



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS
GERAIS**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM ENGENHARIA MECÂNICA**

**PROJETO DE ROBÔ PARA REABILITAÇÃO DE
INDIVÍDUOS COM PERDA DA MOBILIDADE
NO TORNOZELO COM ESTIMULAÇÃO BIOMIMÉTICA**

Euzébio das Dores de Souza

Belo Horizonte, dezembro de 2018

Euzébio das Dores de Souza

**PROJETO DE ROBÔ PARA REABILITAÇÃO DE
INDIVÍDUOS COM PERDA DA MOBILIDADE
NO TORNOZELO COM ESTIMULAÇÃO BIOMIMÉTICA**

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica. Tendo como área de concentração projeto mecânico e linha de pesquisa controle e automação.

Orientador:

Prof. Dr. Eduardo José Lima II.

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2018

S729p

Souza, Euzébio das Dores de.

Projeto de Robô para Reabilitação de Indivíduos com Perda de Mobilidade no Tornozelo com Estimulação Biomimética [manuscrito] / Euzébio das Dores de Souza. – 2018.

163 f., enc.: il.

Orientador: Eduardo José Lima II.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Anexos: f. 121 - 128.

Bibliografia: f.116 - 120.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Robótica - Teses.
3. Biomecânica - Teses. 3. Reabilitação - Teses. 4. Neuroplastia - Teses.
I. Lima II, Eduardo José. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. III. Título.

CDU: 621(043)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

Av. Antônio Carlos, 6627 - Campus Universitário
31270-901 - Belo Horizonte - MG
Tel.: +55 31 3409.5145
E-mail: cpgmec@demec.ufmg.br

**"PROJETO DE ROBÔ PARA REABILITAÇÃO DE INDIVÍDUOS COM
PERDA DA MOBILIDADE NO TORNOZELO COM ESTIMULAÇÃO
BIOMIMÉTICA"**

EUZÉBIO DAS DORES DE SOUZA

Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "Doutor em Engenharia Mecânica", na área de concentração de "Projeto Mecânico".

Tese aprovada no dia 19 de dezembro de 2018.

Por:

Prof. Eduardo José Lima II

Orientador - Departamento de Engenharia Mecânica/ UFMG

Prof. Antônio Augusto Torres Maia

Departamento de Engenharia Mecânica/ UFMG

Prof.ª Maria Lucia Machado Duarte

Departamento de Engenharia Mecânica/ UFMG

Prof. Daniel Neves Rocha

Instituto Federal Minas Gerais

Prof. Carlos Antonio Renno

Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais

AGRADECIMENTOS

Ao Deus altíssimo que tudo criou.

A minha esposa e filhos por me apoiarem em mais esta etapa.

Ao meu orientador Professor Dr. Eduardo José Lima II.

Muito obrigado!

Sumário

1 - INTRODUÇÃO	13
1.1 - Objetivos	13
1.1.1- Objetivo geral.....	13
1.1.2 - Objetivos específicos.....	14
1.2 - Motivação	14
1.3 - Relevância	15
1.4 - Metodologia	16
1.6 - Estrutura da Tese	17
2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	18
2.1- Reabilitação e a Fisioterapia	18
2.1.1 - Cinemática do Tornozelo.....	19
2.1.2 - Aspectos Neurológicos e Fisiológicos na Reabilitação.....	22
2.1.3- Fisiologia da Osteogênese	24
2.2- Reabilitação Assistida.....	27
3 – CARACTERIZAÇÃO DA ESTIMULAÇÃO	48
3.1- Tese	48
3.2 - Caráter Inédito da Tese.....	49
3.2.1.1 – Estimulação Biomimética.....	49
4 - DESENVOLVIMENTO DO ROBÔ	59
4.1- Estimulação Biomimética e Detecção da Fadiga.....	59
4.1.1 – Algoritmo de Controle Biomimético	59
4.1.2 – Controlador.....	63
4.1.3 – Computação Autônoma no Algoritmo de Controle	66
4.2- Assistência Conforme a Necessidade (ACN)	69
4.3 Percepção das Ações do Fisioterapeuta ou Paciente.....	77
5- Projeto, Resultados e Discussões.....	82
5.1- Controlador	82
5.2 - Implementação do Controlador.....	87
5.3 - Segurança do Paciente.....	89
5.3.1 - Detecção da Posição Angular da Articulação do Tornozelo.....	89
5.3.2 - Caracterização do Erro de Quadratura para o Encoder	93

5.3.3 – Calibração	96
5.3.3.1 - Ensaio do Encoder	96
5.3.3.1 - Ensaio dos sensores flexíveis de posição	99
5.3.3.2 – Caracterização da força gerada na dorsiflexão e flexão plantar	100
5.4 – Estrutura do Robô	103
5.6 – Análise quantitativa da intensidade das vibrações	113
6 – Conclusões e Trabalhos Futuros	115
Bibliografia	116
ANEXO A	121
Desenhos dos componentes mecânicos do robô	121
ANEXO B	124
Circuito eletrônico	124
ANEXO C	126
Bancada de testes para encoders	126
ANEXO D	128
Programa do robô – Versão 2.0	128
ANEXO E	150
Programa da interface gráfica – Versão 2.0	150

LISTAS DE FIGURAS

Página

Fig. 2.1 - Reabilitação passiva onde um fisioterapeuta auxilia o paciente	Pag 18
Fig. 2.2- Biomecânica e suas relações com o projeto	pag 20
Fig. 2.3- Cinemática do tornozelo na marcha.	Pag 20
Fig. 2.4 - Cinemática do tornozelo na marcha	Pag 21
Fig. 2.5 – Operação simplificada dos spindles musculares	Pag 23
Fig. 2.6 – Ressonância magnética funcional do córtex somatossensorial	Pag 24
Fig. 2.7 - Sistema de transmissão do estímulo mecânico no interior do <i>Osteócito</i>	Pag 25
Fig. 2.8 – Robô com 2 graus de liberdade	Pag 28
Fig. 2.9 – Robô paralelo para reabilitação do tornozelo	Pag 29
Fig. 2.10 – Setup experimental do robô com músculos pneumáticos	Pag 30
Fig. 2.11 – Estrutura mecânica e representação cinemática do robô	Pag 31
Fig. 2.12 – Robô com sensor de força triaxial	Pag 32
Fig. 2.13 – Modelo em 3d do Robô MKA – III	Pag 33
Fig. 2.14 –Robô MKA – III construído	Pag 33
Fig. 2.15 – Aplicação da eletromiografia e eletroestimulação funcional	Pag 34
Fig. 2.16 – Posição da tíbia e do tornozelo	Pag 35
Fig. 2.17 – (a) Robô construído – (b) Modelo 3D - (c) Sensores de força	Pag 36
Fig. 2.18 – (a) Robô construído – (b) Modelo	Pag 37
Fig. 2.19 – (a) Perna totalmente estendida – (b) Perna dobrada	Pag 38
Fig. 2.20 – (A) Estrutura do exoesqueleto e seus componentes	Pag 40
Fig. 2.22 – Plataforma baseada em atuador com aço memória	Pag 41
Fig. 2.23 – Atuador AM	Pag 42
Fig. 2.24 – Estrutura do robô para reabilitação do tornozelo	Pag 44
Fig. 2.25 – Interface gráfica e robô construído	Pag 44
Fig. 2.26 – Robô baseado em um atuador elástico do tipo série (AES)	Pag 45
Fig. 3.1 – Posições das articulações do pé	Pag 50
Fig. 3.2 – a) extensão dos dedos do pé, b) flexão dos dedos	Pag 50
Fig. 3.3 – Força de reação ao solo durante a marcha normal.	Pag 51
Fig. 3.4 - Fases da marcha normal (a), Curva FRS e vibrações de baixa frequência	Pag 53
Fig. 3.5 - Separação entre as fases da marcha e do contato com o solo	Pag 53
Fig. 3.6 - Vista do micromotor com pêndulo	Pag 54
Fig. 3.7 Modelo físico que representa o conjunto motor pêndulo.	Pag 54
Fig. 3.8 – Energia dissipada a partir do estimulador	Pag 55
Fig.3.7 Grupos musculares da articulação do tornozelo e pé.	Pag 57
Fig. 4.1 – Força de reação ao solo durante a marcha normal.	Pag 60
Fig. 4.2 – Fluxograma de operação para o algoritmo biomimético	Pag 61
Fig. 4.3 – Fluxograma de operação para o algoritmo biomimético.	Pag 62
Fig. 4.4 – Diagrama em blocos para o controlador robótico	Pag 64
Fig 4.5 – Elementos do controle motor a partir do córtex sensorimotor.	Pag 64
Fig. 4.6 – Propriocepção compondo a malha de realimentação no controle motor.	Pag 65
Fig. 4.7 – Loops de gerenciador autônomo	Pag 66
Fig. 4.9 – Arquitetura do gerenciador autônomo	Pag 67
Fig. 4.10 – Plataforma bipartida compondo a malha de realimentação	Pag 72
Fig. 4.11 – Sensores flexíveis de força	Pag 73
Fig. 4.12 – Circuito de interface para implementação do sensor de força	Pag 73
Fig. 4.13 – Detalhe da malha de realimentação no controle motor.	Pag 75
Fig. 4.14 – Sensores flexíveis de posição, Vista frontal e comportamento resistivo.	Pag 76
Fig. 4.15 - Encoder ECW1J (a) e seus sinais em quadratura (b)	Pag 76
Fig. 4.16 – Área de percepção	Pag 78
Fig. 4.17 – Fluxograma para o algoritmo de percepção	Pag 80

Fig. 5.1 - Diagrama em blocos do controlador	Pag 83
Fig. 5.2 - Esquema elétrico do circuito controlador	Pag 84
Fig. 5.3 - Circuito de interface com filtros passa baixa tipo Butterworth	Pag 85
Fig. 5.4 - Placa de circuito impresso do circuito de interface dos sensores	Pag 85
Fig. 5.5 - Circuito de acionamento dos estimuladores	Pag 86
Fig. 5.6 - Placa de circuito do estimulador vibrotátil	Pag 86
Fig. 5.7 - Interface de comunicação serial RS 232	Pag 87
Fig. 5.8 - Relação do ciclo ativo com o período do sinal PWM	Pag 88
Fig. 5.9 - Diagrama em blocos da malha de controle	Pag 88
Fig. 5.10 - Programa do controlador	Pag 89
Fig. 5.11 - Detecção do sentido de deslocamento com sinais em quadratura.	Pag 90
Fig. 5.12 - Plano sagital para o deslocamento do tornozelo	Pag 93
Fig. 5.13 - Aparato experimental para determinação do erro de quadratura	Pag 93
Fig. 5.14 - Figura de Lissajous para quantização do erro de quadratura	Pag 95
Fig. 5.15 - Características mecânicas e composição da liga de alumínio 6061	Pag 95
Fig. 5.16 - rolamento e disco de inércia montado com acoplamentos e rolamentos	Pag 96
Fig. 5.17 - Características elétricas e mecânicas do motor Mod B057	Pag 96
Fig. 5.18 - Efeito do bounce em um dos canais do encoder sob teste	Pag 97
Fig. 5.19 - Figura de Lissajous para os sinais de saída do encoder	Pag 98
Fig 5.20 - Processo de calibração de um robô para reabilitação do tornozelo	Pag 98
Fig. 5.21 - Ensaio do sensor de posição angular flexível	Pag 99
Fig 5.22 - Processo de calibração do sensor de força, detecção do Offset	Pag 100
Fig. 5.23 - Força de reação ao solo durante a calibração	Pag 102
Fig. 5.24 - Robô montado	Pag 103
Fig.5.25 - Chassi a esquerda e plataforma de apoio e rebite de rosca a direita	Pag 104
Fig. 5.26 - Circuito de acionamento dos estimuladores e sensores	Pag 105
Fig. 5.27 - Suporte para o estimulador vibrotátil	Pag 106
Fig. 5.28 - Plataforma do antepé com rolamento de apoio	Pag 107
Fig. 5.29 - Plataforma bipartida com os apoios do calcâneo a esquerda e o apoio do antepé a direita.	Pag 107
Fig. 5.30 - Amortecedor e detalhe da regulagem da posição da articulação	Pag 108
Fig. 5.31 - Interface gráfica do robô	Pag 109
Fig. 5.32 - Códigos de comunicação e dados	Pag 110
Fig. 5.33 - Códigos de comunicação e dados	Pag 111
Fig. 5.34 - Códigos de comunicação e dados	Pag 112
Fig. 5.35 - Medições de vibrações com o estimulador do calcâneo ativo	Pag 113
Fig. 5.36 - Medições de vibrações com o estimulador do antepé ativo	Pag 114

