno do valor correspondente à posição, que será ligado a uma entrada analógica de 10 *bits*.

Como existem no mercado várias versões do circuito integrado (L293) o circuito foi desenhado para a versão sem os díodos de *freewelling*, foi utilizada a versão L293D que inclui os díodos, mas se houver a necessidade de substituir o CI, os díodos já se encontram no circuito. De modo a evitar possíveis mudanças de estado indesejadas foi adicionada uma resistência em *pull-down*, no pino de *enable*, onde está ligado o sinal de *PWM* que dá a velocidade ao motor.

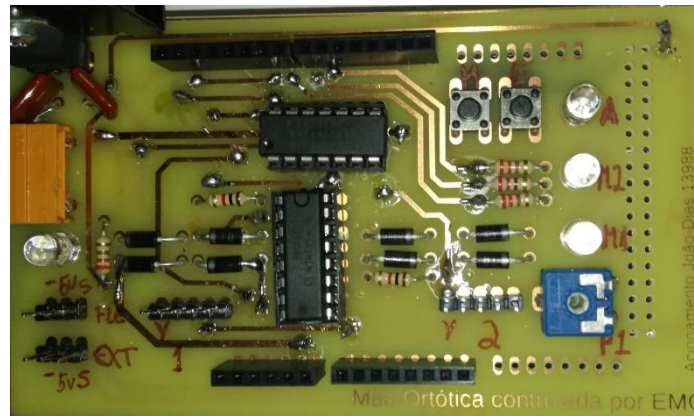


Figura 59 - Controlador de potência e controlo do protótipo

Na Figura 59, mostra-se o controlador desenvolvido. Como ligações para o exterior esta possui:

- Numerações “1” e “2” – ligação dos motores lineares, a marcação “y” representa o terminal onde deverá ser colocado o terminal com o fio amarelo.
- Marcações “Fle” e “Ext” – Ligação dos terminais dos sensores de aquisição de sinal EMG.
- Botões com marcação “M” e “E” – Botões de interação com o utilizador “M” – Modo e “E” – Enter.
- Potenciômetro “P1” – Potenciômetro de ajustes.
- Sinalização Luminosa com os Leds “M1”, “M2” e “A” – Leds de sinalização dos modos de funcionamento.
- Ficha de alimentação (a laranja) e Led sinalizador de alimentação do sistema.

Os modos de funcionamento, assim como a função dos sistemas de entrada e sinalização (botões e leds) serão descritos nos pontos seguintes.

3.2.2. *Firmware de gestão*

Para controlo do protótipo foi implementado um *firmware* que gere todo o sistema. Este inicialmente apresenta um modo de calibração para os valores de *baseline* dos sinais EMG que têm como objetivo o controlo em função dos sinais EMG gerados pelo utilizador.

O primeiro valor a ser solicitado é o valor em repouso, em seguida é solicitado ao utilizador para abrir e efetuar o máximo de força possível, onde se define o valor máximo de contração muscular voluntário (MCV) para a abertura. Após a aquisição deste é pedido que se repita o procedimento, mas na posição de mão fechada, de modo a obter o MVC para o fecho. No Diagrama 2 mostra-se o fluxograma do modo de calibração.

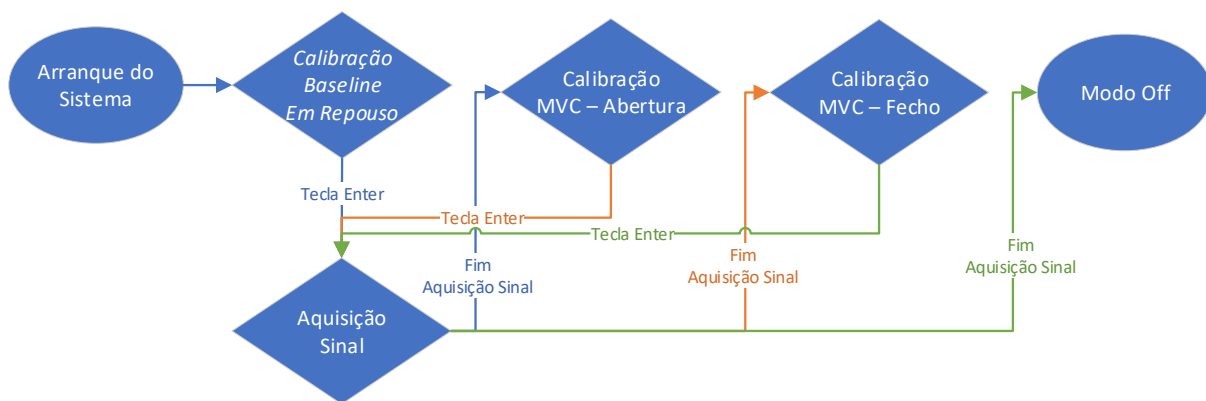
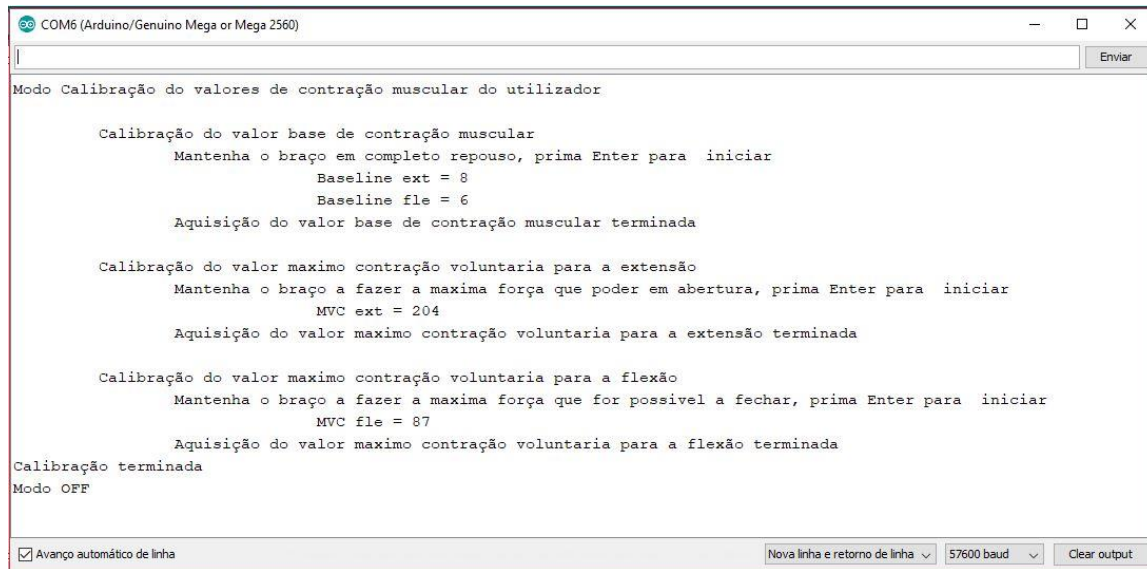


Diagrama 2 - Fluxograma do processo de calibração de valores base, Baseline e MVC em abertura e fecho

As indicações são enviadas pela porta série. Consoante a atuação da tecla “*enter*” o utilizador vai recebendo instruções no ecrã, tal como o representado Figura 60.

Desenvolvimento de uma ortótese robótica para assistência da mão



```
COM6 (Arduino/Genuino Mega or Mega 2560)
Enviar

Modo Calibração do valores de contração muscular do utilizador

Calibração do valor base de contração muscular
  Mantenha o braço em completo repouso, prima Enter para iniciar
    Baseline ext = 8
    Baseline fle = 6
  Aquisição do valor base de contração muscular terminada

Calibração do valor maximo contração voluntaria para a extensão
  Mantenha o braço a fazer a maxima força que poder em abertura, prima Enter para iniciar
    MVC ext = 204
  Aquisição do valor maximo contração voluntaria para a extensão terminada

Calibração do valor maximo contração voluntaria para a flexão
  Mantenha o braço a fazer a maxima força que for possivel a fechar, prima Enter para iniciar
    MVC fle = 87
  Aquisição do valor maximo contração voluntaria para a flexão terminada

Calibração terminada
Modo OFF

☒ Avanço automático de linha
Nova linha e retorno de linha v 57600 baud v Clear output
```

Figura 60 – Mensagens modo calibração dos valores de baseline e MVC

Existe ainda sinalização redundante através dos leds do sistema de acordo com o seguinte comportamento:

- Arranque do sistema, os três leds piscam (período de 500ms);
- Calibração do valor de *baseline*, Led de Modo 1 - ligado, Led Modo 2 - apagado, Led Auto - pisca (período de 500ms);
- Calibração do MVC Abrir, Led de Modo 1 - apagado, Led Modo 2 - ligado, Led Auto - pisca (período de 500ms);
- Calibração do MVC Fechar, Led de Modo 1 e Led Modo 2 - ligado, Led Auto - pisca (período de 500ms).

Após a calibração o sistema inicia-se em *Modo Off*. O sistema possui quatro Modos:

- Modo Off em que o sistema fica desligado;
- Modo Manual, em que pelo acionamento da tecla “enter” há o movimento sincronizado dos dois motores entre os seus limites máximo e mínimo;
- Modo EMG que, por sua vez, contém dois modos;

- Ativado por EMG, é suficiente o que o utilizador faça uma ligeira contração muscular acima do valor definido em *threshold*, para se realizar o movimento em causa, abertura ou fecho da mão;
- Controlado por EMG, em que para haver movimento é necessário que o valor de contração muscular efetuado pelo utilizador seja sempre superior ao valor definido em *threshold*;
- Modo Ajustes, a configuração dos valores ajustáveis do protótipo necessita da utilização da interface serie (RS232 *baudrate* 57600bps, *data* 8 bits, *paridade* N, *stop bits* 1), onde são escritas mensagens informativas acerca do valor a configurar. No fim de todas as configurações é questionado ao utilizador se pretende guardar os valores na memória de modo a que fiquem registados para futuras utilizações. Os ajustes são efetuados por meio das teclas existentes e pelo potenciômetro de ajuste (Figura 61).



Figura 61 - Mensagens correspondentes aos 3 modos de funcionamento

No Diagrama 3 apresenta-se um fluxograma de todos os modos de funcionamento. Estes modos irão ser descritos seguidamente individualmente. Ao pulsar a tecla *modo* circula-se pelos diferentes modos. Para que o modo selecionado fique ativo é necessário pressionar a tecla *enter*. Dentro de cada modo as diferentes opções são escolhidas por pressão da tecla *enter*. Estes modos irão ser descritos individualmente no texto que se segue.

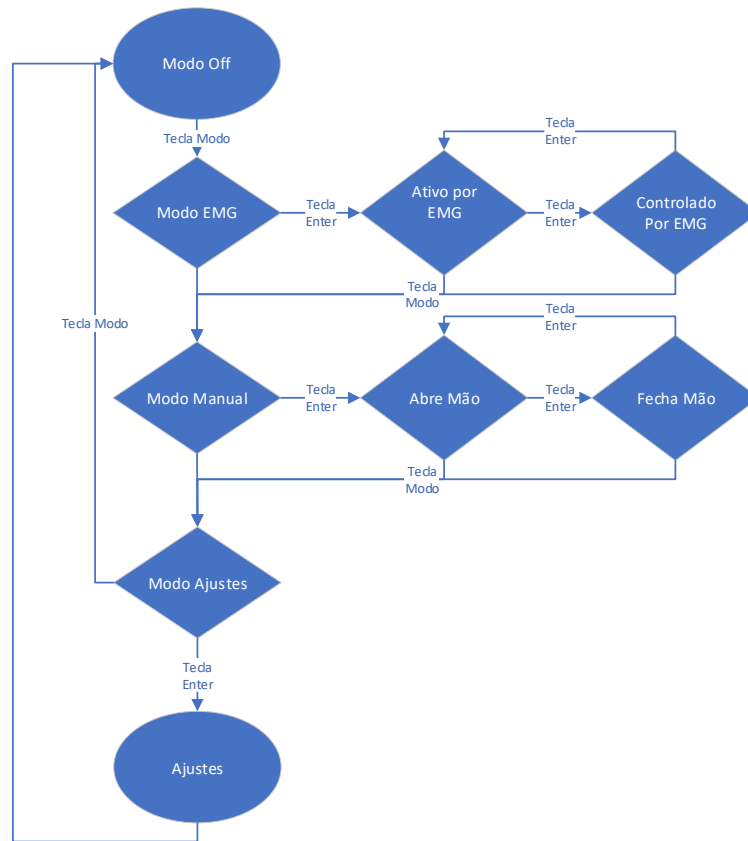


Diagrama 3 - Fluxograma dos modos de funcionamento do controlador

Modo OFF

O Modo OFF é o modo de segurança do protótipo. Quando ele se encontra neste estado é impedido o funcionamento dos atuadores. Embora o microcontrolador continue em funcionamento todas as funções que poderiam executar o movimento dos motores não são realizadas.

Para aceder a este modo basta percorrer os vários modos até que os *leds* indicativos do modo estejam ambos apagados.

Se o protótipo estiver ligado a um computador através de uma porta serie será recebida a mensagem: “Modo OFF”.

Modo EMG

Ao pressionar a tecla “*modo*” o sistema sai do Modo OFF passando para o modo EMG. Neste modo o *led* 1 está desligado e o *led* 2 encontra-se a piscar com uma intermitência de 500ms. Ao ser pressionada a tecla “*enter*” o *led* 2 que piscava liga-se permanentemente, o Modo EMG que estará selecionado será o último que foi utilizado. O *led* de Modo Auto irá apresentar um piscar lento, 300ms *on*, 1700ms *off*, para o modo controlado por EMG, e 1700ms *on* e 300ms *off* para o modo ativado por EMG. Se for pressionada a tecla “*enter*” dá-se a alteração dos modos Auto.

O processamento de sinal deste modo foi desenvolvido por outro aluno na sua tese de mestrado que decorreu em paralelo com o presente trabalho, encontrando-se descrito aí em pormenor (*Processamento de sinal EMG para dispositivos de reabilitação e assistência motora*).

Modo Controlado por EMG

Com este modo ativo, o exoesqueleto efetua atuação sempre que seja detetada a intenção de movimento do utilizador pela leitura dos sinais EMG. A intenção de movimento é obtida com o sinal EMG atual, ao qual, depois de filtrado para eliminação de frequência não desejadas, é retirado o valor de *baseline*, ou seja, o valor em repouso. Sempre que esse valor estiver acima do valor de *threshold* (obtido a partir de uma percentagem do valor máximo de contração voluntária, MVC) o algoritmo de processamento de sinal gera um *bit* que ditará a abertura ou fecho do exoesqueleto. Se o valor de contração muscular instantâneo voltar a um valor inferior ao definido, o exoesqueleto faz “stop” do movimento, permanecendo na posição em que se encontra no momento.

Modo Ativado por EMG

No modo de ativação por EMG o tratamento de sinal é semelhante ao anterior. A diferença reside no facto de que basta existir uma intenção de movimento do utilizador acima do valor de *threshold* para que o exoesqueleto efetue o movimento completo desejado (abertura ou fecho).

Modo Manual

Ao ser pressionada novamente a tecla de “*modo*” é permitido selecionar o modo manual. Para indicação que o sistema se encontra no modo de seleção manual o *led* 1 pisca com um período de 500 ms, o *led* 2 mostra-se desligado. Ao ser pressionada a tecla “*enter*” é ativado o modo e o *led* 1 deixa de piscar, permanecendo ligado.

Ao entrar no modo manual a mão vai posicionar-se na última posição escolhida neste modo. A cada pulso sobre a tecla “*enter*” irá iniciar-se o movimento de abertura, caso esteja na posição de fechada, ou fecho da mão, dependendo do estado em que estiver.

Modo Ajustes

O último modo do protótipo será o que permite efetuar os ajustes necessários a cada utilizador ou reajustar os limites anteriormente definidos.

Este modo tem 8 estados:

- Ajuste do valor mínimo de posição do dedo polegar;
- Ajuste do valor máximo da posição do dedo polegar;
- Ajuste do valor mínimo de posição dos restantes dedos;
- Ajuste do valor máximo da posição dos restantes dedos;
- Ajuste do valor de velocidade de deslocação do polegar;
- Ajuste do valor de velocidade dos restantes dedos;
- Ajuste do valor de *threshold* para a abertura da mão;
- Ajuste do valor de *threshold* para o fecho da mão;
- Guardar valores em memória.

O utilizador é questionado se pretende guardar os valores introduzidos na memória para que se parametrizem os valores no próximo arranque do protótipo. Se não se optar por guardar, esses valores são utilizados como valores de referência até que ocorra um novo arranque do

microcontrolador. A deslocação pelo Modo *OFF* não altera os valores. Os valores guardados são lidos novamente quando acontecer um arranque do microcontrolador.

De modo a simplificar a visualização dos valores introduzidos, quando é selecionado um dos limites de deslocação do veio este acompanha fisicamente a posição de modo a que se possa ver a posição real a ser definida. Cumulativamente, através da ligação a um computador interface serie (RS232) é possível ver mensagens que refletem o modo que está a ser ajustado, bem como o seu valor em percentagem.

O Diagrama 4 apresenta o fluxograma do modo de ajustes. Com a tecla *modo* seleciona-se o parâmetro que se pretende ajustar, de seguida ativa-se o ajuste ao pressionar a tecla *enter*. *Através da* rotação do potenciômetro P1 permite-se a realização do ajustar para o valor desejado, finalmente confirma-se a escolha do valor pressionando a tecla *enter*. A tecla *modo* muda para os parâmetros seguintes.