LISTAS DE TABELAS

Página

Tabela 1 - Movimentos e parâmetros biomecânicos da articulação do tornozelo	Pag. 22
Tabela 2 – Especificações técnicas do micromotor	Pag. 54
Tabela 3 – Grupos musculares ativados durante a marcha normal	Pag. 56
Tabela 4 – Parâmetros relativos a curva de reação ao solo.	Pag. 60
Tabela 5 – Matrix de Discernimento do Gerenciador Autônomo	Pag. 68
Tabela 6 – Fases da marcha e ângulos das articulações do tornozelo e interfalangeanas	Pag. 71
Tabela 7 – Percepção da direção e sentido de movimento	Pag. 79
Tabela 8 - Caracterização do erro do encoder – Dorsiflexão	Pag. 96
Tabela 9 - Caracterização do erro do encoder - Plantar Flexão	Pag. 96
Tabela 10 - Caracterização do erro do sensor flexível	Pag. 99
Tabela 11 - Caracterização da carga gerada na força de reação ao solo	Pag. 100
Tabela 12 – Processo de calibração para medição da força de reação ao solo	Pag. 101
Tabela 13 – Especificações principais do motor e sensores de detecção de movimento	Pag. 104
Tabela 14 – Distâncias de percepção de movimento	Pag. 105
Tabela 15 – Sinais enviados a partir da rotina de percepção	Pag. 111
Tabela 16 – Sinais enviados a partir da rotina de discernimento	Pag. 112

RESUMO

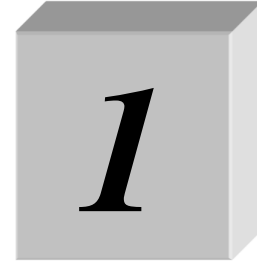
A marcha humana é o elemento fundamental da mobilidade. Sua redução ou perda impacta profundamente a vida do ser humano. A robótica apresenta inúmeras vertentes a serem estudadas, inclusive na reabilitação de pessoas que se recuperam de lesões que levaram à redução ou perda da mobilidade. A reabilitação assistida onde se emprega robôs para executar exercícios prescritos por um fisioterapeuta é um exemplo de aplicação. No que se refere a dinâmica da marcha humana os membros inferiores, em especial, a articulação do tornozelo apresenta grande importância. Estudar os aspectos biomecânicos desta articulação e desenvolver dispositivos robóticos capazes de reproduzir suas características cinemáticas e cinéticas, implicará em reduzir o tempo de recuperação seja de um acidente ou lesão posterior a um AVC. Os dispositivos robóticos existentes ou em desenvolvimento tem seu foco na recuperação do controle motor, bem como no ganho de massa muscular. No entanto, indivíduos que necessitam se recuperar após longos períodos acamados, apresentam a redução da massa óssea como resultado da perda de mobilidade. Portanto, este trabalho busca entender os processos relacionados ao desenvolvimento de dispositivos robóticos, objetivando a estimulação da osteogênese, onde dois fatores são primordiais. O primeiro consiste na simulação da curva de reação ao solo (*FRS*), o segundo na geração de vibrações mecânicas nas fases de contato do pé com o solo, ambos associados à fisiologia normal da marcha. Desta forma, será possível obter uma resposta fisiológica completa e normal associada à marcha reproduzida por meio de dispositivos robóticos.

Palavras-chave— Reabilitação Assistida, Robótica, Mecanotransdução, Biomecânica, Biomimética, Osteogênese e Neuroplastia.

ABSTRACT

The human gait is the fundamental element of mobility, its reduction or loss deeply affects the lives of human beings. Robotics has many aspects to be studied, including the rehabilitation of people recovering from injuries that led to the reduction or loss of mobility. The assisted rehabilitation, which are used robots to perform prescribed exercises by a physiotherapist. As regards the dynamics of the human gait lower limbs, in particular, the ankle joint has a great importance. To study the biomechanical aspects of this joint and develop robotic devices able to reproduce its kinematics and kinetic characteristics, will result in reducing the recovery time is an accident or injury to a subsequent stroke. Existing robotic devices in development has been focused on the recovery of motor control and muscle mass gain. However, for individuals who need to recover after long time bedridden, it has associated with the loss of mobility reduction of bone mass. Thus, this work seeks to understand the processes related to the development of robotic devices with a focus on creating incentives for osteogenesis, where two factors are very important. The first consists of reproducing the reaction curve to the ground (GRF), the second it is the generation of mechanical vibrations in stages of the foot contact with the ground, associated both to normal gait physiology. Thus, it is possible to obtain a complete and normal physiological response associated with the human gait reproduced by robotic devices.

Keywords - Assisted Rehabilitation Robotics, Mechanotransduction, Biomechanics, Biomimetics, Osteogenesis and Neuroplasticity.



1 - INTRODUÇÃO

O emprego de robôs na reabilitação tem sido estudado por diversos pesquisadores, sendo a associação da robótica as técnicas de reabilitação uma abordagem válida (S. K. Banala, 2010). Contudo, os robôs desenvolvidos até o momento exploram apenas aspectos da biomecânica, sem entender com maior profundidade as respostas fisiológicas geradas a partir dos processos de reabilitação. O estudo desta tecnologia se justifica devido à redução acentuada do tempo de recuperação, algo que é obtido mediante o planejamento e monitoramento da sessão pelo fisioterapeuta, onde este escolhe cenários, dose esforços e os ângulos de movimentos, tudo isto em um só dispositivo. O robô será composto por uma estrutura em aço, dotada de sensores de posição angular e força. Será desenvolvido um software em linguagem visual, composto por uma interface gráfica que permitirá não apenas o monitoramento e armazenamento de dados, mas também o gerenciamento da simulação de cenários e a dosagem de esforço.

Portanto, este trabalho busca entender os aspectos fisiológicos ligados a reabilitação do tornozelo, além de propor uma técnica de estimulação dos mecanorreceptores existentes na fáscia plantar. Desta forma, o robô a ser desenvolvido a partir deste trabalho, apresentará uma estimulação que não se limita a biomecânica, pois, estimulará de forma diferenciada o córtex sensorimotor. Sendo este o caráter inédito desta tese, então a introdução da estimulação produzida tornará o processo de reabilitação mais efetivo.

1.1 - Objetivos

1.1.1- Objetivo geral

Determinar os parâmetros e diretrizes de projeto associados a biomimética aplicáveis ao desenvolvimento de robôs para reabilitação de pessoas com perda da mobilidade dos membros inferiores. No que se refere a este trabalho este robô será um dispositivo capaz de reproduzir os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar, além de realizar a estimulação vibrotátil.

1.1.2 - Objetivos específicos

Desenvolver um robô dedicado a reabilitação de pessoas com perda da mobilidade do tornozelo considerando os seguintes aspectos:

- Segurança: O robô é construído não apenas para reproduzir a mecânica do movimento humano, mas também para permitir ao paciente experimentar os benefícios desta tecnologia sem risco de quedas ou lesões de esforço.
- Identificar os mecanismos fisiológicos associados a reabilitação do tornozelo e como estes respondem aos estímulos produzidos por um robô.
- Identificar os tipos de estímulos produzidos a partir dos robôs atualmente.
- Identificar os aspectos cinemáticos e cinéticos associados a articulação do tornozelo.

1.2 - Motivação

A adoção de robôs na reabilitação de pessoas é algo novo no Brasil, ainda há muito que ser feito para que esta tecnologia possa efetivamente ser disponibilizada por todos aqueles que receberão os seus benefícios. A redução do tempo de recuperação é o maior ganho (Acosta e Bradley, 2005), algo que é devido à possibilidade de se simular ambientes encontrados no dia a dia. A geração de ambientes virtuais combinada a dispositivos robóticos que simulam estes ambientes permite ir além das técnicas de caminhada em esteiras (Sankai et al, 2002). A mudança de direção, a reprodução de escadas, rampas, solos acidentados (H. Kazerooni et al, 2005) durante uma sessão de fisioterapia em um ambiente controlado e seguro trará para o paciente ganhos que não podem ser ignorados. O fisioterapeuta poderá planejar a sessão, escolhendo cenários, dosando esforços e os ângulos de movimentos, tudo isto em um só dispositivo (Zhu et al, 2016).

1.3 - Relevância

A relevância deste trabalho reside no fato de que o sistema locomotor possui características anatômicas únicas, aliadas a estruturas celulares que apresentam respostas condicionadas aos estímulos, sejam estes de origem externa ou interna. Portanto, estas características devem ser levadas em conta no estudo e desenvolvimento de robôs dedicados à reabilitação. No que se refere aos robôs destinados a reabilitação desenvolvidos até o momento, estes têm reduzido o sistema locomotor a um conjunto de características biomecânicas, algo que pode ser evidenciado ao se observar as plataformas de apoio para os pés. Nos robôs desenvolvidos estas são basicamente chapas planas, algo que se fundamenta em um modelo do pé sem articulações. Do ponto de vista da anatomia é um equívoco, pois, o pé é dotado de articulações que contribuem conjuntamente com a articulação do tornozelo para dar início as diversas fases da marcha.

Nestas articulações e nos músculos e tendões ligados a estas existem mecanorreceptores, que não são estimulados completamente. Logo o papel destes mecanorreceptores e fusos motores, não tem sido observado no desenvolvimento e estudo, quanto ao controle e geração das diversas fases da marcha humana normal por parte dos robôs.

Uma vez que anatomicamente as estruturas que compõe o pé são dotadas de funções específicas durante as diversas fases da marcha, seja no que se refere ao controle ou monitoramento não se pode tratar o pé e tornozelo de forma simplista. Logo neste trabalho serão considerados aspectos de projeto relacionados a biomimética. A biomimética pode ser entendida como, a área de estudo que busca reproduzir mecanismos biológicos considerando sua anatomia e fisiologia.

Portanto, neste trabalho será desenvolvido um robô dedicado a reabilitação do tornozelo, cuja interface mecânica com pé será articulada, permitindo uma estimulação sensorial condizente com a anatomia do pé. Além disto os aspectos relativos a estimulação táctil, serão considerados, pois, serão introduzidas fontes de vibração de baixa amplitude. Esta abordagem permitirá a replicação da estimulação, não apenas no que se refere ao contato com o solo, mas também da interação dos músculos com as forças de reação. Desta forma será possível garantir que o córtex sensorimotor estará recebendo uma carga de estimulação fisiológica normal.

1.4 - Metodologia

A metodologia será dividida em duas fases, onde a primeira consistirá em uma pesquisa bibliográfica, cujo foco será identificar as bases fisiológicas da reabilitação. Serão apresentados estudos que demonstram a resposta do sistema nervoso e do sistema locomotor à estímulos externos, sendo estas a neuroplasticidade e a osteogênese. Estes dois aspectos da fisiologia humana apresentam aspectos importantes do ponto de vista da reabilitação. A neuroplasticidade é uma resposta fisiológica do cérebro, caracterizada por meio da geração de novas interligações ou sinapses, sendo este efeito vital para uma plena reabilitação. A osteogênese é o mecanismo fisiológico que permite ao tecido ósseo se adaptar as necessidades do indivíduo, ou seja, o tecido ósseo quando estimulado corretamente responde a estímulos mecânicos ganhando massa. Desta forma, quando o tecido ósseo não recebe estímulos satisfatórios o ganho de massa pode ser nulo ou até ocorrer perda de massa. Ainda tomando como base os dados obtidos na primeira fase, serão determinadas as características de operação do ponto de vista biomecânico, quanto aos limites para indivíduos saudáveis.

Na segunda fase as tecnologias robóticas mais promissoras serão avaliadas, considerando suas características construtivas e sua ação no que se refere a estimulação produzida, culminando com a caracterização de evidências de que uma estimulação mais eficiente é viável.

Como características construtivas serão avaliados os componentes de cada robô, bem como sua técnica de controle. Quanto a estimulação produzida por cada robô estudado, serão avaliadas a forma de interação com as articulações do pé e tornozelo, bem como, a estimulação dos os mecanorreceptores existentes nestas e fusos musculares.

Portanto, o objetivo primordial deste trabalho é apresentar as bases de uma nova forma de estimulação, denominada biomimética. A estimulação biomimética tem como elemento fundamental, gerar estímulos cujas características biomecânicas e sua resposta fisiológica, sejam os mais fies possível a estimulação presente na marcha humana normal.

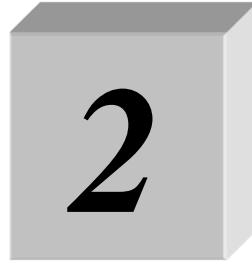
1.6 - Estrutura da Tese

O capítulo denominado Revisão bibliográfica, se divide em duas seções, sendo a primeira uma síntese das técnicas associadas a reabilitação, bem como suas bases fisiológicas e neurológicas. A seção seguinte denominada Reabilitação assistida apresentará um cenário com as diversas tecnologias em uso ou desenvolvimento, suas vantagens e limitações, quanto a estimulação e a comparação destas com a biomimética.

O capítulo Metodologia apresenta os elementos que fundamentam esta tese e seu caráter inédito, no que se refere as funções do robô a ser desenvolvido, mas principalmente aos fatores que comporão um conjunto de estímulos baseados na biomimética. Este capítulo ainda apresentará as etapas de desenvolvimento do robô, como definição da técnica de controle, seus aspectos construtivos, os atuadores a serem empregados com suas características mecânicas e elétricas. Ainda neste capítulo serão detalhados o circuito eletrônico, o controlador empregado e as rotinas que comporão o programa de controle do robô, com destaque para as rotinas de colaboração.

O capítulo Resultados e discussão apresenta uma análise dos resultados obtidos durante os testes, onde serão consideradas as amplitudes de torque, velocidade e deslocamento angular, além dos indicadores de funcionamento da operação colaborativa. O capítulo Conclusões contem a síntese das observações e comprovações obtidas a partir da análise dos resultados, bem como uma avaliação dos objetivos propostos e o quanto foram alcançados. Por último se tem o capítulo que contém as referências utilizadas ao longo do desenvolvimento desta tese.

2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA



2.1- Reabilitação e a Fisioterapia

A reabilitação pode ser entendida como um conjunto de técnicas destinadas a recuperação da mobilidade humana, algo que se torna necessário após acidentes ou patologias que afetam o sistema locomotor. O tornozelo se torna um alvo de estudo devido a incidência de lesões associadas a esta articulação, onde atletas de alto nível e pessoas comuns ao sofrerem alguma lesão na articulação do tornozelo, perdem a capacidade de executar tarefas simples como se levantar ou caminhar.

O processo de reabilitação depende da interação entre o paciente e o fisioterapeuta. cabendo a este atender um número significativo de pacientes ao longo do dia. Basicamente a reabilitação pode ser classificada em quatro etapas, onde a primeira é a passiva, na qual o fisioterapeuta auxilia o paciente na execução de movimentos sem esforço como se pode ver na Figura 2.1(Rosado et al, 2017). A segunda etapa é a assistida, onde o fisioterapeuta conjuntamente com o paciente combina o esforço na execução dos exercícios. A terceira etapa é a ativa livre, onde o paciente executa o movimento sem assistência e sem esforço. A última etapa é a ativa resistida, na qual o paciente executa o movimento contra a ação do fisioterapeuta ou um dispositivo.



Figura 2.1 - Reabilitação passiva onde um fisioterapeuta auxilia o paciente (Rosado et al, 2017).

A diversidade de abordagens e a necessidade da aplicação de força física, por parte do fisioterapeuta, tornam a utilização de robôs atrativa. Desta forma, robôs que possam auxiliar o paciente na execução dos exercícios, com ou sem a supervisão do fisioterapeuta têm sido desenvolvidos. O projeto de um robô dedicado a reabilitação objetivando a operação autônoma, deve considerar formas de detecção da interrupção prematura da atividade por parte do paciente. Durante a realização do exercício o paciente poderá interromper a atividade de forma prematura, seja por sentir dor ou cansaço. A fadiga ou dor são percebidas por meio de variações abruptas de torque na articulação do tornozelo ou na força de reação junto a base do pé (Kim et al, 2016).

As técnicas dedicadas a reabilitação de pacientes consistem na repetição de movimentos, respeitando-se os limites biomecânicos do sistema locomotor. O fisioterapeuta durante o processo de reabilitação prescreve repetições de exercícios, algo que busca promover a reorganização do sistema nervoso. A característica do sistema nervoso que possibilita a geração de novas ligações sinápticas, ou a reativação de antigas interligações é denominada neuroplasticidade.

2.1.1 - Cinemática do Tornozelo

O estudo da dinâmica do movimento humano é uma tarefa complexa, sendo parte da área de conhecimento da engenharia mecânica denominada Biomecânica (Bartlett, 2007). Especificamente no que se refere a cinemática do movimento humano, a biomecânica buscará definir quais as variáveis capazes de descrever o movimento humano. A Figura 2.2 ilustra estas variáveis associadas aos aspectos operacionais do projeto, focado na análise cinemática e cinética da marcha, bem como os aspectos ligados a segurança do paciente.

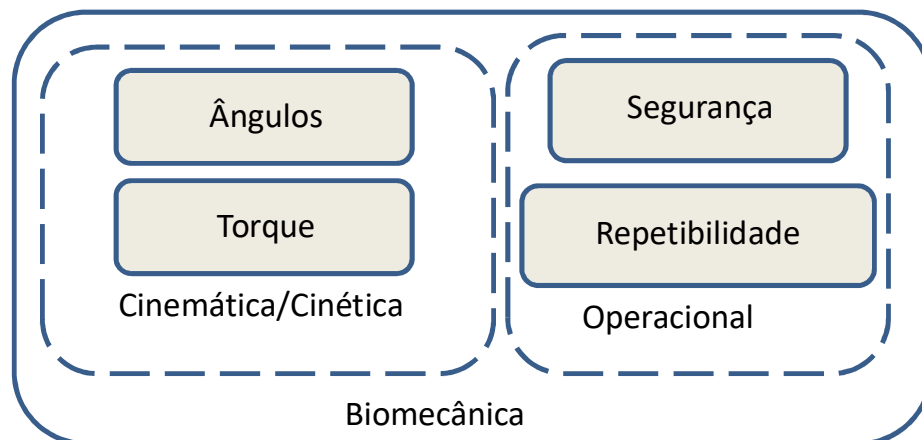


Figura 2.2- Biomecânica e suas relações com o projeto.

O tornozelo é uma das articulações mais importantes do ponto de vista biomecânico, pois responde por sustentar e complementar todos os processos relacionados aos membros inferiores. Os indivíduos que tem o controle motor da articulação do tornozelo comprometido, perdem a capacidade de executar funções importantes no dia a dia, seja levantar-se de uma cadeira ou mesmo ficar de pé. Isto acontece mesmo em casos onde o indivíduo mantém suas funções motoras normais no restante das articulações das pernas. Deste modo a articulação do tornozelo é um elemento vital no entendimento da dinâmica do movimento, seja do ponto de vista do desenvolvimento de tecnologia, seja do ponto de vista da reabilitação de um indivíduo.

A dinâmica do movimento da articulação do tornozelo é caracterizada por dois grupos de movimentos (Zatsiorsky, 1998), sendo o primeiro grupo o que responde pela caminhada e o segundo pela manutenção do equilíbrio. O grupo que responde pela caminhada é caracterizado por dois movimentos básicos que são a dorsiflexão e a flexão plantar apresentados na Figura 2.3



Figura 2.3- Cinemática do tornozelo na marcha.

Fonte: <http://www.about.com/>

O processo do equilíbrio tem seu controle associado ao labirinto situado no ouvido interno, no entanto sem um elemento de atuação funcional e eficiente, como o tornozelo, o equilíbrio é em muito prejudicado. Desta forma tornar-se evidente o papel da articulação do tornozelo, cuja função é garantir o ajuste da planta do pé aos diversos tipos de solo (De Lisa, 1998). A articulação do tornozelo não fornece apenas apoio ajustável, mas também torque para permitir o ajuste da planta dos pés ao solo e a estabilidade da posição ereta.

A Figura 2.4 ilustra o grupo de movimentos associados ao processo da manutenção do equilíbrio, sendo estes a eversão e a inversão, sendo caracterizados pelo deslocamento lateral da planta dos pés.

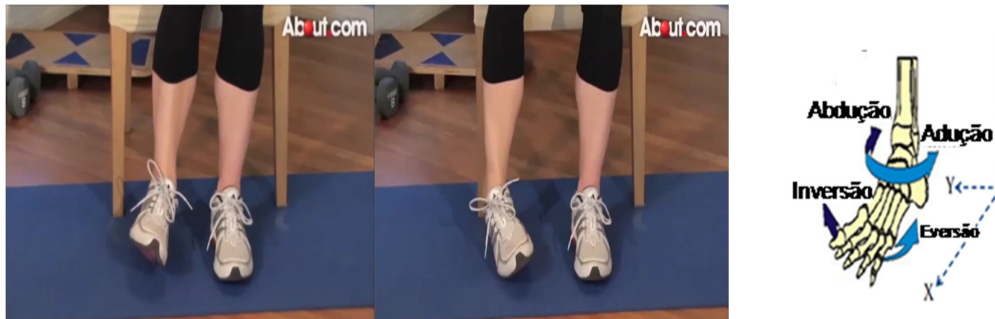


Figura 2.4 - Cinemática do tornozelo na marcha
<http://www.about.com/>

Os movimentos de eversão e inversão são um ponto importante na manutenção do equilíbrio, mas devem ser estudados e abordados nos processos de caminhada, seja para reabilitação da força ou velocidade.