Desenvolvimento de uma ortótese robótica para assistência da mão

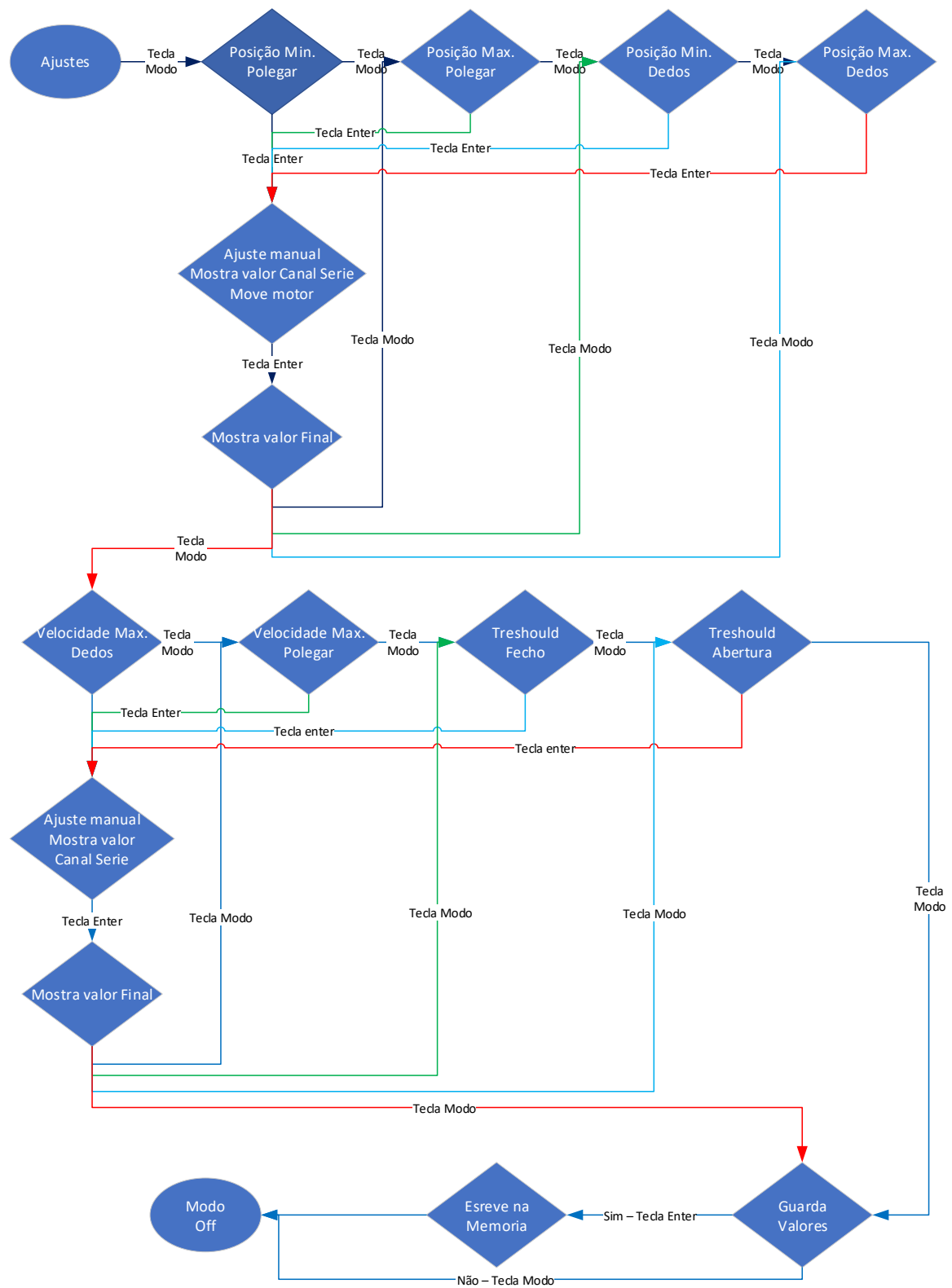
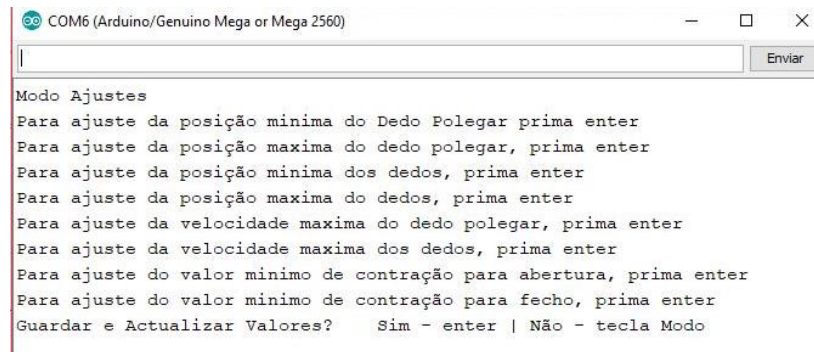


Diagrama 4 - Fluxograma do modo ajustes

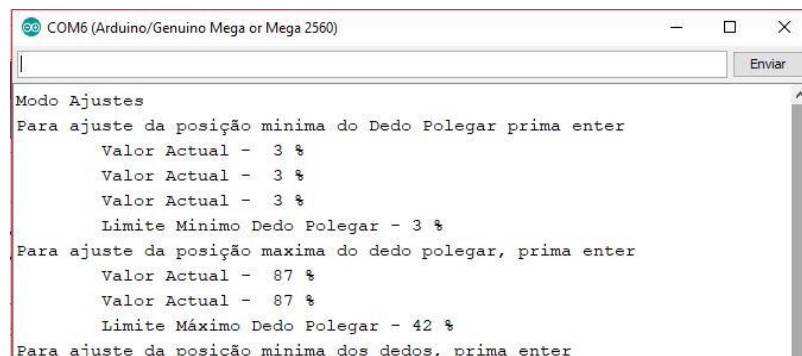
De modo a simplificar os ajustes são exibidas mensagens de instrução pelo canal serie. Com estas mensagens o utilizador apenas tem de seguir as instruções. Na Figura 62 representam-se estas mensagens num caso concreto.



```
COM6 (Arduino/Genuino Mega or Mega 2560)
|
| Enviar
|
Modo Ajustes
Para ajuste da posição minima do Dedo Polegar prima enter
Para ajuste da posição maxima do dedo polegar, prima enter
Para ajuste da posição minima dos dedos, prima enter
Para ajuste da posição maxima dos dedos, prima enter
Para ajuste da velocidade maxima do dedo polegar, prima enter
Para ajuste da velocidade maxima dos dedos, prima enter
Para ajuste do valor minimo de contração para abertura, prima enter
Para ajuste do valor minimo de contração para fecho, prima enter
Guardar e Actualizar Valores?   Sim - enter | Não - tecla Modo
```

Figura 62 - Mensagens geradas como instruções para o menu ajustes.

Na Figura 63 mostra-se, a título de exemplo, o ajuste da posição mínima e máxima do dedo polegar. Os ajustes são todos realizados com o auxílio do potenciômetro colocado na placa controladora.



```
COM6 (Arduino/Genuino Mega or Mega 2560)
|
| Enviar
|
Modo Ajustes
Para ajuste da posição minima do Dedo Polegar prima enter
    Valor Actual - 3 %
    Valor Actual - 3 %
    Valor Actual - 3 %
    Limite Minimo Dedo Polegar - 3 %
Para ajuste da posição maxima do dedo polegar, prima enter
    Valor Actual - 87 %
    Valor Actual - 87 %
    Limite Máximo Dedo Polegar - 42 %
Para ajuste da posição minima dos dedos, prima enter
```

Figura 63 - Exemplo da calibração de valores, neste caso do polegar

Na Figura 59 pode ver-se o potenciômetro de ajustes marcado com “P1”.

4. Modelação e controlo do motor do exoesqueleto

Para obtenção da função de transferência do motor linear *Firgelli L16-50-35-12-P* usou-se o método de cálculo da constante de tempo do motor. Para isso, efetuou-se uma montagem onde se aplicou tensão direta da fonte aos terminais do motor e se mediu o respetivo deslocamento linear.

Ao obter a curva de movimento dada pelo potenciômetro observou-se a zona de transição de estado, aplicou-se uma função em *Simulink* em que se derivou a resposta em posição dada pelo potenciômetro obtendo assim a resposta do motor em velocidade, conseguindo assim calcular a constante de tempo do motor e respetiva função de transferência, permitindo o cálculo de sistema de controlo. Nos próximos pontos irá descrever-se todo o processo.

4.1. Constante de tempo do motor

Uma das técnicas usadas para cálculo da função de transferência de um motor é o cálculo da constante de tempo do motor, considerando um modelo de 1ª ordem. É um método bastante útil quando se desconhece os parâmetros do motor. Para o cálculo da constante de tempo do motor é necessário que o sistema devolva o valor de velocidade. Como o motor usado apenas devolve valor de posição foi necessário obter esta resposta para calcular a sua derivada. O valor da constante de tempo (T) de um motor define o seu tempo de resposta. Quanto menor este for, mais rápida será a resposta do sistema. Este valor corresponde ao tempo em que a resposta de velocidade atinge 63.2% do valor final [25].

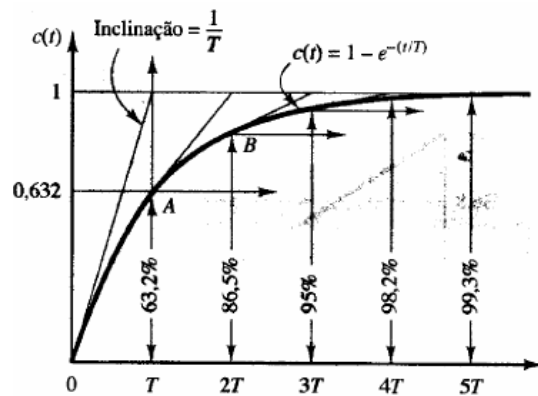


Figura 64 - Constante de tempo (T) de um sistema de 1ª ordem [25]

Para o cálculo do valor da constante de tempo efetuou-se uma montagem em que se aplicou a tensão nominal do motor de 12 Volt dc. Com recurso a um osciloscópio mediu-se a resposta de posição do sistema, lendo o valor do potenciômetro embutido no motor. Assim obteve-se a resposta do sistema em posição. O tempo de ensaio foi o suficiente para obter uma resposta linear em rampa na saída de posição. A leitura foi efetuada com um osciloscópio Tektronix TDS2012C, e os dados exportados com a aplicação *OpenChoice Desktop* da Tektronix. Os dados foram posteriormente lidos no *Matlab*, o qual foi usado para a análise da resposta obtida, conforme ilustrado na Figura 65.

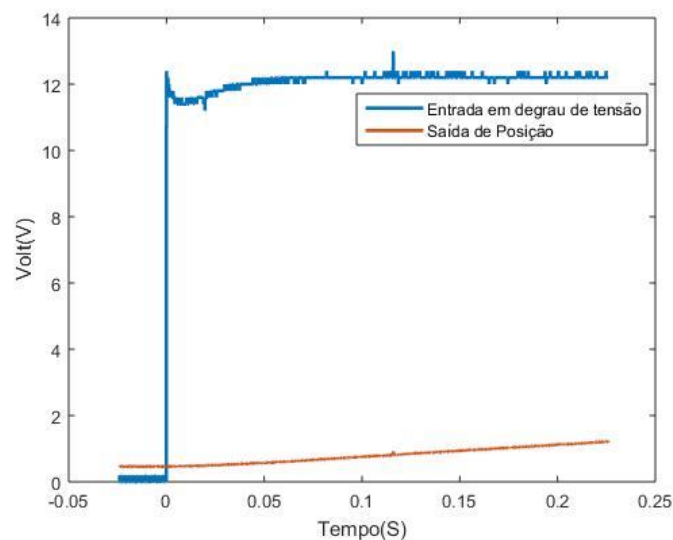


Figura 65 - Leitura do valor de posição do motor

De seguida foi analisada em particular a parte da resposta imediatamente posterior ao momento em que se aplica tensão ao motor (na Figura 65, onde se pode ver o pulso de subida a azul). O valor de posição inicia-se ligeiramente deslocado da posição 0, pois o motor partiu da posição que eliminava a folga no sistema de engrenagem mecânica que faz a desmultiplicação entre o motor elétrico e o veio de movimento linear, não provocando assim atrasos na resposta.

Como a resposta de posição é algo ruidosa usaram-se dois métodos para obter a curva: 1) filtragem com um filtro FIR (*Finite Impulse Response*) com uma frequência de corte de 5Hz e de ordem 64; e 2) *fitting* da curva através de equação de 2 ordem. Na Figura 66(a), mostram-se os resultados obtidos e o sinal final obtido na Figura 66(b).

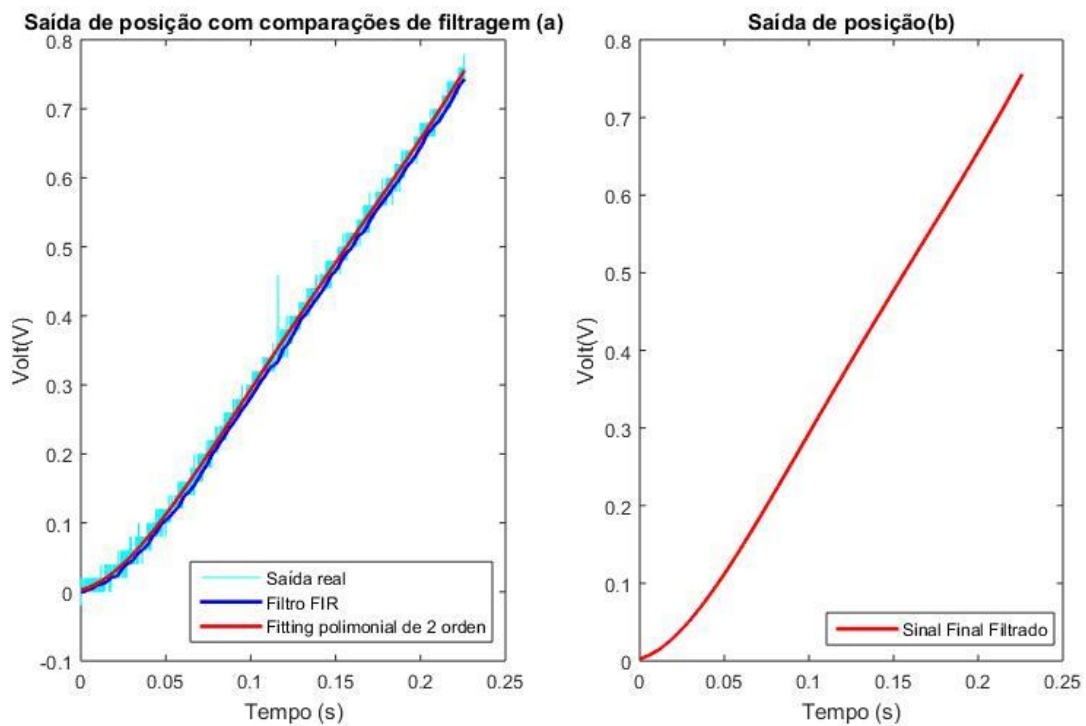


Figura 66 - Feedback de posição com comparação de sistemas de filtragem, Filtro FIR e Regressão Linear (a); sinal final com filtragem (b)

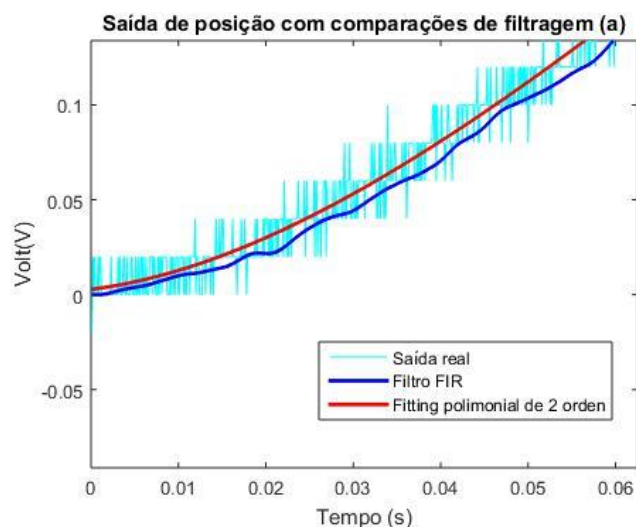


Figura 67 - Pormenor dos 60ms iniciais

Pela observação da Figura 66(a) e Figura 67 pode ver-se que com o método do *fitting* polinomial de 2 ordem a resposta obtida é ligeiramente mais aproximada da esperada pelo que se optou pela utilização do cálculo da método do *fitting* polinomial de 2 ordem para obter o valor de posição. Para obter a constante de tempo obteve-se a curva de resposta do motor em velocidade derivando a curva de posição. A derivada da curva de posição foi obtida com um simples modelo de *Simulink* (Figura 68). A resposta obtida com o modelo apresenta-se na Figura 69.