Entender os aspectos biomecânicos do movimento da articulação do tornozelo, seus alcances máximos e torque são pontos determinantes para o desenvolvimento de robôs dedicados a reabilitação. A Tabela 1 apresenta os limites máximos para os ângulos e torque encontrados em indivíduos saudáveis (Weiguang et al, 2016). Os limites máximos e mínimos para o deslocamento angular deve considerar a posição de apoio dos pés como referência (0°), o que permite separar os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar. A velocidade angular e o torque, somente serão empregados para a reabilitação ativa resistiva, objetivando a segurança do paciente. Sendo importante ressaltar que o torque é variável durante as diversas fases da marcha.

Tabela 1 - Movimentos e parâmetros biomecânicos da articulação do tornozelo

Movimento	Ângulos (°)	Velocidade angular (°/s)	Pico de Torque (Nm)
Dorsiflexão	0 a 20	80	45
Flexão plantar	0 a 40	80	45
Eversão	0 a 20	100	20
Inversão	0 a 30	100	20
Adução	0 a 20	80	10
Abdução	0 a 30	80	10

2.1.2 - Aspectos Neurológicos e Fisiológicos na Reabilitação

A reabilitação de pacientes lesionados demanda o emprego de técnicas direcionadas ao quadro clínico do paciente. A facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP) e a terapia de restrição e indução modificada do movimento (TRIMM) são exemplos destas técnicas. A facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP) estimula os mecanorreceptores das articulações e músculos (Adler, 2007), promovendo a recuperação do controle motor (Zhou et al, 2014). Na terapia de restrição e indução modificada do movimento (TRIMM) o membro não lesionado é imobilizado (Bueno et al, 2008), levando o paciente a explorar as capacidades motoras do membro em reabilitação. As técnicas de reabilitação são baseadas na estimulação, repetição e aprendizado, cujo foco é a reativação do córtex motor. A reativação do córtex motor consiste na recomposição de uma representação neuronal dos elementos proprioceptivos, ligados a cada articulação e músculo, sendo esta representação denominada mapa cortical (Turner et al, 2013). A TRIMM além da restauração da função motora, inibe a degradação do mapa cortical. A reabilitação assistida emprega robôs no tratamento (Bai et al, 2015), trazendo, benefícios como tornar atividade do fisioterapeuta menos desgastante e possibilitar a manutenção do tratamento mesmo à distância.

As tecnologias de reabilitação dos membros inferiores em estudo ou desenvolvimento atualmente tem como foco os aspectos biomecânicos ligados as articulações. Uma abordagem efetiva para a reabilitação deve focar também os aspectos neurológicos, fisiológicos e não apenas os biomecânicos.

No que se refere aos aspectos neurológicos a reativação do córtex motor é devida a neuroplasticidade. A neuroplasticidade pode ser entendida como o mecanismo fisiológico responsável por viabilizar a recomposição do mapa cortical e a reabilitação motora (Mogilner et al, 1993). Os mecanismos fisiológicos ligados a neuroplasticidade são a propriocepção aliada ao processamento sensorial dos estímulos que são direcionados ao córtex sensorimotor e cortex motor. A Figura 2.5 ilustra o processo envolvido na propriocepção, onde cada músculo é dotado de um conjunto de fibras fusimotoras ou Spindles (Fusos musculares), cuja função é detectar a contração ou relaxamento do músculo (Willians, 2013).

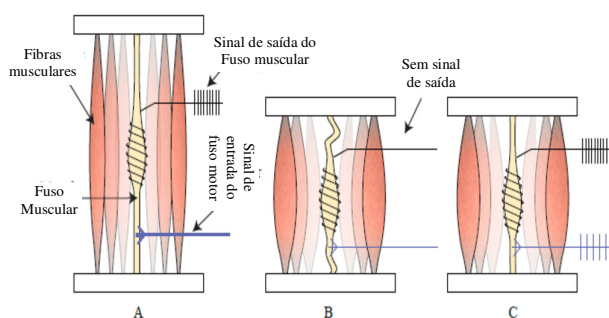


Fig. 2.5 – Operação simplificada dos fusos musculares. (A) Músculo esticado e o fuso dispara gerando sinais de saída, (B) O músculo relaxa e interrompe os disparos, (C) A entrada do neurônio fusimotor se contrai sinalizando a contração do músculo (Willians, 2013).

Na Figura 2.5 (a) é possível visualizar a operação do Spindle (Fuso muscular), onde um estímulo em sua entrada produz a contração ou distensão do músculo, enquanto que a sua saída informa o deslocamento. Quando o músculo se contrai à posição anatômica normal (b), não existem disparos na saída do fuso muscular. No processo de contração representado na Figura 2.5 (c), o estímulo aplicado novamente na entrada, produz a contração do músculo com a correspondente sinalização do deslocamento na saída do fuso muscular.

Uma vez detectada uma variação na taxa de saída dos pulsos emitidos a partir do fuso muscular tem início o processamento destes, cabendo aos circuitos cerebrais identificarem a natureza do estímulo e produzirem as ativações correspondentes. Os circuitos motores são compostos pelos córtex somatosensorial, córtex motor e córtex pré-

motor, sendo possível a visualização da ativação destas áreas do cérebro por meio da ressonância magnética funcional. A Figura 2.6 ilustra este processo de ativação monitorado em um estudo que busca comparar a atividade destes circuitos em indivíduos jovens em relação a outros da terceira idade.

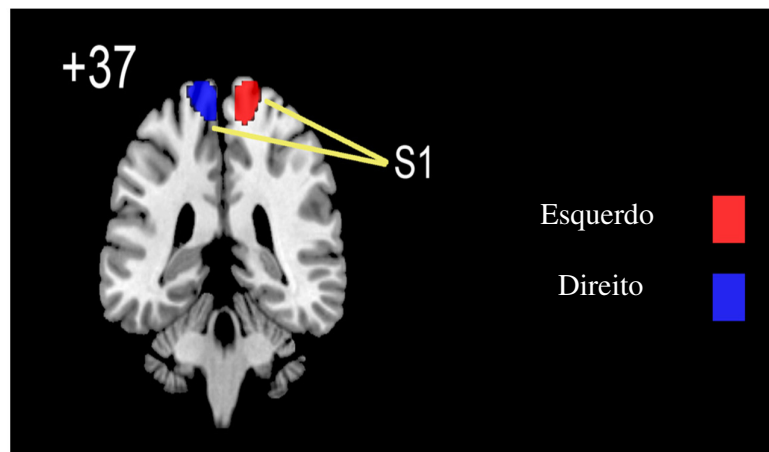


Fig. 2.6 – Ressonância magnética funcional do córtex somatosensorial (S1) (Goble, 2011).

A Figura 2.6 apresenta o resultado da estimulação vibrotátil nos membros inferiores (Goble, 2011), onde se pode visualizar a ativação dos circuitos correspondentes ao córtex somatosensorial, que responde pelo processamento dos sinais relativos a propriocepção.

2.1.3- Fisiologia da Osteogênese

Considerando os aspectos biomecânicos da marcha, o pé e articulação do tornozelo são elementos que merecem atenção. Enquanto que a articulação do tornozelo permite gerar velocidade e aceleração (Fenfang et al, 2014), o pé nas diversas fases da marcha possibilita a interface com o solo. A interface gerada por meio do contato do pé com o solo gera estímulos mecânicos, desta forma quando submetido a esforços, o tecido ósseo ganha massa, caso contrário ocorre perda de massa (Nulend et al, 2012). Este processo é denominado osteogênese. Portanto, os

aspectos fisiológicos ligados a este processo devem ser considerados no controle do torque, potencializando a recomposição não apenas de massa muscular, mas também de massa óssea.

Os mecanismos fisiológicos ligados a osteogênese são caracterizados por meio da mecano-transdução e a piezo-eletricidade. No que se refere a remodelagem óssea ou osteogênese, as células responsáveis quanto a absorção são os Osteoblastos. No que se refere a recomposição óssea, esta função cabe aos Osteoclastos e os Osteócitos (Ruimerman et all, 2001). A equação 1 descreve matematicamente o processo de remodelagem óssea (dm_{total}), onde são consideradas as ações dos *Osteoblastos* ($dm_{Osteobl}$) e dos *Osteoclastos* ($dm_{Osteocl}$).

$$\frac{dm_{total}}{dt} = \frac{dm_{Osteobl}(x,t)}{dt} - \frac{dm_{Osteocl}(x,t)}{dt} \quad (1)$$

A mecano-transdução é obtida a partir da deformação do *Citoesqueleto* dos *Osteócitos*, transmitindo o estímulo mecânico da membrana extra-celular até o núcleo da célula como ilustra a Figura 2.7.

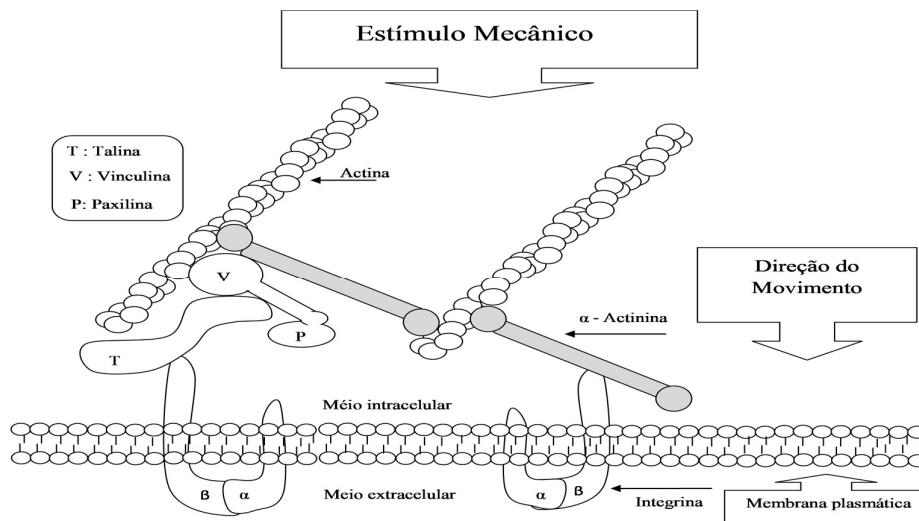


Fig. 2.7 - Sistema de transmissão do estímulo mecânico no interior do *Osteócito* (Gusmão, 2007).

O efeito mecânico é transmitido ao interior da célula por meio das alavancas, então proteínas denominadas Integrinas que integram o Citoesqueleto e a membrana-

extracelular se deformam. A deformação das Integrinas produzem locais de alta afinidade a reações químicas, gerando uma resposta fisiológica.

A ativação dos canais iônicos mecanossensíveis é devida a piezo-eletricidade no tecido ósseo quando submetido a esforços mecânicos. O fluxo iônico no interior da célula é incrementado gerando a hiperpolarização da membrana celular. A hiperpolarização da membrana celular está associada a osteogênese, portanto, a partir da ação mecanotransdutora dos Osteócitos, ocorre o ganho de massa óssea estimulando os Osteoclastos e inibindo a ação dos Osteoblastos.

O estímulo químico resultante do processo da mecanotransdução é caracterizado por meio da equação 2, sendo este representado por meio da função $P(x,t)$ cuja unidade é mol/mm^2d .

$$P(x,t) = \sum_{i=1}^n e^{\frac{-d_i(x)}{D}} \mu_i R_i(t) \quad (2)$$

Onde μ representa a mecanossensibilidade em mol/mm^3d , Rt a densidade de energia deformacional, D a constante de decaimento dada em μm e d_i a distância entre os *Osteócitos*. A densidade de energia deformacional é obtida por meio da derivação da equação 3, onde σ que é descrito na equação 4 representa a compressão a qual o tecido ósseo é exposto (Ruimerman, 2001).

$$S(t) = \frac{\sigma(t)}{2} : \varepsilon(t) \quad (3)$$

$$\sigma(t) = \sigma(1 + \cos 2\pi ft) \quad (4)$$

Onde σ é amplitude da compressão ao longo dos ossos do pé e da articulação do tornozelo dada em MPa, ε representa a deformação e f é a frequência de aplicação da força ao longo do tempo t . A amplitude da força, bem como a frequência de aplicação são parâmetros que tendem a potencializar a resposta fisiológica.

Desta forma será possível quantificar o estímulo ao tecido ósseo $P(x,t)$, o que permitirá ao fisioterapeuta identificar se o ganho de massa óssea ao longo do período de reabilitação foi positivo.

2.2- Reabilitação Assistida

A reabilitação assistida pode ser entendida como a técnica onde robôs são utilizados para fazer as atividades, conforme recomendação dos fisioterapeutas. Desta forma, tarefas que exigem esforço são executadas com precisão pelos robôs, liberando os fisioterapeutas para a elaboração de diagnósticos e avaliação do progresso dos pacientes. Logo, com o emprego e popularização da reabilitação assistida caberá ao fisioterapeuta, programar o robô, analisar os resultados e elaborar diagnósticos.

Nesta seção serão apresentadas algumas das diversas tecnologias em uso atualmente no desenvolvimento de robôs. Os aspectos positivos e negativos de cada abordagem serão avaliados. De modo a avaliar a qualidade do processo de reabilitação obtido, serão considerados os aspectos biomecânicos e a forma de estimulação do sistema muscular e locomotor obtida.

Analisando as tecnologias em desenvolvimento na atualidade as ações podem ser classificadas em:

- ✓ Reprodução das características biomecânicas
- ✓ Estudo das técnicas de controle de robôs para reabilitação;
- ✓ Biomecânica e Neuroestimulação.

No que se refere a reprodução das características biomecânicas do movimento da articulação do tornozelo, os robôs em desenvolvimento têm se limitado a modelagem cinética e cinemática. Estes robôs buscam assumir a repetição de exercícios, de modo a garantir a precisão na execução, mas sobretudo minimizar o esforço por parte do fisioterapeuta. Estes robôs são baseados na estimulação proprioceptiva, onde se busca a reabilitação do controle motor mediante a estimulação dos músculos e seus fusos motores.

A Figura 2.8 ilustra uma destas tecnologias, onde um controlador PID é empregado para a reabilitação passiva, enquanto um controlador de impedâncias é utilizado na reabilitação ativa. Quando o dispositivo opera no modo de reabilitação passiva, o mesmo reproduz o movimento para o paciente, não sendo gerado nesta etapa esforço (Rosado et al, 2017). Desta forma se busca estimular o paciente na geração de movimento considerando a cinemática deste. O emprego do controlador PID neste tipo de abordagem é justificada devido a necessidade de se evitar movimentos que excedam o ângulo máximo, associado ao movimento de dorsiflexão ou flexão plantar. Portanto, objetivando

a execução correta do movimento conforme modelos cinemáticos, mas também garantindo a segurança do paciente, evitando lesões.

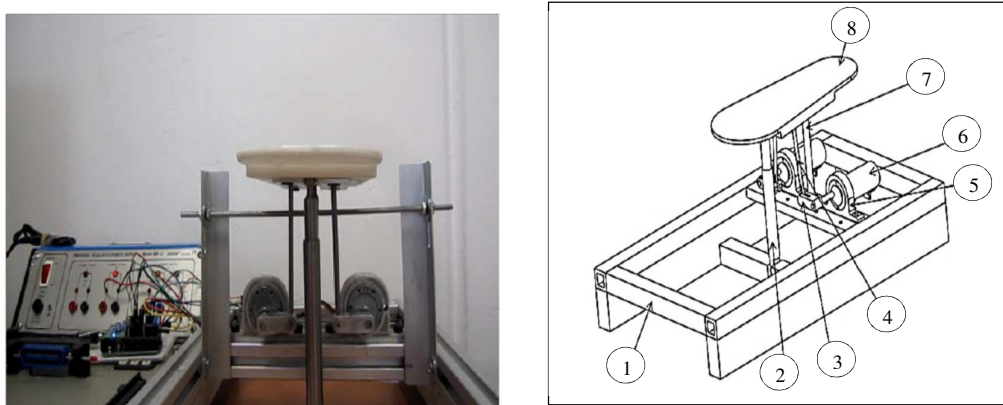


Fig. 2.8 – Robô com 2 graus de liberdade, onde 1 – plataforma fixa, 2 – guia, 3 - acoplamento, 4 - haste de acionamento, 5 - suporte dos motores, 6 - motores, 7 - guia de apoio da plataforma, 8 - plataforma móvel (Rosado et al, 2017).

O robô descrito na Figura 2.8 foi construído basicamente com alumínio, enquanto que a guia de apoio da plataforma móvel, os acoplamentos e hastes de acionamento foram usinados em aço. A plataforma móvel que serve de apoio para a planta do pé foi usinada em nylon, cabendo a esta conduzir o pé na execução dos movimentos de dorsiflexão e flexão plantar. A estrutura deste robô, bem como sua técnica de acionamento e motores são dedicados a reprodução dos movimentos da articulação do tornozelo, não sendo empregadas outras formas de estimulação ou movimentos que venham a contribuir para outras fases da marcha humana.

O desenvolvimento de novos robôs dedicados a reabilitação, não tem como objetivo apenas a melhoria da qualidade de vida ou recuperação do controle motor por parte do paciente, outro aspecto que tem sido levado em conta é a melhora da qualidade de vida no trabalho para o Fisioterapeuta. Ao atender um paciente são executadas tarefas repetitivas e desgastantes, algo que impõe desgaste físico acentuado, além de limitar seu número de atendimentos ao dia. O tratamento tradicional é dependente da habilidade do Fisioterapeuta, o que introduz no processo de reabilitação um grau de subjetividade, no que se refere a efetividade do tratamento.

Considerando os elementos descritos, um robô destinado a reabilitação, ampliaria o número de pacientes atendidos ao longo do dia, sem impacto físico sobre o Fisioterapeuta, proporcionando uma melhora na qualidade de vida no trabalho para este. Dentro desta ótica, robôs com vários controladores têm sido propostos, como a estrutura que se pode ver na Figura 2.9.

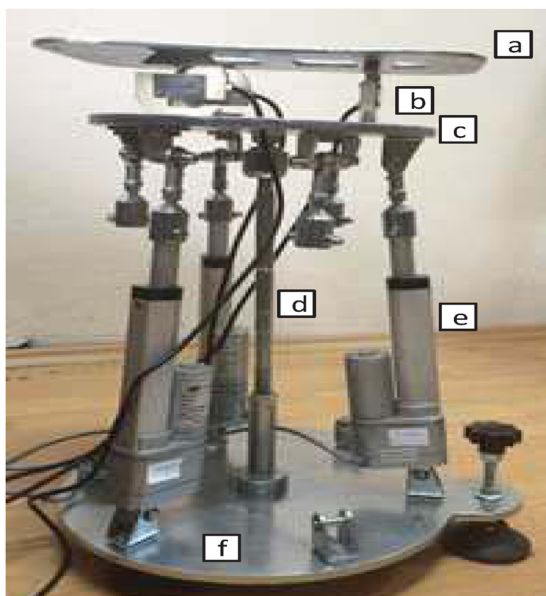


Fig. 2.9 – Robô paralelo para reabilitação do tornozelo, onde a – plataforma de fixa do tornozelo, b – Sensores de força, c -Plataforma móvel, d – Estrutura central, e – Atuadores lineares, f – Base (Mustafa, 2016).

O robô paralelo apresentado na Figura 2.9 possui ações de controle voltadas para parâmetros como velocidade, força e torque, objetivando uma melhor resposta aos distúrbios gerados na interação robô paciente. O robô apresentado na Figura 2.9 é constituído de uma plataforma para acomodação do pé, uma plataforma móvel (Plataforma Stewart), ligada a uma base fixa por três atuadores lineares capazes de gerar 15Kgf de torque. A estrutura central consiste em uma junta esférica que limita os graus de liberdade do robô.

Na reabilitação ativa onde são detectados estes distúrbios, o paciente faz o movimento ou parte deste exercendo força contra o robô, logo esta característica da reabilitação justifica o esforço dos pesquisadores em garantir controladores seguros e eficientes. As abordagens voltadas para o estudo e desenvolvimento de controladores de robôs, tem buscado caracterizar o comportamento do controlador frente a um distúrbio. Do ponto de vista da reabilitação, distúrbio pode ser entendido como uma interação não prevista do

paciente com o robô durante a prática do exercício prescrito pelo fisioterapeuta. Os controladores a serem desenvolvidos para robôs destinados a reabilitação, necessitam ser capazes de gerar respostas a estímulos diversos sem picos de torque ou velocidade. Desta forma novas técnicas de sintonia dos controladores estão sendo propostas. Uma destas técnicas é a denominada realimentação interativa, aplicada a robôs cuja principal função é o treino dedicado a reabilitação. O treino dedicado a reabilitação é caracterizado por executar repetições de exercícios propostos pelo Fisioterapeuta, cujo objetivo a estimulação proprioceptiva.

A técnica de controle baseada na realimentação interativa tem como vantagem não necessitar de um modelo detalhado da estrutura do robô a ser controlado. Portanto, a sintonia do controlador, no que se refere a sua resposta dinâmica é efetuada com base apenas no comportamento dinâmico das variáveis monitoradas (Meng, 2017). Devido a suas características a técnica de realimentação interativa se torna muito atrativa para o desenvolvimento de robôs que empregam músculos pneumáticos como atuadores. Este tipo de atuador apresenta características não lineares que constituem um desafio para as técnicas convencionais de controle. A Figura 2.10 ilustra uma aplicação onde se combinou a técnica de realimentação interativa e músculos pneumáticos como atuadores.