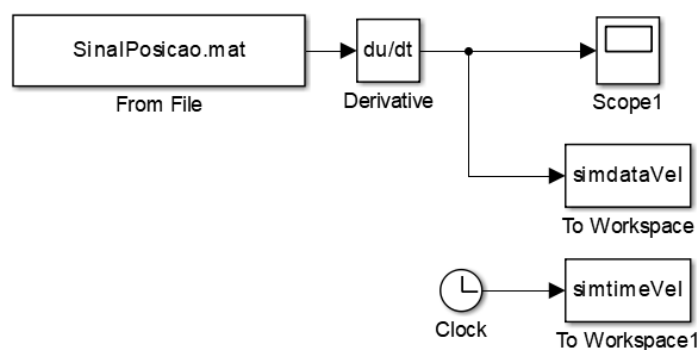


Figura 68 - Modelo implementado em Simulink para derivar a posição de modo a obter resposta em velocidade

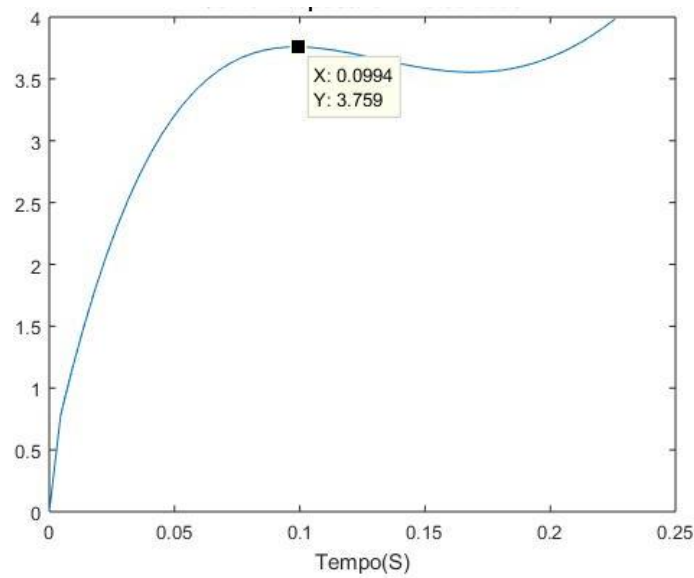


Figura 69 - Curva de velocidade obtida após derivação da posição

O ponto marcado na Figura 69 corresponde ao valor considerado como regime final por ser esta a parte onde a curva se comporta como um sistema de 1ª ordem. Ignorou-se o resto da curva por se ter entendido resultarem de efeitos da derivada a oscilações da resposta de posição. Para o valor de regime estacionário considerado, obtém-se uma constante de tempo do motor de 27.1 milissegundos.

4.2. Função de transferência

A função de transferência de um sistema de primeira ordem [26] é dada por:

$$H(s) = \frac{1}{Ts + 1} \quad (1)$$

Ao substituir o valor de T em (1) e após normalizar a equação obtemos a seguinte função de transferência do motor:

$$H(s) = \frac{36.89}{s + 39.89} \quad (2)$$

Para obter a função de transferência para controlo em posição será necessário integrar a função de transferência (2) obtendo:

$$G(s) = \frac{36.89}{s^2 + 39.89s} \quad (3)$$

Na Figura 70 apresenta-se a comparação das respostas para uma entrada a degrau em tensão do modelo obtido e do sistema real. A verde apresenta-se a curva da resposta em velocidade simulada em comparação com a curva da resposta em velocidade real, a vermelho e rosa temos a comparação das repostas a degrau em posição, a vermelho têm-se a resposta a degrau em posição real, a rosa a resposta a degrau do sistema obtido.

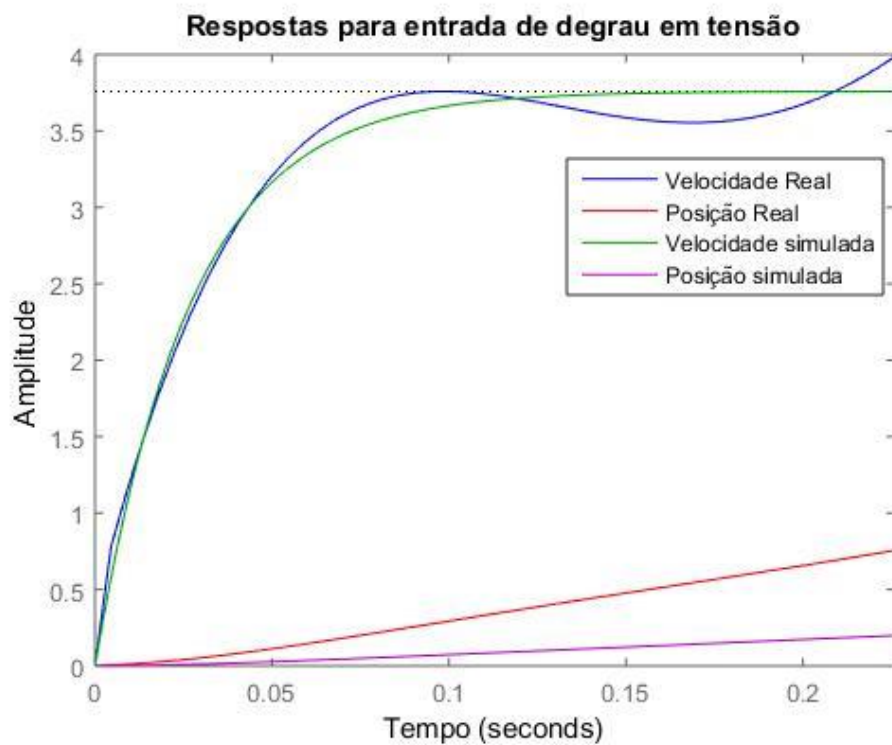


Figura 70 - Respostas a degrau em velocidade

No gráfico da Figura 70, podemos ver que existe uma grande diferença entre as curvas de posição. Para corrigir o desvio obteve-se valor de ganho DC do motor. Este valor foi obtido por

aproximação sucessiva das curvas de modo a obter o melhor resultado, partiu-se do valor considerado de regime estacionário obtido na Figura 69 , variando o valor km na função de transferência:

$$G_{(s)} = \frac{km * 36.89}{s^2 + 39.89s} \quad (4)$$

A melhor aproximação foi obtida para:

$$km = 3.75 \quad (5)$$

Tendo-se obtido:

$$G_{(s)} = \frac{138.3}{s^2 + 39.89s} \quad (6)$$

Como a resposta em velocidade foi obtida por derivação do sinal de posição do potenciômetro na saída do veio, será apenas comparada a resposta do sistema em posição, a qual se apresenta na Figura 71. Apesar do ligeiro erro entre as duas curvas, o valor de km de 3.75 foi o valor para qual a resposta simulada foi mais semelhante da real. Para outros valores, o sistema ou apresentava um erro maior, ou perdiam o paralelismo apresentado.

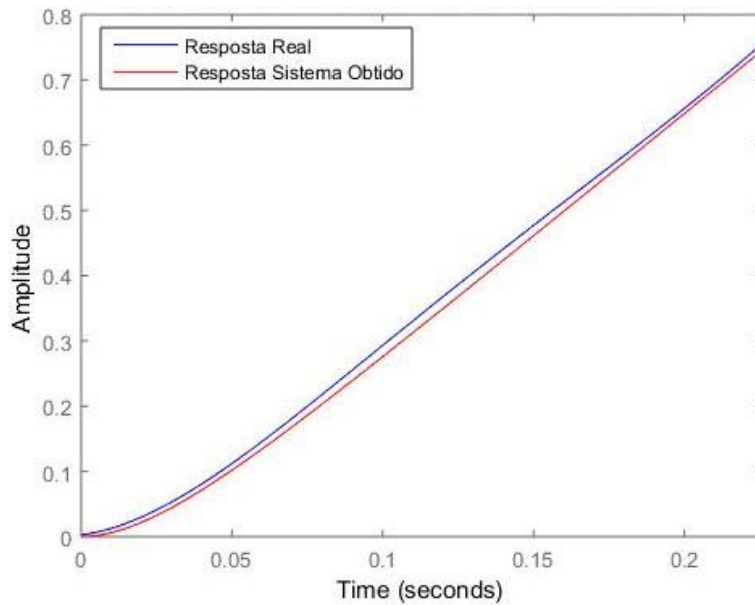


Figura 71 - Comparação das respostas em posição, a azul a resposta real e vermelho a resposta da função de transferência obtida.

4.3. Controlador

4.3.1. Conceitos introdutórios

Para controlar um sistema é necessário ter uma ação de controlo, que é o calculado em função do erro entre o valor desejado para a saída (referência) e o valor real da saída.

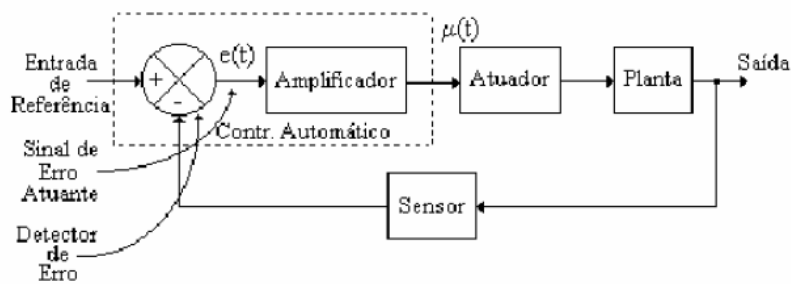


Figura 72 - Exemplo de sistema de controlo e seus componentes [25]

Para o cálculo da ação de controlo existem várias abordagens possíveis [25], de entre as quais foram consideradas apenas as seguintes:

- Controladores Proporcionais (P);
- Controladores Integrais (I);
- Controladores Proporcionais-Integrais (PI);
- Controladores Proporcionais-Derivativos (PD);
- Controladores Proporcionais-Integrais-Derivativos (PID).

A opção recaiu nestes controladores por serem suficientemente robustos dada a dinâmica relativamente lenta do sistema, pela ausência de perturbações e baixo ruído, não havendo necessidade de calculo de estimadores de ruído. Por outro lado, são de simples implementação.

Ação de Controlo Proporcional

Com este tipo de controlo a relação entre a saída do controlador, $u(t)$, e o sinal de erro atuante, $e(t)$ é dado por:

$$u(t) = k_p \times e(t) \quad (7)$$

Onde:

$k_p = \text{Ganho proporcional}$

Este tipo de controlo consiste num ganho ajustável [25], e tem sempre associado um erro em regime estacionário que é dado pela seguinte expressão:

$$e_{ss} = \frac{1}{1 + k_p} \quad (8)$$

Ação de Controlo Proporcional-Integral

A ação de controlo integral faz com que a saída, $u(t)$ varie com uma taxa proporcional ao integral do sinal de erro. A utilização da conjugação das duas ações de controlo, proporcional e

integral, faz com que o erro em regime estacionário característico do controlador proporcional seja eliminado [25]. Tem como equação de controlo:

$$u(t) = kp \times e(t) + \frac{kp}{Ti} \int_0^t e(t) dt \quad (9)$$

Ou, em Laplace:

$$U(s) = kp \times E(s) + \frac{kp}{Ti} \times \frac{E(s)}{s} \quad (10)$$

Onde:

$kp = \text{Ganho proporcional}$

$Ti = \text{Constante de Tempo Integral}$

Ação de Controlo Proporcional-Derivativa

Este tipo de ação é definido por:

$$u(t) = kp \times e(t) + kp \times Td \times \frac{d}{dt} e(t) \quad (11)$$

Ou, em Laplace:

$$U(s) = kp \times E(s) + kp \times Td \times s \times E(s) \quad (12)$$

Onde:

$kp = \text{Ganho proporcional}$

$Ti = \text{Constante de Tempo Integral}$

Este tipo de ação só influencia a velocidade de resposta nos efeitos transitórios.

Ação de Controle Proporcional-Integral-Derivativo

O controlador PID junta as características das 3 condições de controle, tendo sido o sistema de controle utilizado no protótipo. Considera-se que este controlador resolve 90% dos problemas de controle [25]. A sua estrutura garante o ganho da ação proporcional, a eliminação de erro da ação integral e redução dos efeitos transitórios da ação derivativa. Tem como equação [25]:

$$u(t) = kp \times e(t) + \frac{kp}{Ti} \int_0^t e(t)dt + kp \times Td \times \frac{d}{dt} e(t) \quad (13)$$

Ou em Laplace:

$$U(s) = kp \times E(s) + \frac{kp}{Ti} \times \frac{E(s)}{s} + kp \times Td \times s \times E(s) \quad (14)$$

O seu modelo é representado na figura seguinte:

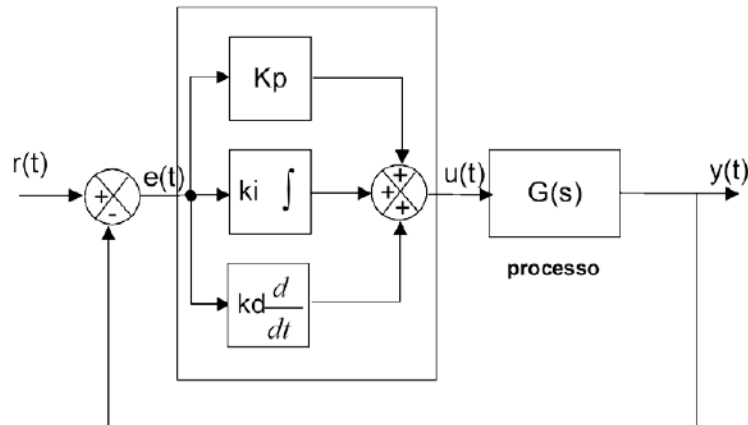


Figura 73 - Estrutura do controlador PID [25]

Neste protótipo foram implementados os três controladores mais usados P, PI e PID. Para sintonização dos controladores utilizou-se a aplicação incluída no software *Matlab*, *PID Tuner*.

Esta aplicação permite sintonizar graficamente a resposta do controlador ajustando o tempo de resposta e o comportamento transitório. Combinando entre estes dois fatores consegue-se prever a resposta desejada a uma resposta a degrau. Esta aplicação usou a função de transferência em posição e devolve os parâmetros da configuração paralela (Figura 73) de modo a obter os valores de ganhos das várias ações. Foi selecionada a opção para controlo em seguimento de referencia é o tipo de controlador que desejado.

4.4. Sintonização de controlador P

Controlador contínuo

Ao executar a função *pidTuner* do Matlab sintonizou-se o controlador P de modo a obter a resposta da Figura 74. A sintonização foi realizada em contínuo. Pode ver-se que o regime estacionário é atingido ao fim de 300ms, como o sistema físico tem uma resposta lenta, não houve necessidade de ajustar um sistema de controlo com uma resposta muito rápida. Para além disso, deu-se preferência à total ausência de *overshoot*, que para o sistema em causa é totalmente indesejado.

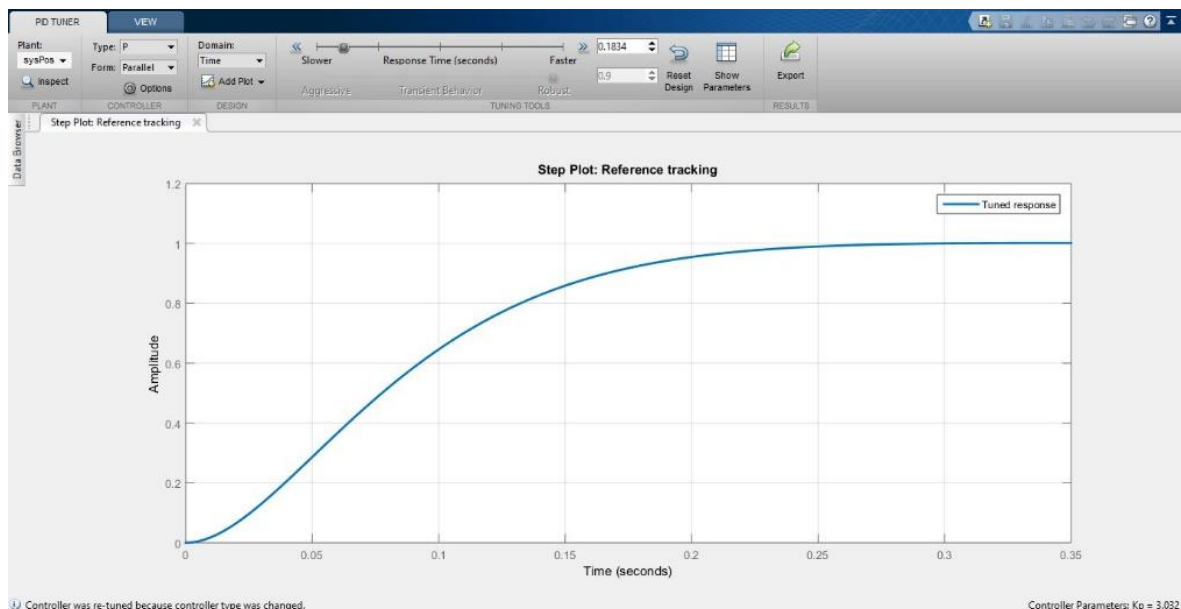


Figura 74 - Sintonização do Controlador P - *pidTuner*, Matlab

Após a sintonização obteve-se um valor para o controlador P de 3.0320. De modo a analisar a estabilidade do sistema simulou-se o sistema em malha fechada (Figura 75).

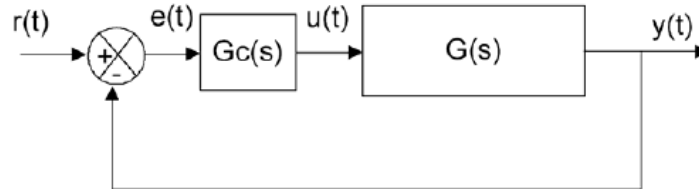


Figura 75 - Modelo de um sistema de controlo, $r(t)$ - referencia, $e(t)$ - erro, $u(t)$ - sinal controlo, $y(t)$ - saída sistema, $G_c(s)$ - Controlador e $G(s)$ - Sistema [25]

O sistema de malha fechada será dado pela equação:

$$\frac{Y(s)}{R(s)} = \frac{G_c(s) \times G(s)}{1 + G_c(s) \times G(s)} \quad (15)$$

Usando o *Matlab*, a equação do sistema em malha fechada é dada pelo comando *feedback*, obtendo-se a seguinte expressão:

$$\frac{Y(s)}{R(s)} = \frac{419.4}{s^2 + 39.86s + 419.4} \quad (16)$$

A estabilidade do sistema foi feita analisando o lugar das raízes que nos dá a posição dos pólos. A colocação dos polos influencia diretamente o tipo resposta do sistema. Polos à direita do eixo imaginário tornam o sistema instável, pólos no eixo imaginário levam a uma resposta oscilatória e polos à esquerda do eixo imaginário levam a um sistema estável.