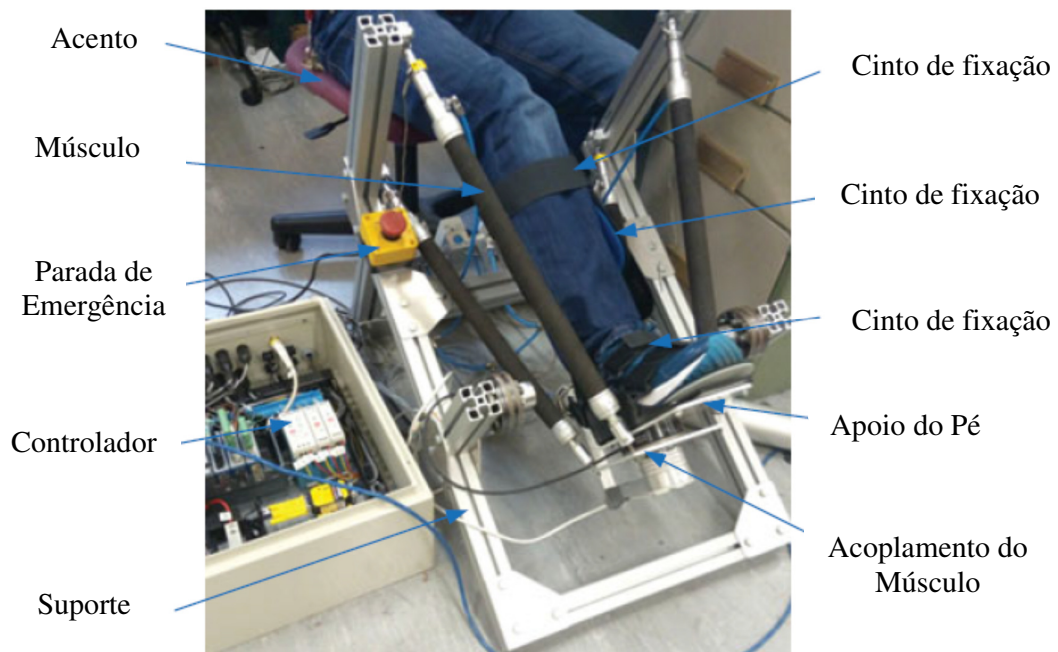


Fig. 2.10 – Setup experimental do robô com músculos pneumáticos, cujo controlador emprega a técnica de realimentação interativa. (Meng, 2017)

A Figura 2.10 ilustra os principais componentes do robô, com destaque para os quatro músculos pneumáticos, que permitem uma simplificação da estrutura mecânica do robô sem perda de graus de liberdade. Além disso, estes atuadores permitem concentrar grandes capacidades de carga em volumes relativamente pequenos. Desta forma construtivamente este robô pode ser resumido a uma estrutura em alumínio estrutural, cuja função é garantir apoio para a perna do paciente, bem como fornecer os pontos de fixação para os músculos pneumáticos. A plataforma de apoio do pé constitui o último componente mecânico, combinando pontos de fixação dos músculos pneumáticos como fornecer apoio para o pé do paciente. A plataforma de apoio para o pé (Plataforma móvel) ainda é dotada de um atuador mecânico que permite a reprodução dos movimentos de eversão e inversão, sendo estes componentes do movimento de pronação do pé. A Figura 2.11 ilustra os elementos principais do robô, seus sistemas de coordenadas cinemáticas, tanto para a plataforma de apoio do pé, quanto para os pontos de fixação dos músculos pneumáticos.

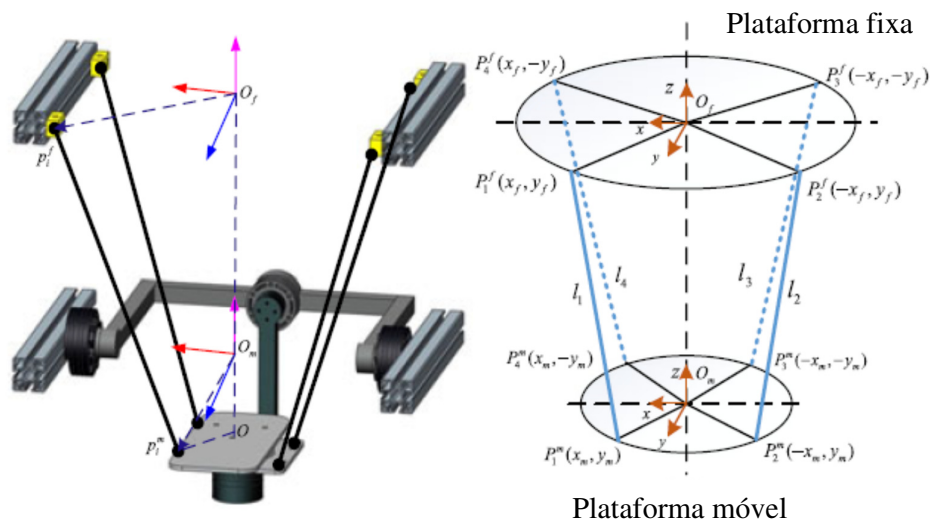


Fig. 2.11 – Estrutura mecânica e representação cinemática do robô. (Meng, 2017)

Este robô assim como os estudados até o momento, se caracteriza por buscar reproduzir fielmente e de forma segura as características biomecânicas ligadas ao pé e articulação do tornozelo. Desta forma, a estimulação obtida se concentra apenas na biomecânica da marcha, não abordando os aspectos fisiológicos intrínsecos as estruturas do aparelho locomotor. Cabe um estudo mais detalhado das características da marcha, dos estímulos produzidos e como estes podem contribuir na estimulação do córtex

somatossensorial, bem como da estimulação do tecido ósseo. Portanto, é necessário verificar se existe uma técnica que permita a geração de estimulação com características fisiológicas o mais próximo do real ou seja, menos artificiais.

Ainda abordando robôs desenvolvidos objetivando a reprodução dos aspectos biomecânicos da marcha e como estes interagem com a articulação do tornozelo, a Figura 2.12 ilustra outro projeto.

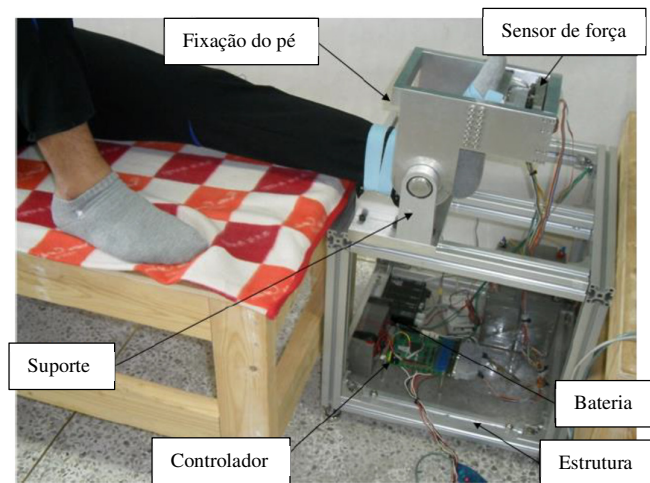


Fig. 2.12 – Robô com sensor de força triaxial (Kim et al, 2016).

Este robô se caracteriza por empregar associado ao seu controlador um sensor de força triaxial, onde o monitoramento da componente F_x e T_x representam respectivamente a força e torque gerados na articulação do tornozelo. Estas componentes são empregadas para quantificar a ação de rotação da articulação, seja a dorsiflexão ou flexão plantar. As componentes F_z e T_z são empregadas para detectar uma condição de emergência, que pode indicar a fadiga do paciente ou alteração do movimento devido a um episódio de dor. Assim como os demais robôs estudados até o momento o maior desafio dos controladores eletrônicos é reconhecer e agir de forma segura quando um distúrbio de força ou torque sejam gerados pela ação do paciente. Apesar da aparente vantagem deste projeto que permite a realização das atividades com pacientes acamados, os aspectos da anatomia do pé, bem como a estimulação neurológica não são considerados.

Novos designs têm sido propostos por inúmeros pesquisadores, onde se tem buscado minimizar esta lacuna, ou seja, a produção de uma estimulação com características fisiológicas ideais. Portanto, novas estruturas têm sido propostas para

explorar aspectos como a neuroplasticidade, que se caracteriza por uma função cerebral onde este pode se reorganizar quando devidamente estimulado. Desta forma robôs como MKA-III, apresentado na Figura 2.13, buscam explorar o comportamento biomecânico de membros saudáveis para alimentar um controlador.

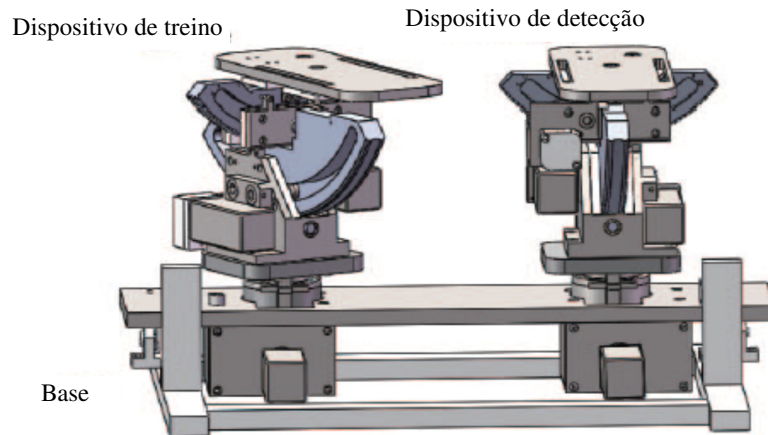


Fig. 2.13 – Modelo em 3d do Robô MKA – III (Lu et al, 2016).

O robô MKA – III é constituído basicamente por duas plataformas como se pode ver na Figura 2.14, onde os pés são apoiados, dotadas de graus de liberdade suficientes para permitir os movimentos de dorsiflexão, flexão plantar além da adução e abdução.

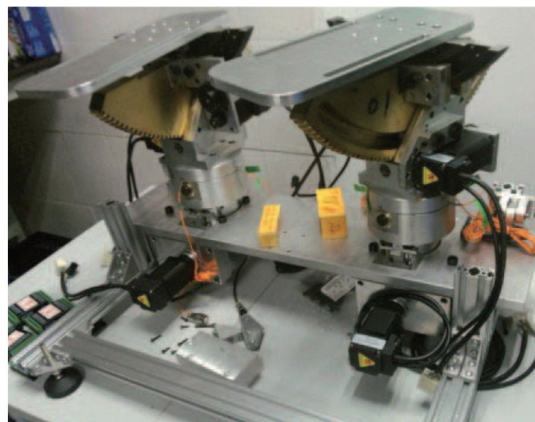


Fig. 2.14 –Robô MKA – III construído (Lu et al, 2016)

Um dos aspectos explorados ao longo do desenvolvimento deste robô foi a humanização do design, ou seja, garantir que o projeto não apresente pontos de contato ou desalinhamentos das articulações que possam extrapolar ou inibir as características biomecânicas da anatomia humana. Logo, o comportamento cinemático e cinético do

membro saudável é replicado por meio do controlador ao membro lesionado, sendo esta técnica denominada consciência subjetiva.

Esta abordagem garante que os fusos motores (Spindles) do membro lesionado, gerem estímulos para o córtex sensorimotor, empregando a plataforma de treino e o controlador para este fim. Estes estímulos não são sintetizados por um programa de computador, mas sim por neurônios integrantes do córtex sensorimotor. Isto garante que a estimulação gerada é semelhante à aquela produzida naturalmente durante a marcha, apresentando uma qualidade superior.

Esta qualidade superior, se baseia na estimulação de caminhos sinápticos pré-existentes. O que promove a estimulação dos caminhos neurais pré-existentes no córtex sensorimotor. Desta maneira, estes caminhos neuronais mesmo lesionados, devido a sinaptogênese podem ser recompostos em um tempo menor e com um custo fisiológico menor. Esta abordagem vai além das tradicionais pois, busca não apenas a estimulação biomecânica, do córtex sensorimotor, mas também a estimulação específica das vias neurais que eram funcionais antes da lesão.

Ainda são empregados recursos como a eletromiografia e eletroestimulação funcional como ilustra a Figura 2.15, onde a eletromiografia (EMG) colhe os estímulos aplicados aos músculos do membro saudável, enquanto que a estimulação elétrica funcional é empregada para potencializar o acionamento dos músculos no membro lesionado.

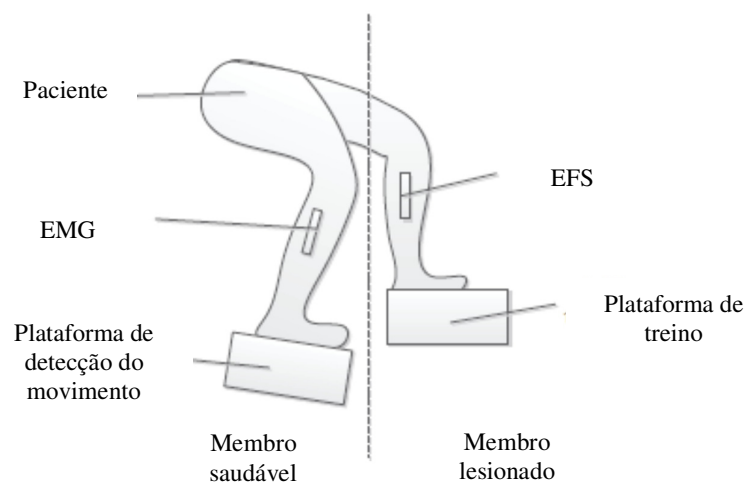


Fig. 2.15 – Aplicação da eletromiografia e eletroestimulação funcional com o Robô MKA – III (Lu et al, 2016).

Os estímulos produzidos com o emprego da eletroestimulação funcional (EFS), auxiliam o paciente na realização da atividade com cadência melhorada e amplitude dos movimentos. Desta forma o número de estímulos obtidos, em uma única sessão de exercícios, são superiores a abordagem tradicional, o que por sua vez busca recrutar um número maior de neurônios integrando no processo de reabilitação mais vias sinápticas.

O emprego de conceitos relacionados a bioinspiração tem ganhado espaço no desenvolvimento de novos designs de robôs para a reabilitação, algo que se deve a complexidade das estruturas que compõe o aparelho locomotor humano. A complexidade das ações que caracterizam a marcha humana é decorrente da interação entre os diversos músculos e articulações dos membros inferiores, um design que desconsidere estes aspectos de certo introduzirá novas fontes de erro, dificultando a ação do controlador do robô. A Figura 2.16 (a) ilustra este efeito, onde se pode ver que a posição da tíbia e do tornozelo se modificam durante a atividade. Ou seja, dependendo do projeto da plataforma de apoio do robô ao se tentar mover apenas a articulação do tornozelo a tíbia tem sua posição alterada, interferindo com o ângulo de movimento resultante aplicado a articulação do tornozelo.

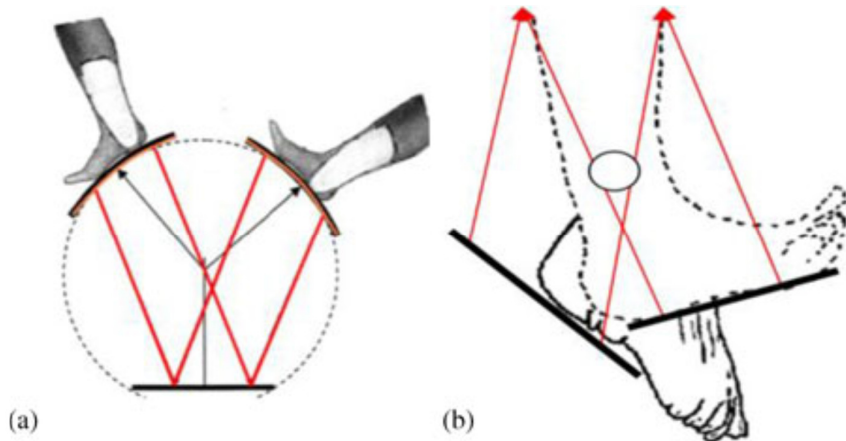


Fig. 2.16 – Posição da tíbia e tornozelo (a) Variação da posição do pé e da articulação do tornozelo – (b) O posicionamento anatomicamente correto dos atuadores estabiliza a posição do tornozelo. As linhas vermelhas indicam a posição dos atuadores. (Jamwal, 2014)

A Figura 2.16 demonstra a importância de se considerar os aspectos anatômicos durante o desenvolvimento de robôs. Ao se levar em conta apenas os aspectos cinemáticos e cinéticos do movimento, deslocamentos dos membros inferiores não condizentes com

a atividade proposta pelo Fisioterapeuta podem causar desconforto ou episódios de dor ao paciente.

De modo a resolver estes problemas um novo design foi proposto (Jamwal, 2014), onde os atuadores são posicionados de forma paralela a tibia, o que por sua vez garante a estabilização da articulação do tornozelo. A Figura 2.17 ilustra os aspectos construtivos deste novo design onde em (a) se pode ver a versão final do robô construído. Em (b) se pode ver o modelo em 3D do conceito, enquanto que em (c) se tem os sensores de força e potenciômetros lineares. Os potenciômetros lineares, fornecem informações sobre os deslocamentos obtidos com os músculos pneumáticos, cabendo a um controlador Fuzzy eliminar as não linearidades relativas ao controle dos músculos pneumáticos.

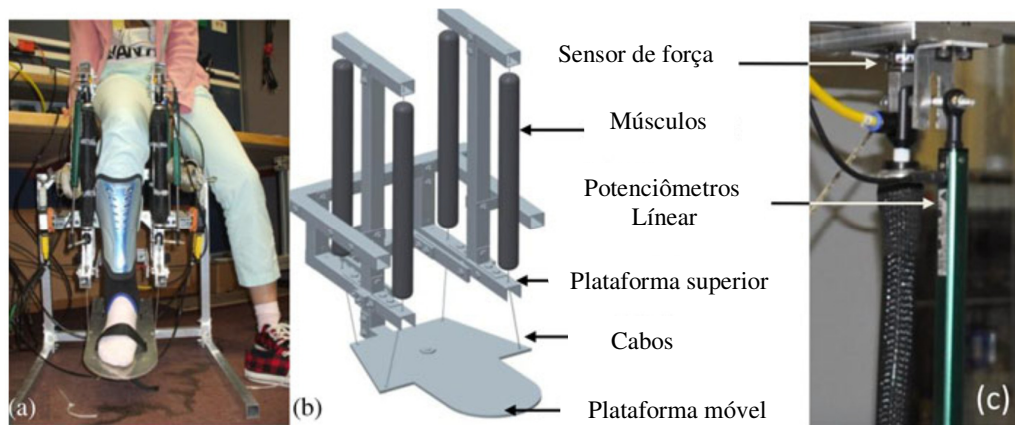


Fig. 2.17 – (a) Robô construído – (b) Modelo 3D - (c) Sensores de força (Jamwal, 2014)

O design em questão constitui um avanço em relação aos anteriores no que se refere a observância dos aspectos anatômicos e como estes interferem com o posicionamento da articulação do tornozelo. Além disto, ao identificar os desvios e caracteriza-los como fontes de erro o projeto do controlador se torna mais efetivo. No entanto, assim como os robôs estudados anteriormente a abordagem bioinspirada é limitada, pois, não considera a anatomia do pé e seu comportamento durante a marcha normal. Desta forma, se justifica avaliar novas abordagens que busquem estudar como o projeto bioinspirado pode contribuir para o desenvolvimento de novos robôs, dedicados a reabilitação dos membros inferiores, especificamente do tornozelo.

O design de diferentes tipos e estruturas de robôs tem algumas vantagens, o desenho de robôs que interajam com a estrutura biomecânica, de certo representa o maior número

de robôs em estudo. Contudo, abordagens que visam a melhorar a qualidade de vida e prevenir males secundários com a trombose venosa profunda é algo extremamente válido. Considerando o projeto bioinspirado, robôs que empregam técnicas como a movimentação passiva contínua (CPM), têm sido aplicados na reabilitação de pacientes que se recuperam de AVC ou de lesões na medula espinhal. Estes pacientes têm em comum o fato de que nas fases iniciais da recuperação, permanecem com seus membros inferiores inativos por longos períodos. A inatividade por longos períodos leva a perda de massa muscular, massa óssea e pode levar ao comprometimento do sistema circulatório.

Este comprometimento é caracterizado por ausência de movimento da musculatura da panturrilha, que exerce um papel fundamental na circulação sanguínea da perna. Deste modo, pode ocorrer a formação de coágulos nas veias mais profundas da coxa, gerando comprometimento dos membros inferiores, agravando o quadro clínico do paciente. Além disto podem surgir edemas nas articulações, algo que se deve a inatividade das articulações favorecendo o acúmulo de sangue ou fluídos nas articulações.

A Figura 2.18 ilustra o projeto de um robô que busca possibilitar o tratamento de pacientes nas fases iniciais de recuperação após o AVC ou lesão medular.

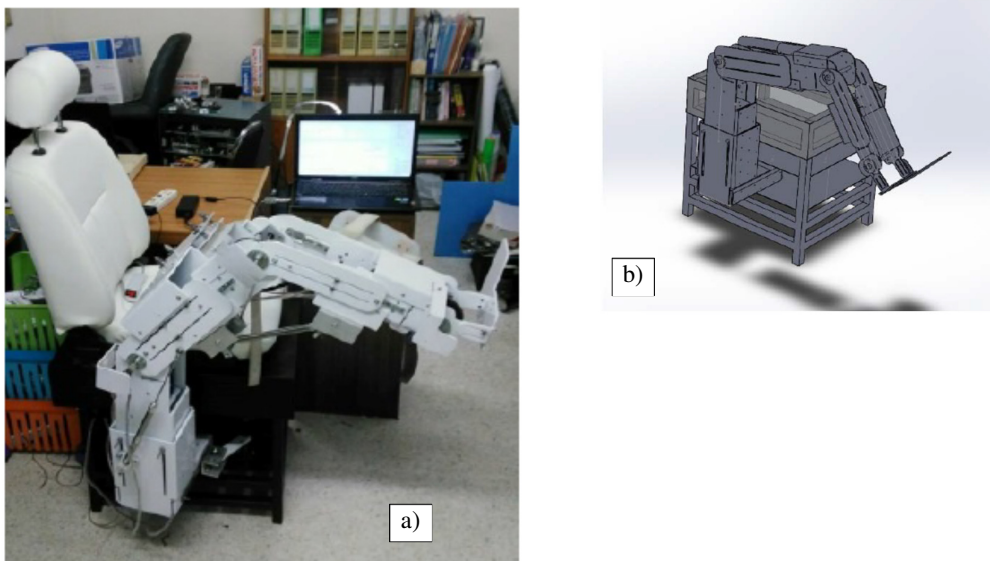


Fig. 2.18 – (a) Robô construído – (b) Modelo (Rachakorakit, 2017).

A movimentação dos membros durante as fases iniciais do processo de recuperação e reabilitação são extremamente importantes, sendo realizados pelo Fisioterapeuta.

Portanto, o tratamento baseado na CPM quando realizado por Fisioterapeutas, constitui uma tarefa desgastante, além de tornar necessário um período maior de internação. Dentro deste cenário, o emprego de robôs constitui uma vantagem seja para o Fisioterapeuta ou para o paciente.