Para obter o lugar das raízes, usou-se o comando *rlocus* do Matlab (ver Figura 76). Podemos concluir que o sistema é estável e pela posição dos polos será um sistema sub-amortecido, ou seja, poderá existir alguma oscilação até o valor de regime estacionário ser atingido.

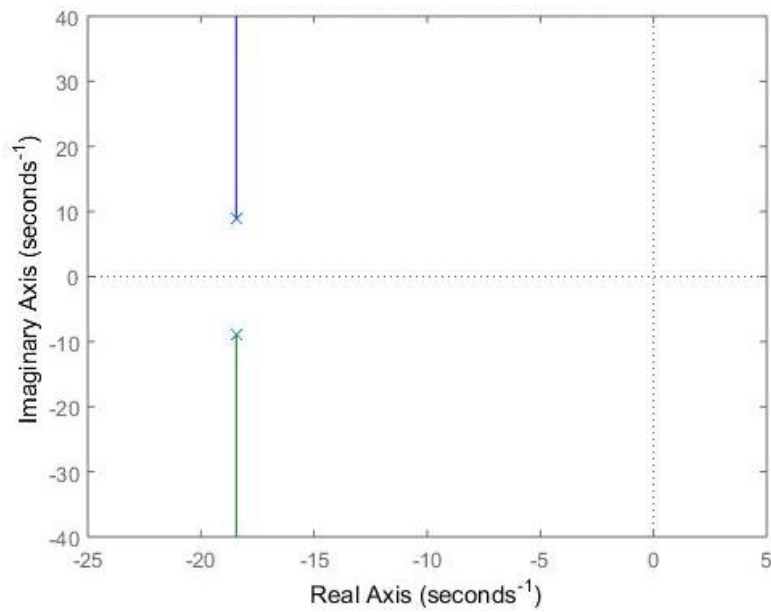


Figura 76 - Lugar das raízes sistema em malha fechada controlador P

Para simulação do controlador foi realizado modelo em *Simulink* da Figura 77.

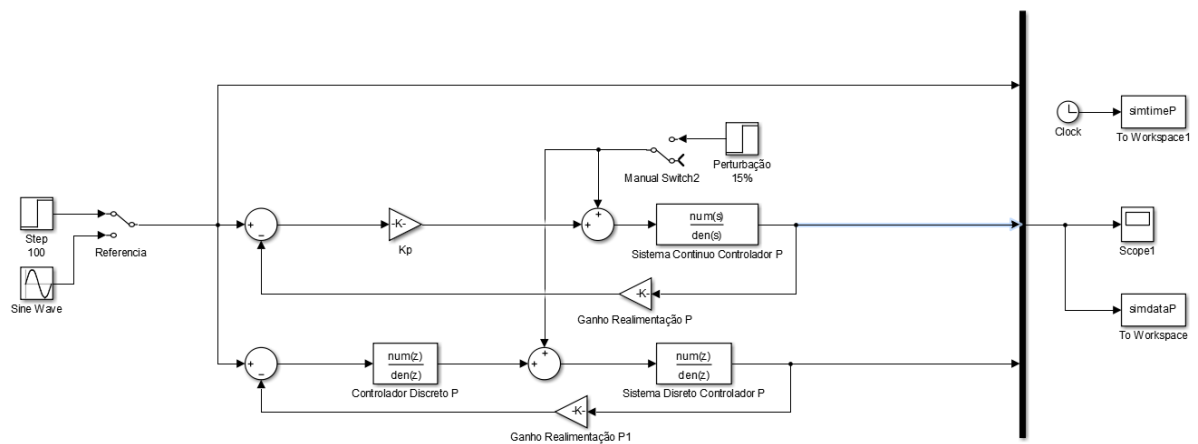


Figura 77 - Modelo em simulink implementado para simulação de controlador P, contínuo e discreto

Do qual se obteve a seguinte resposta para a simulação a degrau.

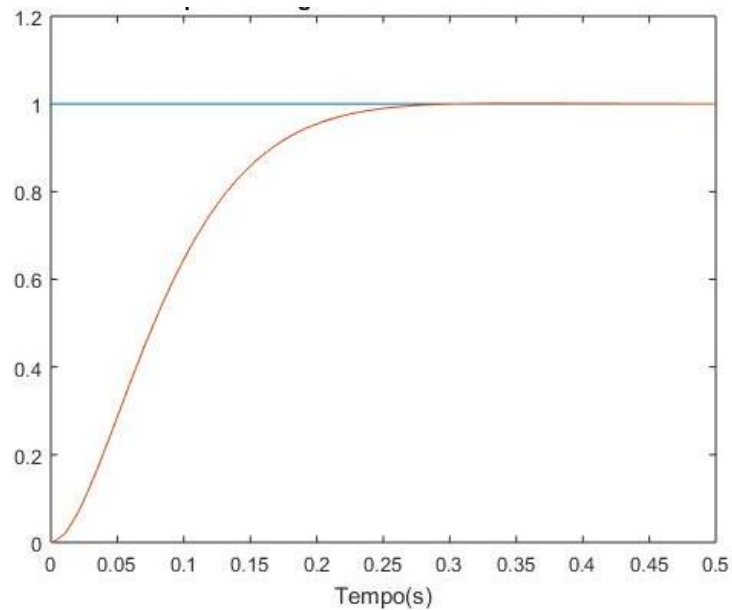


Figura 78 - Simulação de Resposta a degrau Controlador P

Pela análise da Figura 78, pode-se concluir que o sistema é estável e que se obtém o comportamento esperado pela sintonização (Figura 74).

Controlador discreto

Para implementação do controlador digital passou-se à discretização do controlador contínuo.

Começou-se por definir a frequência de amostragem, a partir do valor da frequência de corte de -3 dB do sistema (observada do diagrama de Bode). A frequência de amostragem é calculada usando a regra [27]:

$$T = \frac{1}{30 \cdot f} \quad (17)$$

Em que:

T = período de amostragem

$f = \text{frequencia de corte}$

A frequência de corte medida foi de 2.79 Hz tendo-se assim chegado a um período de amostragem de 12 ms .

De seguida efetuou-se a discretização pelo método de emulação, ou seja, partindo do controlador contínuo calculado vai-se encontrar uma função de transferência discreta que tenha aproximadamente as mesmas características dentro do limite de frequência de operação [27].

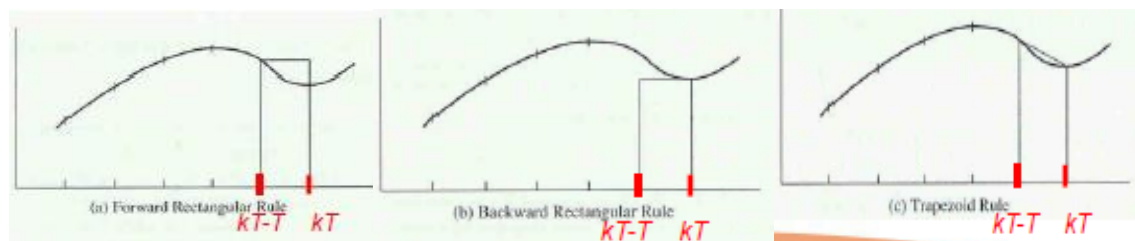


Figura 79 - Métodos de integração numérica [27]

Para a emulação por integração numérica existem 3 técnicas usualmente utilizadas, Diferenças para a frente (Figura 79-(a)), em que a aproximação é feita para a frente com base no valor de $kT - T$, Diferenças para trás (Figura 79-(b)), em que a aproximação é feita para trás com base no valor de kT , e a Trapezoidal (Tustin) (Figura 79-(c)) em que a aproximação é feita pela média dos valores de $kT - T$ e kT [27].

Estes métodos baseiam-se na transformação do plano s para o plano z . Assim deve substituir-se nas equações do sistema contínuo a aproximação correspondente na Tabela 2:

Tabela 2 - Métodos de integração numérica [27]

Método	Aproximação
Diferenças para Trás	$s = \frac{z - 1}{T}$

Diferenças para a frente	$s = \frac{z - 1}{Tz}$
Trapezoidal (Tustin)	$s = \frac{2z - 1}{Tz + 1}$

Para a discretização da função de transferência do motor usa-se um sistema ZOH (*Zero-Order-Hold*). O sistema contínuo passa a apresentar apenas uma variação a cada período de amostragem, em que o ZOH retém o valor de cada amostra. A aproximação é feita pela expressão;

$$G(z) = (1 - z^{-1})Z \left\{ \frac{G(s)}{s} \right\} \quad (18)$$

Para efetuar a discretização das funções de transferência recorreu-se ao *Matlab* e ao comando *c2d*, que faz a conversão do modelo contínuo para discreto segundo o método escolhido.

Para o controlador P foi escolhido o método trapezoidal. Foram obtidas as seguintes funções de transferência discretas para o motor (19) e para o controlador (20):

$$G(z) = \frac{0.008585z + 0.007412}{z^2 - 1.643z + 0.6433} \quad (19)$$

$$Gc(z) = 3.032(\text{ganho estatico}) \quad (20)$$

Para estudo da estabilidade calculou-se o sistema em malha fechada:

$$\frac{Y(z)}{R(z)} = \frac{0.02603z + 0.02247}{z^2 - 1.617z + 0.6658} \quad (21)$$

E por fim calculou-se o lugar das raízes recorrendo ao comando *rlocus*.

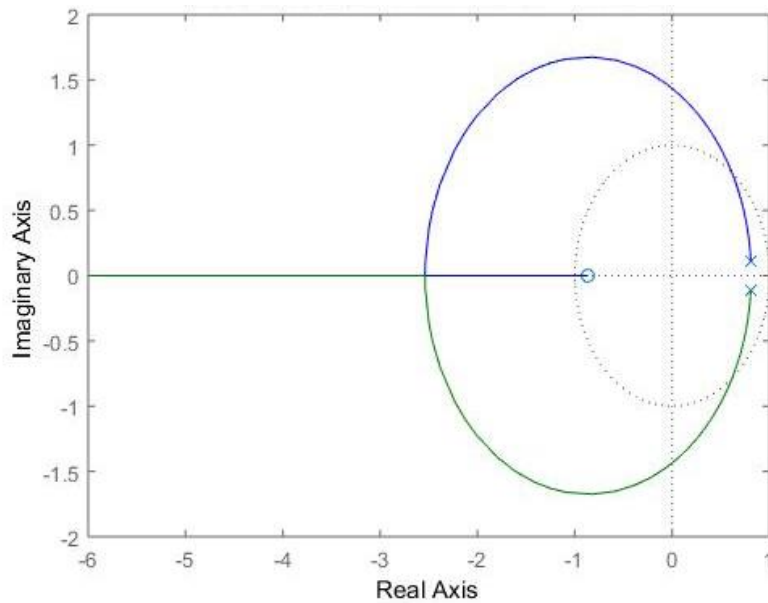


Figura 80 - Lugar das raízes do sistema em malha fechada com Controlador Discreto P

Com o método trapezoidal todo o plano do lado esquerdo do plano s é transformando num círculo unitário em z , assim todos os polos deverão estar dentro do círculo unitário para que o sistema seja estável. Como se pode ver na Figura 80, todos os polos estão localizados dentro do círculo unitário, logo o sistema é estável.

De igual modo foi simulado o sistema com o modelo da Figura 77 em *Simulink*, para obter a resposta a degrau do sistema da Figura 81. Pode-se ver que o sistema apresenta um ligeiro *overshoot*, mas a resposta em regime estacionário não mostra qualquer desvio.

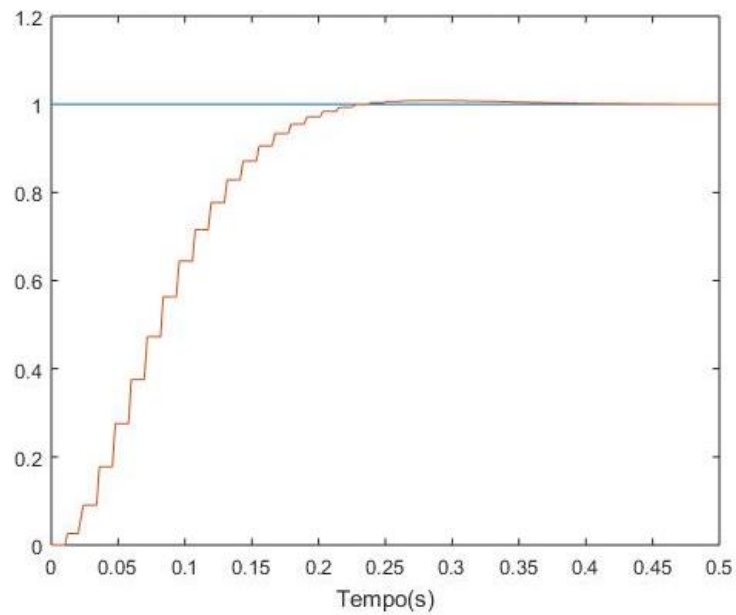


Figura 81 - Simulação do controlador P discreto em simulink.

Equação de diferenças do controlador

De modo a implementar o controlador no microcontrolador obteve-se a equação de diferenças. O processo passa por obter a transformada inversa de Z a partir da expressão do controlador P em Z (20).

$$\frac{U(z)}{E(z)} = 3.032 \Leftrightarrow \quad (22)$$

$$U(z) = 3.032 \cdot E(z) \Leftrightarrow \quad (23)$$

Aplicando a inversa de Z, obtém-se a equação de diferenças a implementar no microcontrolador:

$$u(kT) = 3.032 \cdot e(kT) \quad (24)$$

Para cálculo do valor de controle foi escrita a seguinte função:

```
void controle_P() {  
    for (int i = 0; i < nrDedos; i++) {  
        erroAtual[i] = Ref[i] - Pos[i];  
        controle[i] = b0_P * erroAtual[i];  
    }  
}
```

Na função a variável *erroAtual* representa o valor do erro (diferença entre a referência (*Ref*) desejada e o valor atual de posição (*Pos*), a variável de controle (*controle*) é obtida pela multiplicação do valor da ação proporcional (*b0_P*) e o erro obtido.

As variáveis apresentam-se na forma de *arrays* de modo a que em desenvolvimentos futuros, caso, forem adicionados motores adicionais para movimento dos restantes dedos, apenas será necessário ajustar a variável *nrDedos*.

4.5. Controlador PI

Controlador contínuo

À semelhança do efetuado no ponto 4.4, fez-se a sintonização usando o *pidTuner*, obtendo-se a resposta da Figura 82

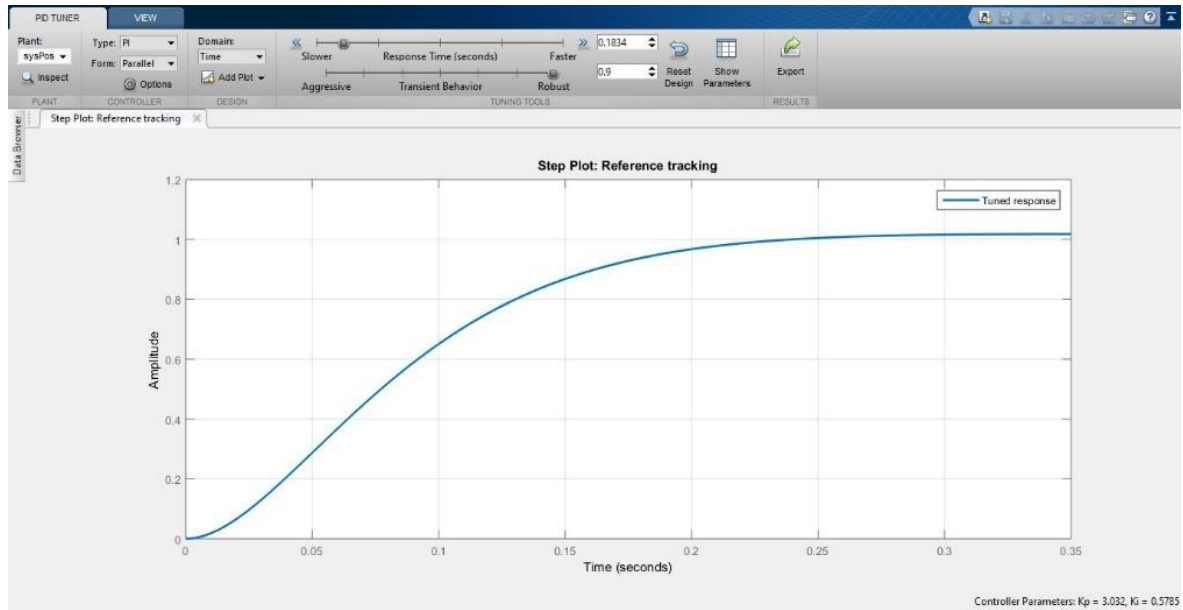


Figura 82 - Sintonização do Controlador PI - pidTuner, Matlab

Obtiveram-se os seguintes ganhos para o controlador:

$$k_p = 3.0315$$

$$k_i = 0.5785$$

Simplificando a equação (10) obtém-se a função de transferência do controlador:

$$G_c(s) = \frac{k_p \cdot s + k_i}{s} \quad (25)$$

Substituindo os valores obtidos na sintonização, obtém-se:

$$G_c(s) = \frac{3.0315 \cdot s + 0.5785}{s} \quad (26)$$

Com estes valores calculou-se o sistema em malha fechada:

$$\frac{Y(s)}{R(s)} = \frac{419.4s + 80.03}{s^3 + 39.86s^2 + 419.4s + 80.03} \quad (27)$$

e o respectivo lugar das raízes.

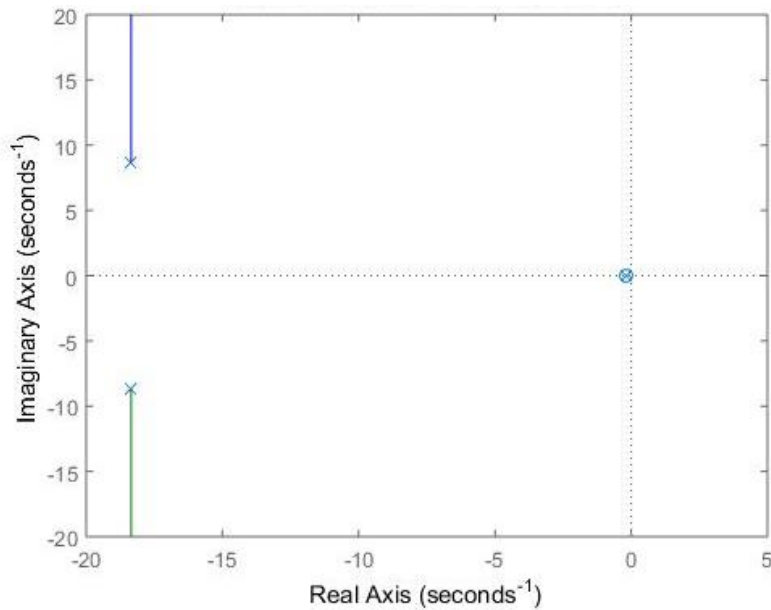


Figura 83 - Lugar das raízes sistema em malha fechada controlador PI

Por análise do lugar das raízes do controlador PI (Figura 83), conclui-se que o sistema é estável e pela posição dos polos, tal como o controlador anterior, será um sistema sub-amortecido.

Recorrendo ao *Simulink* criou-se o modelo do sistema (Figura 84) de modo a ser possível efetuar simulação do comportamento do sistema, do qual se obteve a seguinte resposta a degrau (Figura 85).

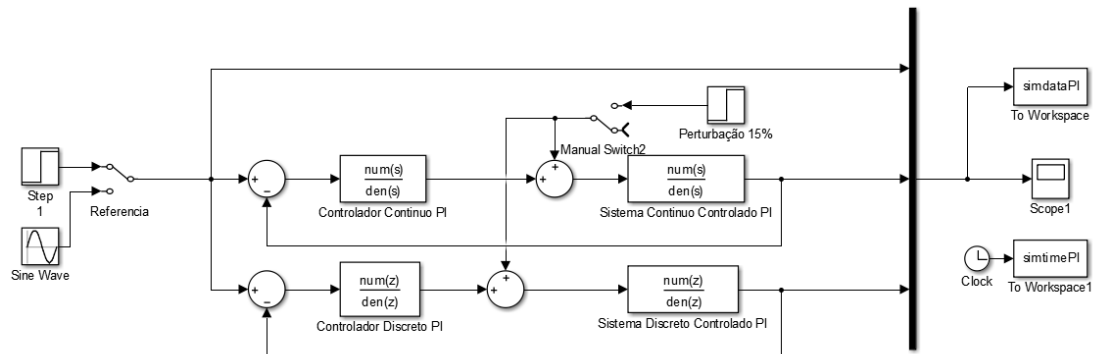


Figura 84 - Modelo em simulink implementado para simulação de controlador PI, contínuo e discreto

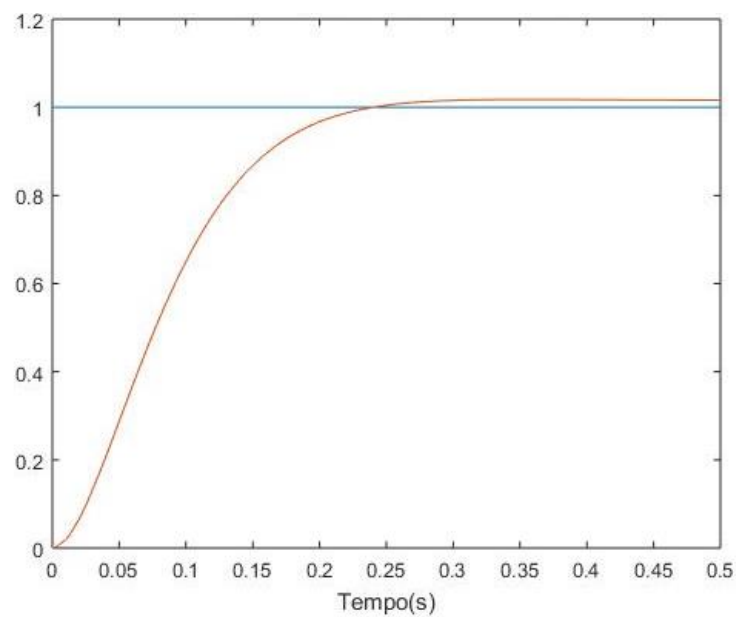


Figura 85 - Simulação de Resposta a degrau Controlador PI

Pela simulação pode ver-se que o sistema apresenta um ligeiro *overshoot* que se anula ao fim de 10 segundos. Após implementação no circuito real será novamente analisado o comportamento.

Controlador discreto

O processo que se utilizou foi semelhante ao detalhado no controlador P. O período de amostragem é de $13.3ms$, a função de transferência obtida para o motor após aplicação do ZOH é:

$$G(z) = \frac{0.01041z + 0.008846}{z^2 - 1.613z + 0.613} \quad (28)$$

Para o controlador obteve-se a seguinte função de transferência:

$$G_c(z) = \frac{3.035z - 3.028}{z - 1} \quad (29)$$

Obtendo-se então o seguinte sistema em malha fechada:

$$\frac{Y(z)}{R(z)} = \frac{0.0316z^2 - 0.004669z - 0.02678}{z^3 - 2.581z^2 + 2.221z - 0.6398} \quad (30)$$

Com a qual se obteve o lugar das raízes do sistema:

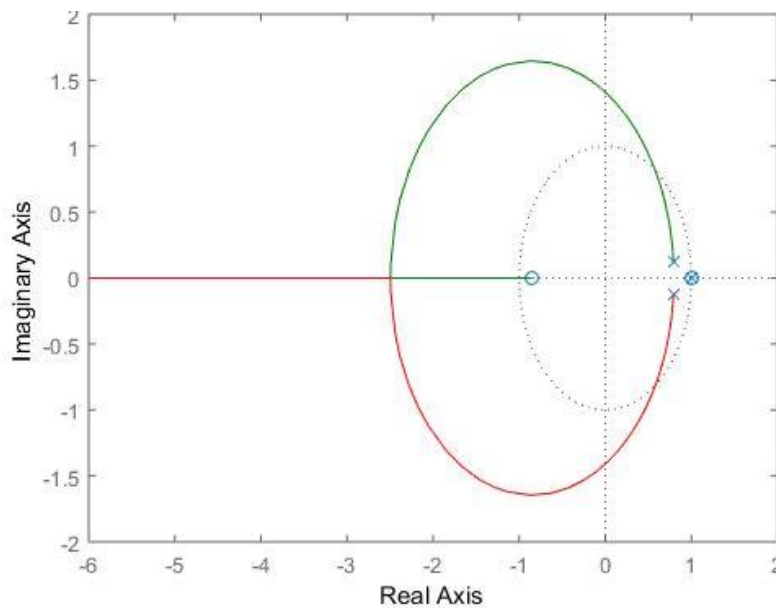


Figura 86 - Lugar das raízes Controlador Discreto PI

Na Figura 86, pode ver-se que os polos do sistema estão localizados dentro do círculo unitário, indicando assim que o sistema discreto é estável. Com o modelo da Figura 84, simulou-se o sistema para uma resposta a degrau, a qual se apresenta o resultado na figura seguinte.

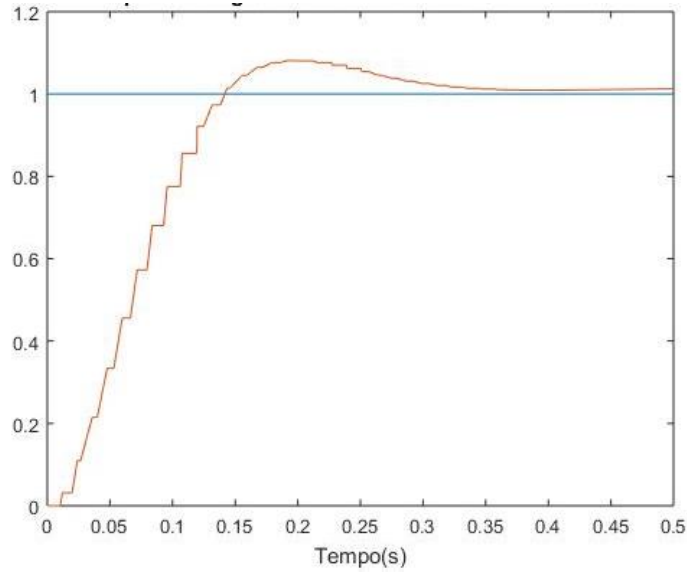


Figura 87 - Simulação do controlador PI discreto em simulink

Comparando as Figura 85 e Figura 87, podemos ver que o sistema discretizado passou a obter um *overshoot* ligeiramente elevado que o pretendido para este protótipo.

Equação de diferenças do controlador PI

Para cálculo da equação de diferenças usando a expressão do controlador (29), obtém-se:

$$\frac{U(z)}{E(z)} = \frac{3.035z - 3.028}{z - 1} \Leftrightarrow \quad (31)$$

$$\frac{U(z)}{E(z)} = \frac{3.035 - 3.028z^{-1}}{1 - z^{-1}} \Leftrightarrow \quad (32)$$

$$U(z) \cdot (1 - z^{-1}) = (3.035 - 3.028z^{-1}) \cdot E(z) \Leftrightarrow \quad (33)$$

$$U(z) - U(z)z^{-1} = 3.035 \cdot E(z) - 3.028z^{-1} \cdot E(z) \Leftrightarrow \quad (34)$$

$$U(z) = 3.035 \cdot E(z) - 3.028z^{-1} \cdot E(z) + U(z)z^{-1} \Leftrightarrow \quad (35)$$

Aplicando a inversa de Z, obtém-se a equação para o microcontrolador;

$$u(kT) = 3.035 \cdot e(kT) - 3.028 \cdot e(kT - 1) + u(kT - 1) \Leftrightarrow \quad (36)$$

Para cálculo do valor de controle foi escrita a seguinte função:

```
void controle_PI() {  
    for (int i = 0; i < nrDedos; i++) {  
        erroAtual[i] = Ref[i] - Pos[i];  
        controle[i] = (b0_PI * erroAtual[i]) - (b1_PI * erroAnterior[i]) +  
        controleAnterior[i];  
        erroAnterior[i] = erroAtual[i];  
        controleAnterior[i] = controle[i];  
    }  
}
```

A função calcula o valor de controle com base na equação de diferenças obtida. De igual modo ao controlador P (Ponto 4.4) já apresentado as variáveis apresentam a mesma denominação. Na variáveis *erroAnterior* e *controleAnterior*, são guardados os valores do erro anterior e do controle anterior.

4.6. Controlador PID

Controlador contínuo

De igual modo, recorreu-se ao *pidTuner* para sintonizar o controlador, tal como nos restantes, deu-se preferência a sintonização do controlador para não existir *overshoot* em vez de rapidez de resposta. A sintonização efetuada apresenta-se na Figura 88.

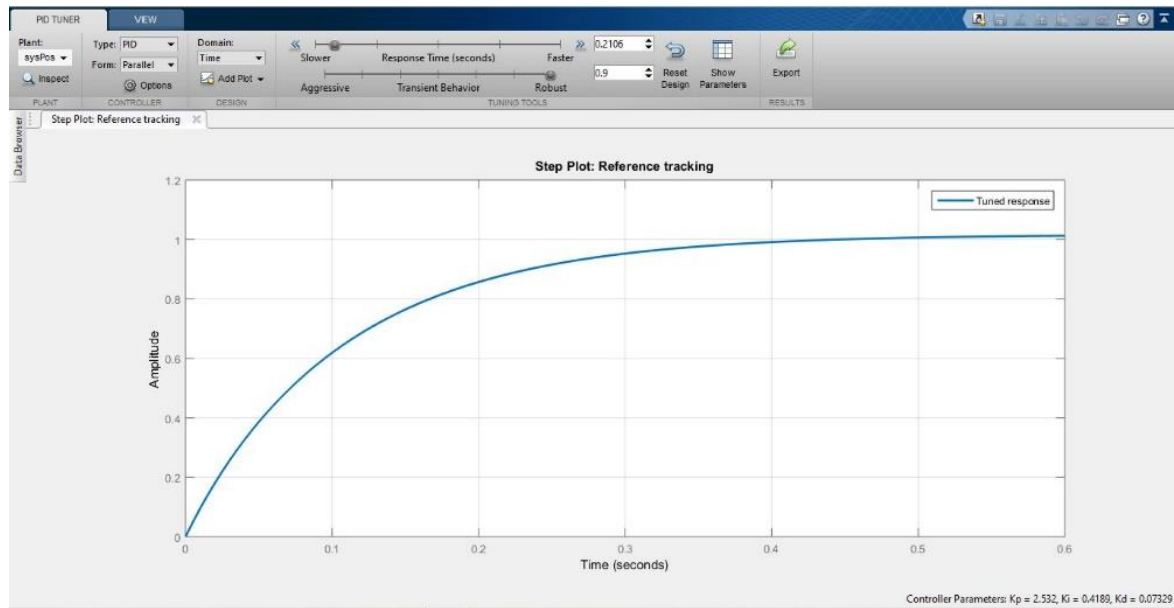


Figura 88 - Sintonização do Controlador PID - pidTuner, Matlab

Pela sintonização obteve-se os seguintes ganhos:

$$k_p = 2.5324$$

$$k_i = 0.4189$$

$$k_d = 0.0733$$

A equação do controlador PID é:

$$G_c(s) = \frac{k_d \cdot s^2 + k_p \cdot s + k_i}{s} \quad (37)$$

Substituindo os valores obtidos na sintonização e substituindo em (37) obtém-se:

$$G_c(s) = \frac{0.0733 \cdot s^2 + 2.5324 \cdot s + 0.4189}{s} \quad (38)$$

e a equação do sistema em malha fechada

$$\frac{Y(s)}{R(s)} = \frac{10.14.s^2 + 350.3s + 57.95}{s^3 + 47.03s^2 + 350.3s + 57.95} \quad (39)$$

Com a qual se obteve o lugar das raízes de modo a analisar a estabilidade do sistema (Figura 89).

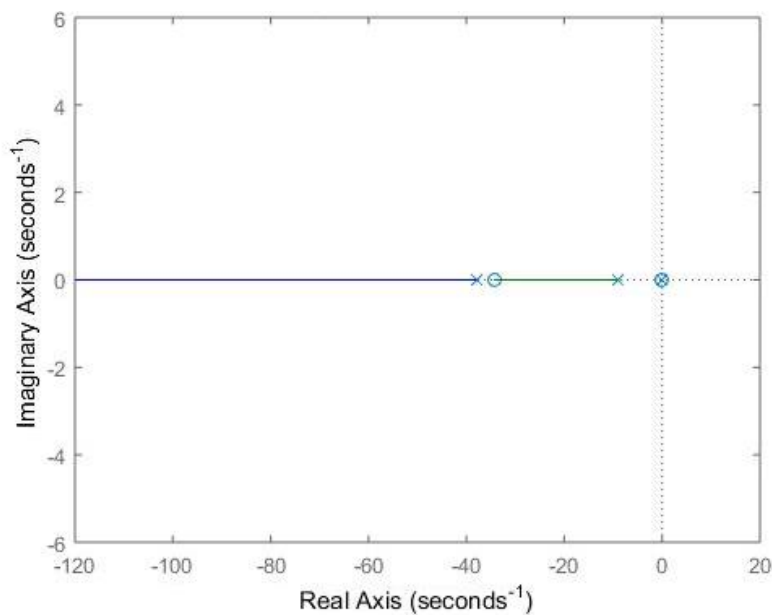


Figura 89 - Lugar das raízes sistema em malha fechada controlador PID

Pela análise da Figura 89, pode-se concluir que o sistema é estável e que pela posição dos polos tem um comportamento sobre-amortecido, ou seja, a resposta transitória não tem componente oscilatória.

De igual modo efetuou-se um modelo em *Simulink* (Figura 90) de modo a simular a resposta a degrau do sistema, ilustrada na Figura 91.

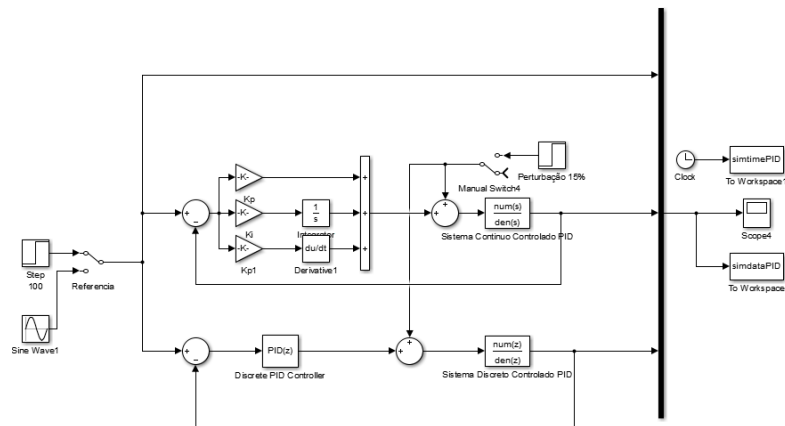


Figura 90 - Modelo em simulink implementado para simulação de controlador PID, contínuo e discreto

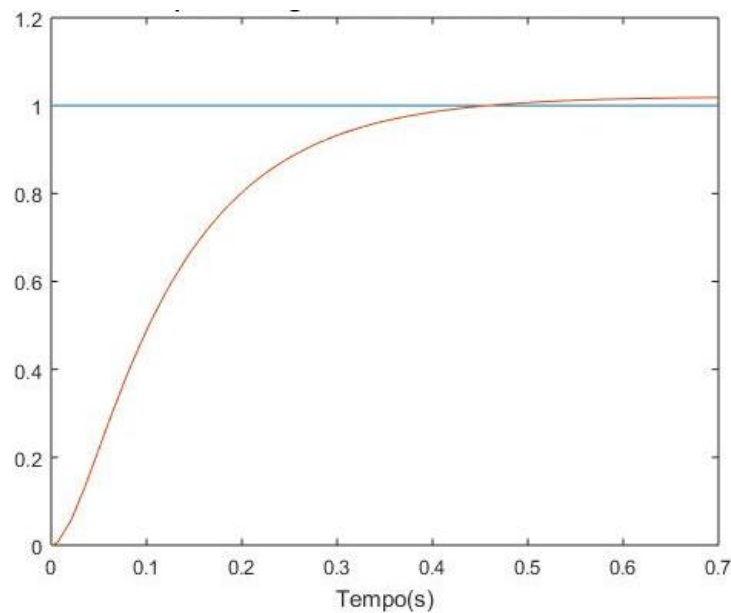


Figura 91 - Simulação de Resposta a degrau Controlador PID

Pela análise da figura pode-se ver que o sistema não apresenta *overshoot*, nem regimes oscilatórios embora apresente na simulação um ligeiro erro em regime estacionário.

Controlador discreto

O cálculo do período de amostragem foi obtido do mesmo modo que os controladores anteriores obteve-se o valor de $0.0209ms$. Para a emulação do controlador discreto PID o resultado apresentado pelo comando *c2d* do *Matlab*, com o método de *Tustin*, resultou numa expressão

em que o cálculo da equação de diferenças era complicado de obter. Assim testaram-se outras técnicas de cálculo de modo a obter a equação de controlo mais eficiente. O método utilizado foi a emulação da ação de controlo derivativa com o método de emulação das diferenças para frente e a ação de controlo integral com o método de emulação trapezoidal ou *Tustin*. Usando a equação (37) e separando os termos tem-se:

$$Gc(s) = kd \cdot s + kp + \frac{ki}{s} \quad (40)$$

Da Tabela 2 retiramos:

Método de emulação diferenças para frente:

$$s = \frac{z - 1}{Tz} \quad (41)$$

E emulação por método trapezoidal, ou *Tustin*:

$$s = \frac{2z - 1}{Tz + 1} \quad (42)$$

Substituindo em (40) obtemos:

$$Gc(s) = kd \cdot \frac{z - 1}{Tz} + kp + \frac{ki}{\frac{2z - 1}{Tz + 1}} \quad (43)$$

$$Gc(s) = kd \cdot \frac{1}{T} \frac{z - 1}{z} + kp + ki \frac{Tz + 1}{2z - 1} \quad (44)$$

De modo a simplificar os cálculos considera-se que:

$$T_1 = \frac{T}{2} \text{ e } T_2 = \frac{1}{T}$$

Substituindo em (44):

$$Gc(z) = kd.T_1 \frac{z-1}{z} + kp + kiT_2 \frac{z+1}{z-1} \Leftrightarrow \quad (45)$$

$$Gc(z) = \frac{kd.T_1 z - kd.T_1}{z} + ki + \frac{kiT_2 z + kiT_2}{z-1} \Leftrightarrow \quad (46)$$

$$Gc(z) = \frac{(kd.T_1 z - kd.T_1). (z-1)}{z. (z-1)} + \frac{kp.z. (z-1)}{z. (z-1)} + \frac{(kiT_2 z + kiT_2). z}{(z-1). z} \Leftrightarrow \quad (47)$$

$$Gc(z) = \frac{(kd.T_1 z^2 - 2.kd.T_1 z + kd.T_1)}{z^2 - z} + \frac{kp.z^2 - kp.z}{z^2 - z} + \frac{(kiT_2 z^2 + kiT_2 z)}{z^2 - z} \Leftrightarrow \quad (48)$$

$$Gc(z) = \frac{(kp + kiT_2 + kd.T_1)z^2 + (-kp + kiT_2 - 2.kd.T_1).z + kd.T_1}{z^2 - z} \Leftrightarrow \quad (49)$$

Pegando nos termos da equação (49) obtém-se a seguinte função de transferência para o controlador discreto:

$$Gc(z) = \frac{6.036z^2 - 9.527z + 3.5}{z^2 - z} \Leftrightarrow \quad (50)$$

Obteve-se a função de transferência em malha fechada,

$$\frac{Y(z)}{R(z)} = \frac{0.1171z^3 - 0.08309z^2 - 0.07763z + 0.04396}{1.117z^3 - 2.545z^2 + 1.846z - 0.4178} \quad (51)$$

O lugar das raízes e o resultado da simulação apresentam-se nas Figura 92 e Figura 93.

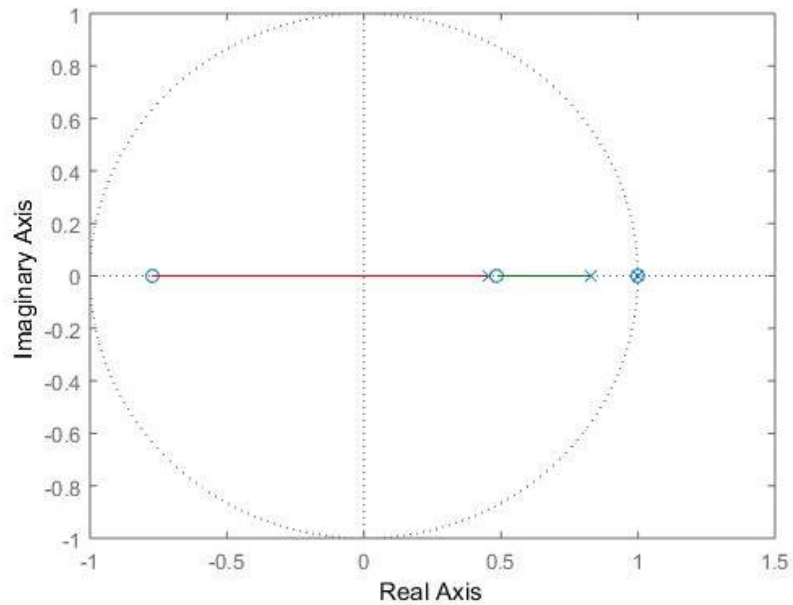


Figura 92 - Lugar das raízes Controlador Discreto PID

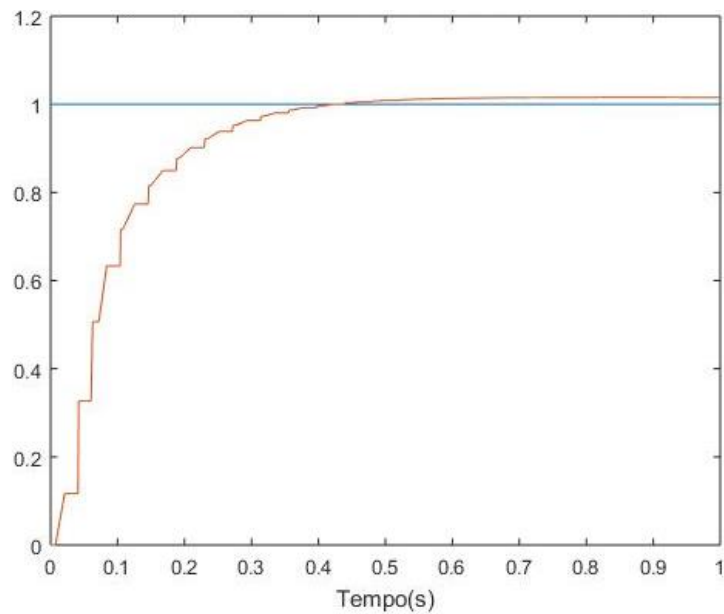


Figura 93 - Simulação do controlador PID discreto em simulink

Pode-se ver que o sistema é estável, a semelhança dos restantes apresenta um ligeiro *overshoot*, com um ligeiro desvio que ao fim de alguns segundos acaba por se anular. Tal como nos controladores anteriores deu-se preferência ao menor *overshoot* possível, sendo que o existente se anula ao fim de alguns segundos, pelo que terá de se analisar o comportamento dos controladores em ambiente real.

Equação de diferenças do controlador PID

Usando a expressão (50) para o controlador PID obteve-se a equação de diferenças do seguinte modo:

$$\frac{U(z)}{E(z)} = \frac{6.036z^2 - 9.527z + 3.5}{z^2 - z} \Leftrightarrow \quad (52)$$

$$\frac{U(z)}{E(z)} = \frac{6.036 - 9.527z^{-1} + 3.5z^{-2}}{1 - z^{-1}} \Leftrightarrow \quad (53)$$

$$U(z) \cdot (1 - z^{-1}) = (6.036 - 9.527z^{-1} + 3.5z^{-2}) \cdot E(z) \Leftrightarrow \quad (54)$$

$$U(z) \cdot -U(z) \cdot z^{-1} = 6.036 \cdot E(z) - 9.527z^{-1} \cdot E(z) + 3.5z^{-2} \cdot E(z) \Leftrightarrow \quad (55)$$

$$U(z) = 6.036E(z) - 9.527z^{-1}E(z) + 3.5z^{-2}E(z) + U(z)z^{-1} \Leftrightarrow \quad (56)$$

Aplicando a transformada Z obtém-se a equação de diferenças;

$$u(kT) = 6.036e(kT) - 9.527e(kT - 1) + 3.5e(kT - 2) + u(kT - 1) \Leftrightarrow \quad (57)$$

À semelhança dos controladores anteriores apresenta-se a função de calculo para o controlador PID:

```
void controlo_PID() {
    for (int i = 0; i < nrDedos; i++) {
        erroAtual[i] = Ref[i] - Pos[i];
        controlo[i] = (b0_PID * erroAtual[i]) - (b1_PID * erroAnterior[i]) +
        (b2_PID * erroAnterior2[i]) + controloAnterior[i];
        erroAnterior2[i] = erroAnterior[i];
        erroAnterior[i] = erroAtual[i];
        controloAnterior[i] = controlo[i];
    }
}
```

Tal como nas funções anteriores escreveu-se a função de controlo com base na equação de diferenças sendo necessário reter os valores para o erro para dois cálculos anteriores. A estrutura da função foi escrita de forma semelhante as anteriores

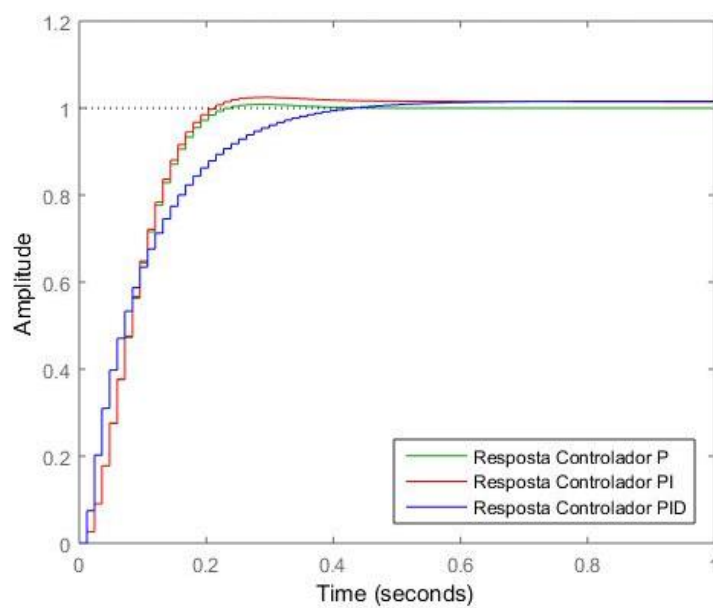


Figura 94 - Respostas dos controladores (usado o tempo de amostragem de 12ms do controlador P – Tempo de simulação a resposta a degrau de 1 segundo

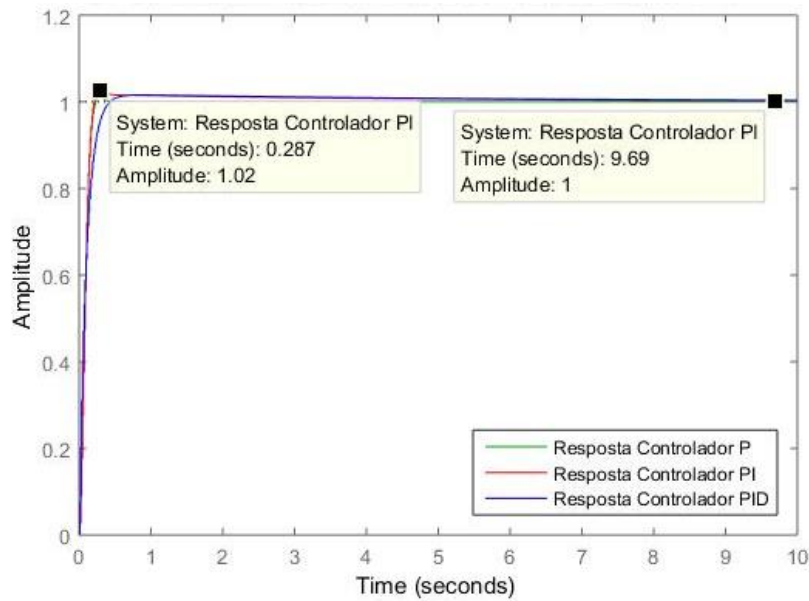


Figura 95 - Respostas dos controladores (usado o tempo de amostragem de 12ms do controlador P – Tempo de simulação de resposta a degrau de 10 segundos)

Com a análise conjunta dos controladores nas Figura 94 e Figura 95 pode concluir-se que os três controladores apresentam um ligeiro *overshoot* de aproximadamente 2%, os 3 controladores demoram um pouco a chegar ao valor em regime estacionário. Na Figura 94 pode ver-se que o controlador PID é o mais lento a reagir, mas o *overshoot* é ligeiramente menor embora exista apresenta o valor máximo de 1.49%.

4.7. Teste experimental dos controladores

Para o teste experimental dos controladores usou-se o sistema real. Para referência foi utilizado um potenciômetro que alterou a posição de modo a obter uma entrada em degrau. Com o osciloscópio mediu-se a posição do potenciômetro de referência e do potenciômetro de *feedback* de posição do motor a azul têm-se a curva de referencia dada pelo potenciômetro e a amarelo a resposta de posição do motor.

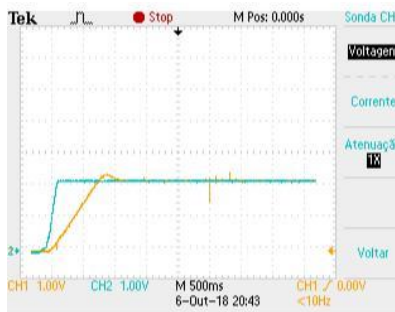


Figura 96 - Ensaio real de controlador P

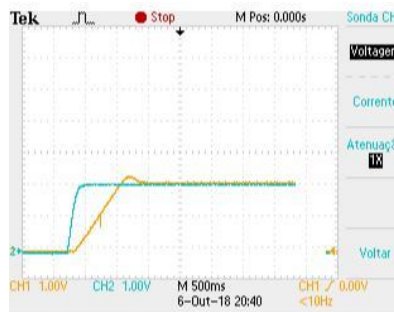


Figura 97 - Ensaio real de controlador PI

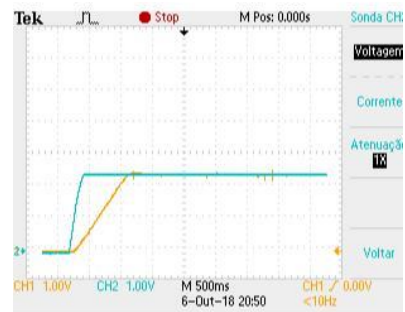


Figura 98 - Ensaio real de controlador PID

Utilizando no Arduino a função *micros*, analisou-se o tempo de computação de cada controlador, considerando todas as tarefas envolvidas:

- Leitura do valor analógico dos potenciômetros de referência;
- Leitura da posição dos motores;
- Cálculo controlador;
- Atualização das saídas, *pin* digital de direção e valor de PWM de velocidade.

Os tempos médios obtidos foram:

Controlador P: 714 μ s

Controlador PI: 792 μ s

Controlador PID: 840 μ s

Nas Figura 96, Figura 97 e Figura 98 pode ver-se as medições dos ensaios efetuados aos controladores, demonstra-se que todos os controladores atingem e mantêm a referência embora os controladores P e PI (Figura 96 e Figura 97) apresentem um ligeiro *overshoot*. Como para o protótipo não existe interesse na existência deste efeito, optou-se por utilizar o controlador PID

(Figura 98) apesar ter o maior tempo de cálculo o tempo de subida, como se pode ver nas figuras é bastante lento não sendo possível o controlador obter tempos de reposta mais rápidos devido as limitações do sistema.

5. Modelação 3D da ortótese e testes

Neste capítulo descreve-se o processo de obtenção de modelo 3D para uma ortótese. O primeiro modelo de ortótese foi impresso a partir de um modelo disponível [28] e serviu para realizar os ensaios e testes iniciais. Com um molde feito com a mão do participante, foi realizada uma ortótese á medida das suas necessidades.

5.1. Ortótese com modelo 3D disponível

Para prova de conceito inicial de uma ortótese completa (mão 3D + atuação) fez-se a modelação da mão com base num modelo fornecido em [28].



Figura 99 - Ortótese 3D para reabilitação [28]

Com o modelo 3D da Figura 99 utilizou-se a base, e as peças que compõem o polegar e o dedo indicador para ser possível efetuar o movimento de preensão. A ortótese foi adaptada de forma a integrar os motores para movimentar o polegar e o indicador. A montagem mostra-se na Figura 100.

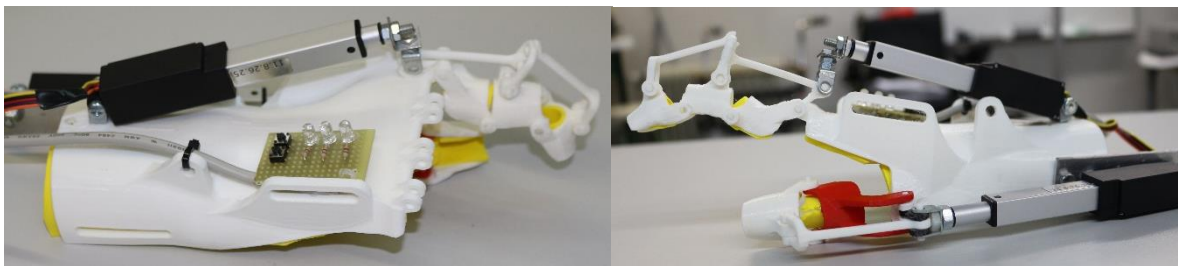


Figura 100 - Ortótese para ensaios e protótipo

A impressora 3D utilizada para a impressão de todos os componentes foi uma *BCN3D* modelo *Sigma* [29].

Este modelo 3D da ortótese permitiu efetuar vários ensaios, mas apresentava algumas limitações, nomeadamente:

- Dimensões feitas para uma mão de dimensões pequenas;
- Componentes de movimento mecânico com base em encaixes e peças de dimensões reduzidas que as torna frágeis;

Partiu-se assim para uma modelação personalizada ao participante P1.

5.2. Modelação 3D personalizada da ortótese

Para a modelação 3D da mão foi realizado pela terapeuta que assiste o participante P1 um molde em alginato. Este material consiste num pó, alginato de sódio ou potássio misturado com sulfato de cálcio, que, ao ser misturado com água forma um gel de fixação rápida [30]. Apesar da solidificação ser relativamente rápida, o tempo é ainda assim suficiente para que ganhe forma e após secar ligeiramente possua a flexibilidade que permita retirar o molde sem perder a sua forma, apresentando-se este em formato negativo.

Após este procedimento é possível efetuar a cópia da mão com uma mistura de gesso líquido.

Este é colocado ainda líquido no molde. Depois de deixar solidificar destrói-se o molde para obter uma cópia da mão. O molde realizado pode ver-se na Figura 101.



Figura 101 - Molde da mão de P1 de várias perspetivas

Com base no molde realizado, e com auxílio de uma *Kinect, XBOX 360* da *Microsoft* [31], com o software *Skaneet Pro* [32], obteve-se o molde da mão em formato digital. Na Figura 104 mostra-se parte do processo de obtenção do molde digital da mão de P1.

Como parametrização para a digitalização do molde foram utilizadas as definições da Figura 102 - Definições para a digitalização do molde 3D. Foi utilizada a placa gráfica como entrada de gravação, foi definida o modo de qualidade máxima.

Para a digitalização do molde parametrizou-se o software para digitalização de objetos, dentro de uma “caixa” virtual com as dimensões de $0.6 \times 0.6 \times 0.6$ metros (Figura 103).

Para a digitalização foi utilizado um computador portátil existente no laboratório VITA, (MSI, GT72VR 7RE Dominator Pro equipado com um processador *Intel core i7 7th Gen* com 16Gb de memória RAM e uma placa Gráfica *GeForce GTX 1070*).

Desenvolvimento de uma ortótese robótica para assistência da mão

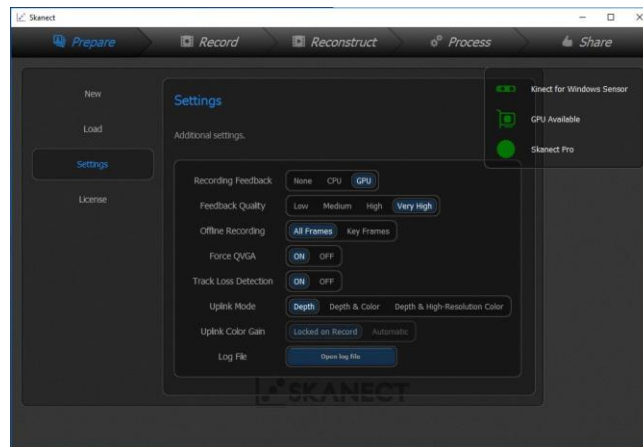


Figura 102 - Definições para a digitalização do molde 3D [32]

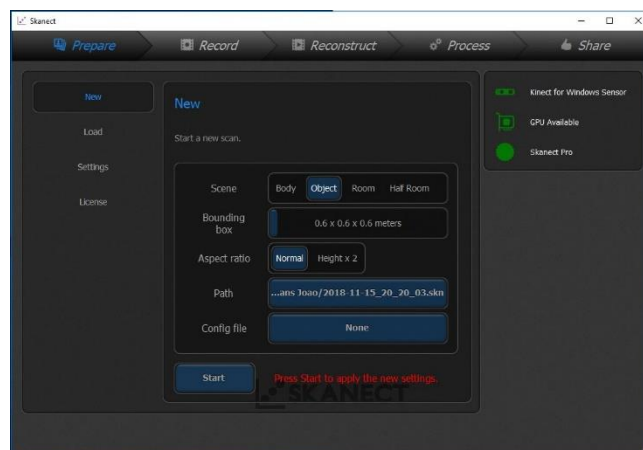


Figura 103 - Definições utilizadas para início de digitalização

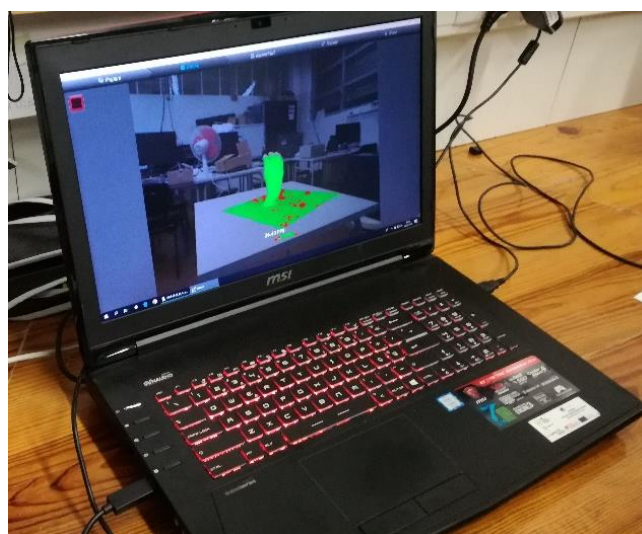


Figura 104 - Imagem da digitalização 3D do molde da mão de P1

Na Figura 105 mostra-se o resultado da digitalização realizada com o software *Skaneect Pro*.

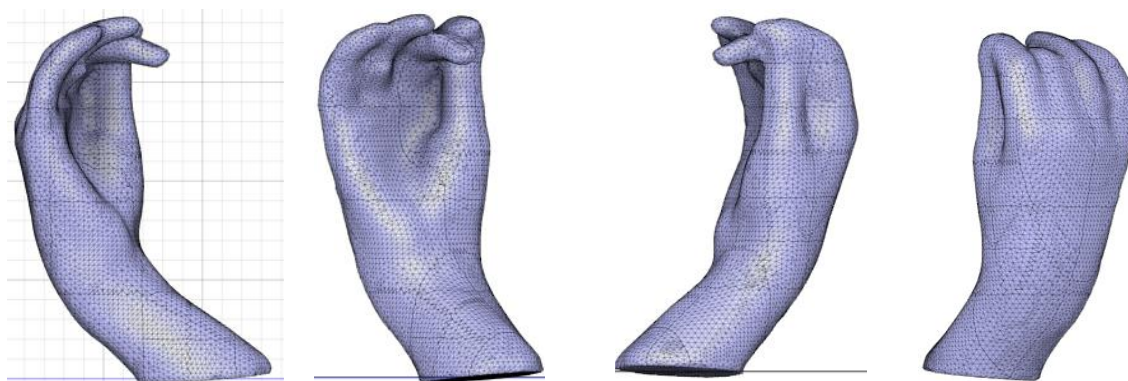


Figura 105 - Várias perspectivas da digitalização 3D Realizada com software XXXX

Com o modelo digital e com o auxílio do *software Fusion 360* da Autodesk [33], foi possível modelar o exoesqueleto em 3D baseado na mão do P1.

Após a digitalização o modelo foi exportado no formato *ply*. Em seguida abriu-se num segundo *software* da Autodesk, *MeshMixer* [34] com o intuito de efetuar um melhoramento, limpeza e reparação da digitalização 3D.

Executou-se a ferramenta *Inspetor* que analisa a superfície da digitalização a azul existem pontos com espaços na digitalização, e vermelho é uma área com geometrias sobrepostas. Executou-se a ferramenta de autorreparação (Figura 106).

Desenvolvimento de uma ortótese robótica para assistência da mão

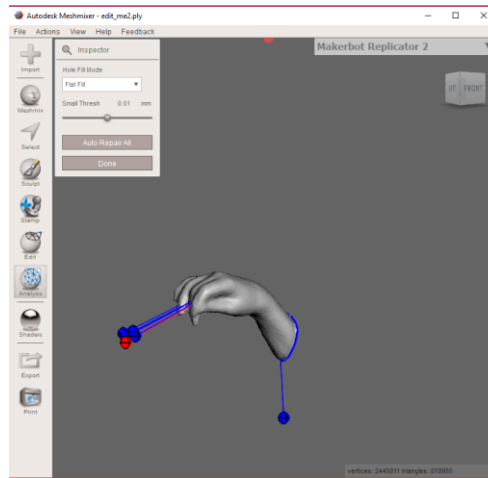


Figura 106 - Identificação de problemas na superfície da digitalização pelo Software Meshmixer [34]

Em foi aplicada uma “limpeza” a superfície da digitalização de modo a eliminar rugosidades, ver Figura 107.

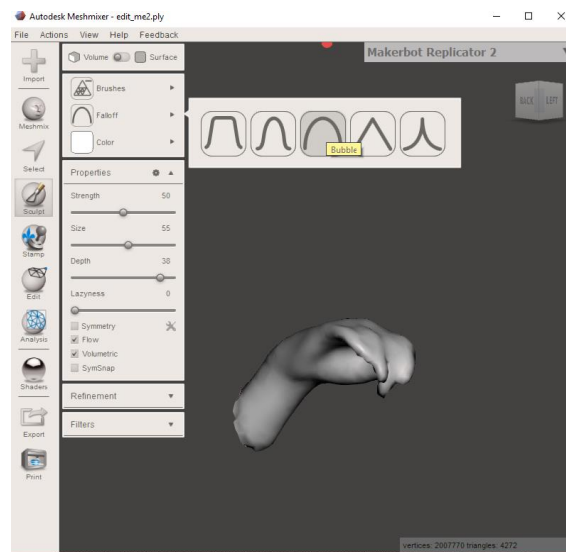


Figura 107 - Limpeza da superfície do molde 3D.

O modelo foi então exportado no tipo de objeto, extensão *obj*, para abertura no *Fusion360*.

Desenvolvimento de uma ortótese robótica para assistência da mão



Diagrama 5 - Processo de digitalização até modelação 3D

No Diagrama 5 apresenta-se o processo desde a realização do molde (molde realizado pela terapeuta do participante) até a modelação 3D e extensões das várias exportações de ficheiros realizados.

Em seguida, partindo da geometria existente pretende-se construir as peças do exoesqueleto. Iniciou-se o trabalho pela base da mão. Tal como o representado nas Figura 108, Figura 109 e Figura 110.

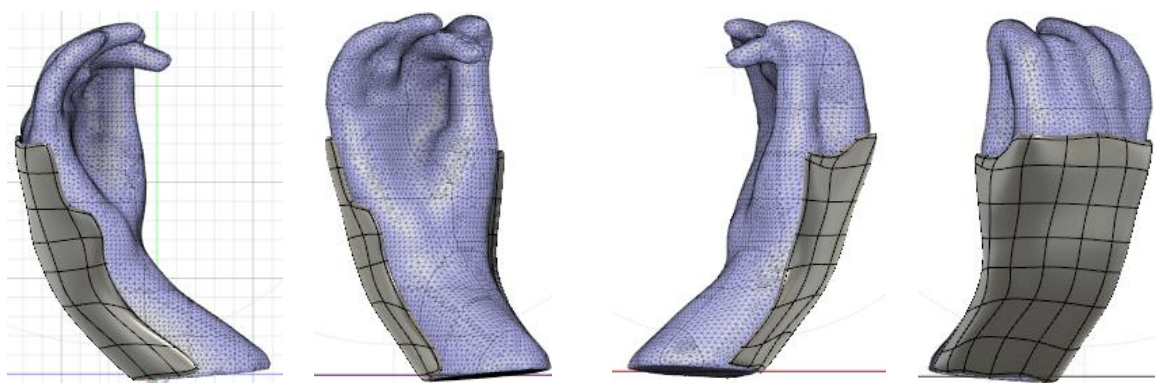


Figura 108 - Base do Exoesqueleto em várias perspetivas no software Fusion360

Após a realização da base, foi efetuada uma peça para cada falangeta de cada dedo, em que se deixou local para realizar o ponto de articulação alinhada com o a articulação de cada dedo. Na Figura 109 mostra-se a implementação no molde efetuado pela digitalização 3D. Como a digitalização não permite obter definição suficiente as medidas em comprimento e diâmetro das peças foram medidas no molde, mas a sua implantação é feita sem conhecimento certo da posição da articulação no molde.

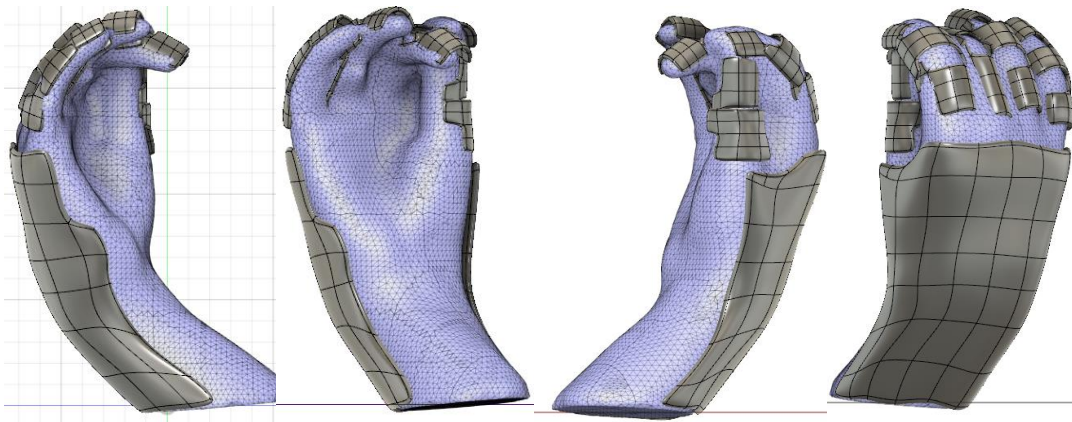


Figura 109 - Mão com bases para suporte das falanges dos dedos no software Fusion360

(b)



(b)



Figura 110 - Vista de pormenor para o dedo polegar (a) e para o dedo indicador(b)

Na Figura 110 mostram-se as peças realizadas para suporte das falanges do dedo polegar (Figura 110 – (a)) e do dedo médio (Figura 110 – (b)).



Figura 111 - Componentes do dedo médio



Figura 112 - Componentes do dedo polegar (vista superior)



Figura 113 - Componentes do dedo polegar (vista inferior)

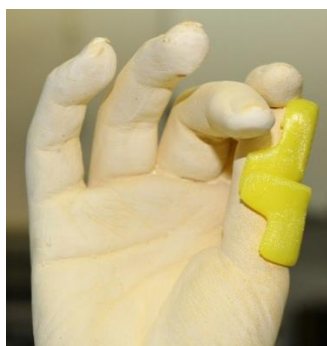


Figura 114 - Componentes do polegar colocados no molde da mão do participante

O modelo 3D encontra-se em fase de conclusão, não tendo sido possível concluí-lo antes do final do projeto.

Na Figura 114, mostra-se o ensaio da colocação dos componentes realizados para o polegar.

O processo de modelação é moroso passou por varias fazes de aprendizagem, com vários softwares de edição. O Resultado final do molde não permitia a total visibilidade dos dedos, nem das articulação pelo que as ferramentas de ajuste não têm aplicabilidade o que fez que a realização de algumas peças fosse efetuado de forma mais manual, e sem grandes certezas da sua correta execução.

5.3. Testes de Funcionamento da Ortótese

Para demonstração de resultados é utilizada uma prótese ortóptica que foi imprimida em 3D retirada de [28].

Nas Figura 115, Figura 116 e Figura 117 mostra-se o protótipo final de varias vistas. Na Figura 117 pode ver-se o protótipo e o sua bolsa para que possa ser transportado com os seus componentes de forma prática.

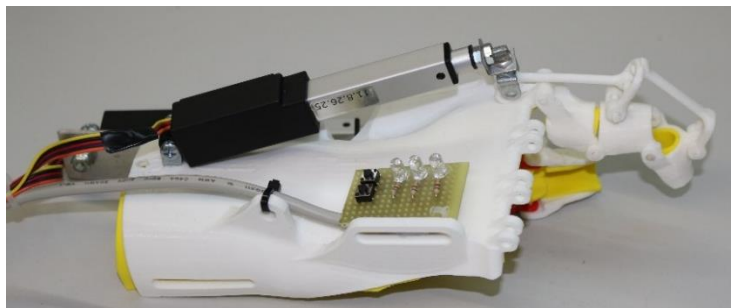


Figura 115 – Protótipo ensaios

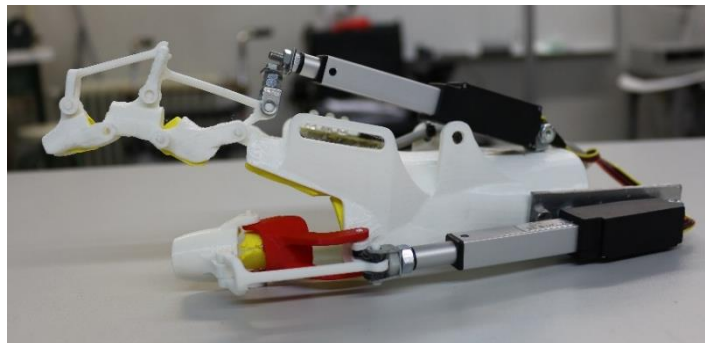


Figura 116 - Protótipo ensaios

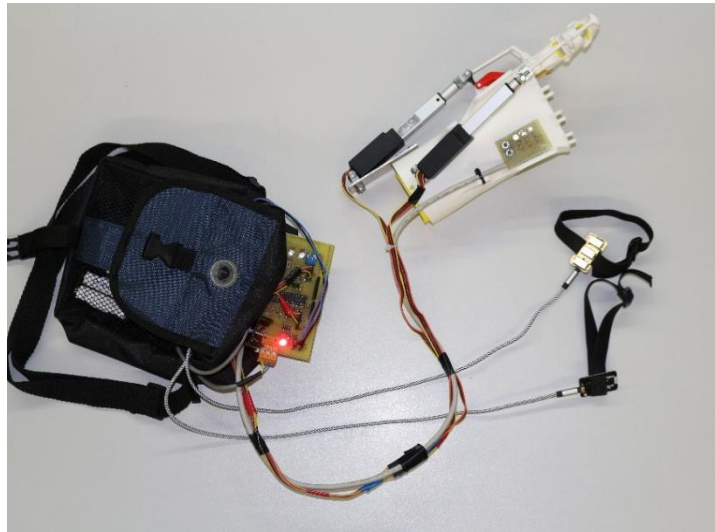


Figura 117 - Protótipo de ensaios

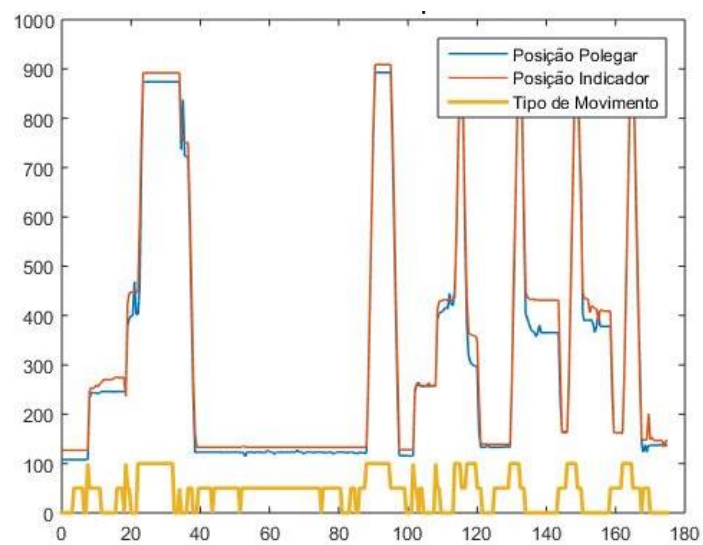


Figura 118 - Demonstração de movimento no modo controlado por EMG

Na Figura 118 têm-se o funcionamento dos motores que movimentam os dedos (a azul o polegar e a vermelho o indicador) valores altos representam mão fechada, valores baixos mão aberta.

O sinal de tipo de movimento (a amarelo) é gerado por meio do valor da contração muscular do utilizador, quando o valor tem o valor de 100 há indicação de fechar a mão. Quando este sinal tem o valor de 50 a intensão é de abrir. Este sinal é enviado pela secção de processamento de sinal, pertencente ao trabalho de mestrado que decorreu em paralelo (*Processamento de sinal EMG para dispositivos de reabilitação e assistência motora*).

Neste modo como referido em 3.2.2, só existe movimento se a contração muscular do utilizador está acima do valor definido pelo *threshold*. Pela análise do gráfico pode ver-se o seu correto funcionamento.

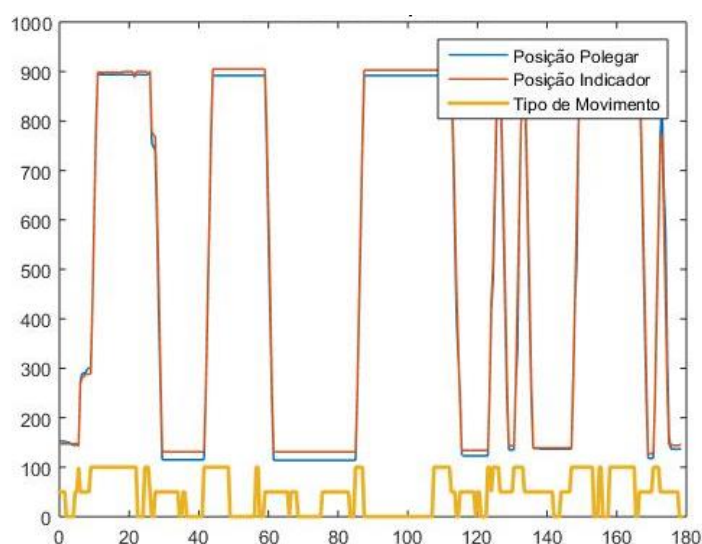


Figura 119 - Demonstração de movimento no modo ativado por EMG

Na Figura 119 apresenta-se o modo ativado por EMG, neste modo a ortótese inicia o movimento de abertura ou fecho após o utilizador efetuar contração muscular suficiente para ultrapassar o valor definido no *threshold*, na imagem pode ver-se a amarelo a intensão de movimento, quando toma o valor de 100, existe a intensão de fechar a mão, com o valor de 50 de abrir.

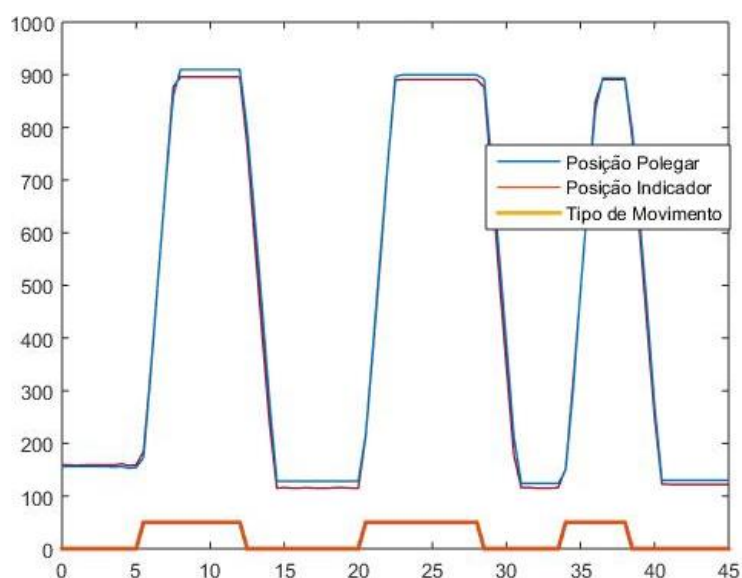


Figura 120 - Ensaio modo manual

Na Figura 120 demonstra-se o funcionamento em modo manual, a azul têm-se a posição do dedo polegar, a vermelho a posição do dedo indicador, a castanho a posição desejada, quando temos 0 teremos a abertura da mão, com o valor 1 têm-se o fecho da mão.

A ortótese apresenta um peso de aproximadamente 380 gramas (apenas ortótese), o que a torna um sistema relativamente leve.

Com as baterias atuais (8 baterias ligadas em série de 1,2 Volt [35]), quando totalmente carregadas apresentam uma tensão de 11.86 Volt, têm-se uma capacidade de 1900mAh.

Por medições em ensaios verificou-se que o sistema em movimentos tem um consumo de 250 a 350 mA, dependendo da carga aplicada, quando em repouso apresenta um consumo de aproximadamente 80mA.

Assim o presente sistema apresenta uma autonomia teórica em *Standby* de aproximadamente 23 horas e em funcionamento de 6 horas. A duração é afetada pelo estado das baterias e pela utilização. Verificaram-se picos de 500 mA quando o sistema foi provocado a efetuar um maior binário, com essa corrente as baterias apresentam uma autonomia de 3.5 horas.

6. Conclusão

Como principais resultados do trabalho realizado apresenta-se:

- Adaptação da prótese existente para ensaios iniciais com o participante que se pode ver no ponto 3.1. Esta adaptação permitiu efetuar os primeiros ensaios com o participante de modo a que a elaboração do modelo 3D fosse o mais compatível possível, com as suas necessidades;
- Modelação matemática dos motores que equipam o protótipo de modo a sintonizar vários controladores (P, PI e PID) digitais;
- Desenvolvimento um conversor eletrónico de potência;
- Programação de microcontrolador para atuação da mão e implementação do controlador PID digital.
- Placa de interface/interação com utilizador. O sistema não necessita da instalação de uma *interface* gráfica num PC. Esta apenas será necessária para o ajuste de parâmetros;
- Controlador com modos distintos de funcionamento, comando manual da ortótese e o comando controlado por leitura de sinais eletromiográficos com funcionamento controlado por EMG e ativado por EMG;
- Modelação de um exoesqueleto adaptado as necessidades do participante (parcialmente concluído);

Todo o sistema foi realizado com equipamentos de baixo custo, o modelo de ensaios apresenta um peso da ortótese de aproximadamente 380 gramas, o que o permite considerá-lo um sistema relativamente leve.

O modelo final não foi concluído, pelo que não foi possível efetuar testes com o modelo 3D da ortótese final. A impressão 3D e técnicas de modelação permite de forma cada vez mais simples criar protótipos adaptados/personalizados a um paciente específico. No entanto, a utilização de modelação não paramétrica torna algo moroso o processo de desenvolvimento deste tipo de

protótipos devido á modelação ter por base uma digitalização em que todo o ajuste e dimensão das peças tem de ser feito manualmente, em que se torna necessário ajustar os componentes de forma manual e como no caso da digitalização do molde em causa em que os dedos ficaram “colados” não é possível dimensionar e localizar da melhor forma.

Como trabalho futuro imediato, que terá seguimento numa tese de mestrado já em andamento será necessário:

- Continuar o modelo 3D, começando por ensaiar os componentes já realizados, de modo a verificar:
 - O tamanho e forma de todas as peças;
 - O sistema de encaixe umas nas outras;
 - O alinhamentos dos pontos de rotação da ortótese com as articulações do molde do participante;
 - Elaborar o sistema mecânico que fará a atuação dos dedos;
- Reformular o sistema de controlo de modo a torná-lo mais miniaturizado, utilizando componentes SMD (*Surface Mounting Devices*);
- Substituir a plataforma de desenvolvimento Arduíno Mega 2560, por um microcontrolador de 32 bits com calculador de virgula flutuante, que permita efetuar cálculos de forma mais rápida, no sistema usado o tempo mínimo de amostragem será de 4 milissegundos;
- Dotar o controlador de um sistema de medição da tensão de alimentação, de modo a inibir o funcionamento do sistema com níveis de tensão demasiado baixos, evitará a descarga profunda das baterias, e comportamentos inadequados do sistema.

Referências

- [1] E. A. Susanto, R. K. Tong, C. Ockenfeld e N. S. Ho, “Efficacy of robot-assisted fingers training in chronic stroke survivors: a pilot randomized-controlled trial”.
- [2] P. Heo, G. M. Gu, S.-j. Lee, K. Rhee e J. Kim, “Current Hand Exoskeleton Technologies for Rehabilitation and Assistive Engineering”.
- [3] “Wikipédia - Síndrome de Rasmussen,” 26 03 2013. [Online]. Available: https://pt.wikipedia.org/wiki/S%C3%ADndrome_de_Rasmussen. [Acedido em 13 Março 2018].
- [4] C. -. Saúde. [Online]. Available: <https://www.saudecuf.pt/mais-saude/doencas-a-z/avc-acidente-vascular-cerebral>.
- [5] Mayo Foundation for Medical Education and Research, Spinal cord injury.
- [6] M. Chen, S. Ho, H. F. Zhou, P. M. P. X. Hu, D. Ng e K. Y. Tong, “Interactive Rehabilitation Robot for Hand Function Training,” *Interactive Rehabilitation Robot for Hand Function Training*, 2009.
- [7] I. H. Ertas, E. Hocaoglu, D. E. Barkana e V. Patoglu, “Finger Exoskeleton for Treatment of Tendon Injuries”.
- [8] L. Lucas, M. DiCicco e Y. Matsuoka, “An EMG-Controlled Hand Exoskeleton for Natural Pinching”.
- [9] M. A. Delph, S. A. Fischer, P. W. Gauthier e C. H. M. Luna, “Rehabilitative Robotic Glove”.
- [10] E. B. Brokaw, I. Black, R. J. Holley e P. S. Lum, “Hand Spring Operated Movement Enhancer (HandSOME): A Portable, Passive Hand Exoskeleton for Stroke Rehabilitation”.
- [11] W. Huang, “Shape Memory Alloys and their Application to Actuators for Deployable Structures”.

- [12] I. P. Belluco, “EAP - ElectroActive Polymers - A Short Introduction to Robotics Applications”.
- [13] D. L. Chandler, “Nylon fibers made to flex like muscles,” *MIT News Office*, 23 Novembro 2016.
- [14] S. Lia, D. M. Vogta, D. Rusc e R. J. Wooda, “Fluid-driven origami-inspired artificial muscles”.
- [15] J. M. C. F. D. CASTRO e A. CLIQUET, “Estimulação Elétrica Neuromuscular e Estimulação Eletrotátil na Restauração Artificial da Preensão e da Propriocepção em Tetraplégicos”.
- [16] J. Wu, J. Huang, Y. Wang e K. Xing, “A Wearable Rehabilitation Robotic Hand Driven by PM-TS Actuators”.
- [17] H. In, B. B. Kang, M. Sin e K.-J. Cho, “Exo-Glove: A Soft Wearable Robot for the Hand with a Soft Tendon Routing System”.
- [18] Y. Hasegawa, Y. Mikami, K. Watanabe e Y. Sankai, “Five-Fingered Assistive Hand with Mechanical Compliance of Human Finger”.
- [19] K. Tadano, M. Akai, K. Kadota e K. Kawashima, “Development of Grip Amplified Glove using Bi-articular Mechanism with Pneumatic Artificial Rubber Muscle”.
- [20] “Becker Orthopedic - Talon,” [Online]. Available: <https://web.archive.org/web/20170816014732/http://www.beckerorthopedic.com/Affiliated%20Companies/Oregon/ProductPages/Talon.html>. [Acedido em 17 03 2018].
- [21] “Site placa controladora,” [Online]. Available: <https://www.actuonix.com/LAC-Board-p/lac.htm>. [Acedido em 17 03 2018].
- [22] “Datasheet placa controladora LAC,” [Online]. Available: <https://s3.amazonaws.com/actuonix/Actuonix+LAC+Datasheet.pdf>. [Acedido em 17 03 2018].
- [23] Actuonix Motion Devices Inc., “L16-P Miniature Linear Actuator with Feedback,” [Online]. Available: <https://www.actuonix.com/L16-Linear-Actuators-p/l16-p.htm>.
- [24] T. Instruments, *L293x Quadruple Half-H Drivers*.

- [25] P. Coelho, Manual de Controlo.
- [26] P. Coelho, Manual de Sistemas.
- [27] P. Coelho, Controlo Digital.
- [28] ZMorph, “3D PRINTED ORTHOSIS PROTOTYPE (NOT FOR MEDICAL USE!),” [Online]. Available: https://www.instructables.com/id/3D-Printed-Orthosis-Prototype-Not-for-Medical-Use/?fbclid=IwAR03gukfxvApTThxrAoc_LG0xXYSp1yghU2IdyQw-OJCgWWgo3UkiDizT5k.
- [29] B. Technologies, “BCN3D Technologies,” [Online]. Available: <https://www.bcn3dtechnologies.com/en/3d-printer/bcn3d-sigma/>.
- [30] <http://umaquimicairresistivel.blogspot.com>,
“<http://umaquimicairresistivel.blogspot.com>,” [Online].
- [31] Microsoft, “Xbox 360 + Kinect,” [Online]. Available: <https://web.archive.org/web/20130724152358/http://www.xbox.com/en-US/kinect>.
- [32] S. 3. S. S. B. Occipital, “SKANECT,” [Online]. Available: <https://skanect.occipital.com/>.
- [33] A. Inc., “Autodesk,” [Online]. Available: <https://www.autodesk.com/products/fusion-360/students-teachers-educators>.
- [34] I. Autodesk, “Autodesk Meshmixer,” [Online]. Available: <http://www.meshmixer.com/>.
- [35] O. Electronics, “Ormix Electronics,” [Online]. Available: <http://www.ormix.riga.lv/ru/catalog/showpdf/name/db51b9004b21b8e35772d5192fb7a5bd.PDF>.
- [36] G. A. T. Pires, “O PERFIL DO UTENTE COM ACIDENTE VASCULAR”. *Dissertação apresentada à Escola Superior de Tecnologias do Porto para obtenção do Grau de Mestre*.
- [37] Paolo Belluco, AIRLab - Artificial Intelligence and Robotics Lab, Politecnico di Milano, “EAP - ElectroActive Polymers - A Short Introduction to Robotics Applications,” Milão.
- [38] L. Finotti, “Leandro Finotti, Médico Reumatologista,” [Online]. Available: <http://www.drleandrofinotti.com.br/artigo/dor-articular-nas-maos-artrite-ou-artrose/48>.

- [39] Canadian Partnership for Stroke Recovery, “Stroke Engine,” [Online]. Available: <https://www.strokingengine.ca/en/assess/arar/>.
-