O robô apresentado na Figura 2.18 é constituído basicamente por duas partes, sendo a primeira o acento para acomodação do paciente. Este acento tem função semelhante a cadeira de rodas, onde se busca estabilizar o tronco do paciente e lhe permitir mobilidade de forma segura. A outra parte é a estrutura que posiciona e movimenta a perna e o tornozelo, além de acomodar o pé. Este robô emprega, para garantir a segurança do paciente, a limitação de alguns ângulos, onde no caso da articulação do tornozelo o seu deslocamento é limitado em 30° . Enquanto que para o tornozelo a limitação do deslocamento é de 50° , considerando que o deslocamento máximo conjunto para dorsiflexão e flexão plantar é de 120° . A limitação da velocidade é outro fator importante para garantir a segurança do paciente, o que não constitui desconforto ao paciente ou prejuízo nos aspectos da prevenção de patologias do sistema circulatório.

A Figura 2.19 ilustra a utilização do robô por parte do paciente, onde se pode ver a movimentação da perna de forma segura, mesmo na ausência do Fisioterapeuta.

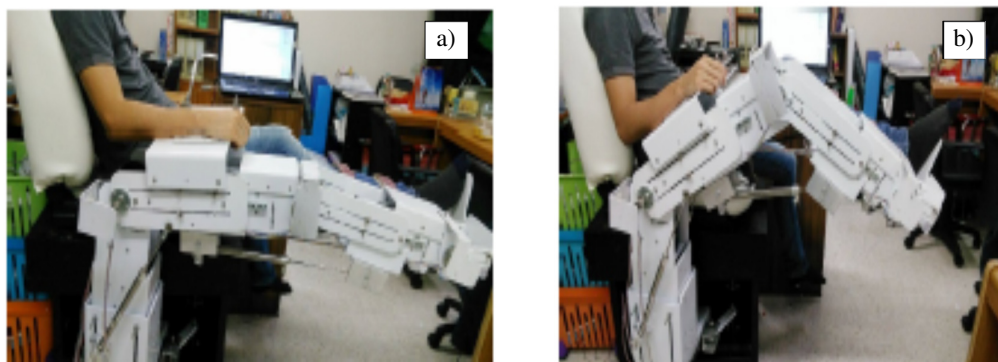


Fig. 2.19 – (a) Perna totalmente estendida – (b) Perna dobrada (Rachakorakit, 2017).

O robô em questão apresenta uma abordagem relevante, por buscar prevenir patologias do sistema circulatório, indo além da reprodução da biomecânica. No entanto, ainda necessita de mais avanços quanto a reprodução da marcha.

Considerando o exposto até o momento é evidente que a abordagem que emprega robôs bioinspirados é mais efetiva, seja no que diz respeito a biomecânica do movimento,

quanto a aspectos do sistema locomotor como a melhora da circulação sanguínea. Dentro desta ótica os exoesqueletos são o próximo estágio de desenvolvimento de robôs bioinspirados, sendo suas vantagens inúmeras do ponto de vista da adaptação e utilização. Dentre estas é possível destacar as seguintes:

- ✓ Os exoesqueletos podem ser utilizados no desenvolvimento de atividades cotidianas;
- ✓ Permitem a continuidade do tratamento fora do ambiente hospitalar;
- ✓ Tornam possível o registro de dados de desempenho do paciente em condições diversas.

Além das vantagens acima a mais evidente é que os exoesqueletos possuem um design humanizado, algo que os distingue dos robôs vistos até o momento e é claro da abordagem tradicional a nível de projeto. Considerando a utilização dos exoesqueletos estes podem também ser utilizados para a reabilitação passiva ou ativa no ambiente hospitalar, no entanto, devido a possibilidade de uso fora do ambiente hospitalar estes de certo são uma abordagem que merece mais estudos por parte dos pesquisadores. Uma das patologias onde o exoesqueleto pode ser empregado seja para tratamento no ambiente hospitalar ou fora deste é na reabilitação da patologia conhecida como pé caído.

Nesta patologia o paciente perde força no músculo dorsiflexor, enquanto que passa a apresentar espasticidade do músculo plantar flexor, o que leva o paciente a arrastar a ponta do pé. A patologia causa prejuízo na marcha, bem como na atividade de subir ou descer escadas. Um robô que possa ser empregado durante a execução das atividades cotidianas, como um exoesqueleto de certo trará grande melhora na qualidade de vida do paciente. O robô avaliado nesta etapa deste trabalho pode ser visto na Figura 2.20, onde se pode ver seus elementos principais, sendo exibido em (A) uma vista da caixa de redução. No caso a estrutura de fixação na perna contém os sensores de movimento e interliga-se a plataforma de apoio do pé. Além do servomotor, existe também a caixa de redução, o controlador e a bateria que alimenta o exoesqueleto.

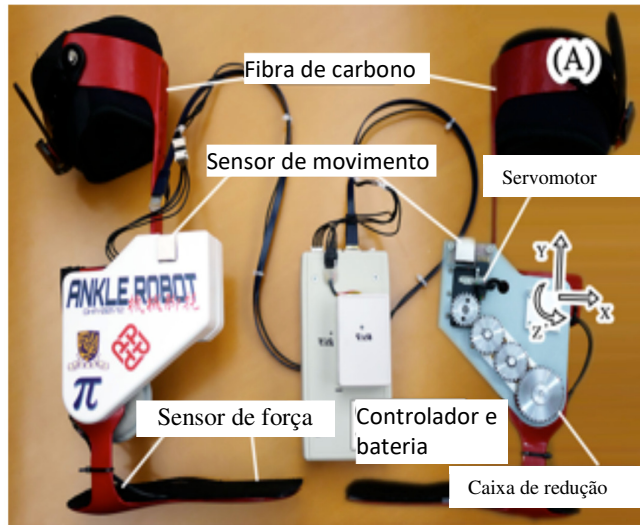


Fig. 2.20 – (A) Estrutura do exoesqueleto e seus componentes (Yeung et al, 2017)

No tratamento da patologia do pé caído, este exoesqueleto se torna uma abordagem muito interessante, pois, fornece uma melhora significativa da dorsiflexão na marcha, bem como uma melhoria importante do controle motor quanto a flexão plantar do tornozelo. Desta forma o paciente consegue recuperar sua mobilidade e controle motor para atividades que antes eram dificultadas devido a patologia. A Figura 2.21 ilustra em (a) o paciente vestindo o exoesqueleto em seu membro deficiente, enquanto que em (b) se pode ver o paciente subindo uma escada de testes usando o exoesqueleto para auxiliá-lo nesta tarefa. Desta forma se pode ver que dentre os robôs estudados até o momento, os que empregam conceitos bioinspirados se destacam.



Fig. 2.21 – (a) Paciente vestindo o exoesqueleto (b) Paciente subindo uma escada (Yeung et al, 2017)

Ainda considerando o conceito de robótica bioinspirada, diversos aspectos no desenvolvimento de novos robôs dedicados a reabilitação têm sido propostos. Tendo como objetivo não apenas humanizar o desenho dos robôs, mas principalmente torna-los mais compactos e acessíveis. Isto é extremamente relevante, principalmente ao se considerar a realidade do sistema de saúde no Brasil, onde soluções compactas e inteligentes que permitam ao Fisioterapeuta monitorar vários pacientes, aliados a possibilidade de continuidade do tratamento no ambiente domiciliar são um dos mais promissores cenários. Dentro desta ótica, robôs que empregam novos tipos de atuadores têm sido propostos, objetivando redução de custo e volume, mantendo um bom desempenho quanto as características biomecânicas da marcha.

Um exemplo desta tendência pode ser visto na Figura 2.22, onde se pode ver um robô para reabilitação do tornozelo que emprega um atuador baseado em uma liga de aço memória.

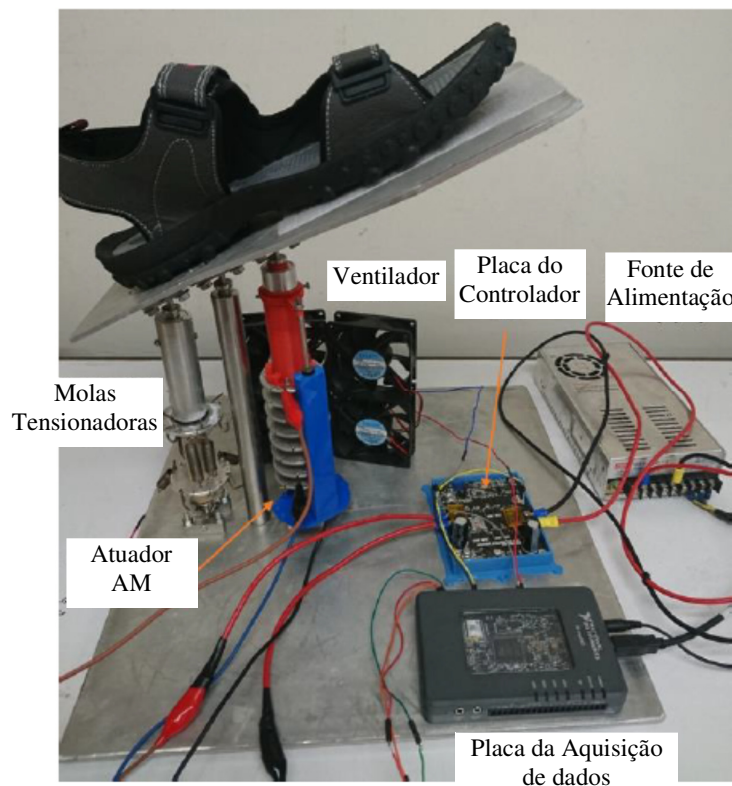


Fig. 2.22 – Plataforma baseada em atuador com aço memória (AM) (Hau et al, 2017).

O aço memória é considerado um material inteligente, cuja principal característica é se contrair quando aquecido e retornar ao seu estado inicial quando esfriado, sendo

empregado para implementar os deslocamentos necessários aos movimentos de dorsiflexão e flexão plantar. Na Figura 2.21 se pode ver o atuador AM e o sistema de resfriamento, onde são empregados quadro coolers, não sendo necessário sistemas complexos para obter a redução de temperatura devido as características de projeto do atuador AM. Além disto se pode ver na Figura 2.22 a placa controladora bem como a unidade de aquisição de dados, necessária a avaliação do desempenho biomecânico do robô.

Desta forma se pode obter um atuador com características próximas a dos pesados atuadores eletromagnéticos com um volume e peso reduzidos. Além disto é possível obter um atuador que não necessite da complexa e cara infraestrutura necessária ao acionamento pneumático, como por exemplo compressores e eletroválvulas. A Figura 2.23 ilustra os principais aspectos construtivos deste atuador baseado em aço memória.

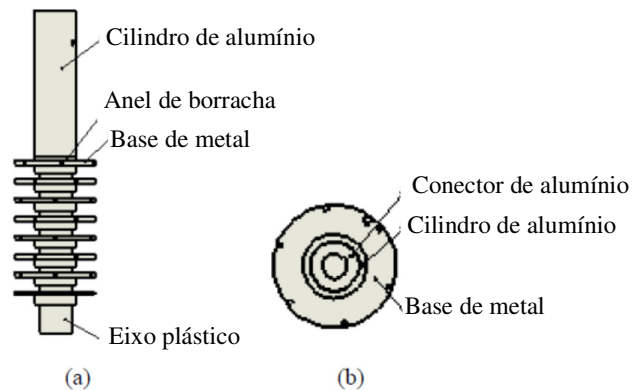


Fig. 2.23 – Atuador AM (a) Atuador montado, (b) Placa de metal (Hau et al, 2017).

O atuador AM é constituído de oito placas de metal, sendo o fio de aço memória enrolado ao redor destas, sendo este processo repetido 12 vezes para formar um padrão rotativo ao longo do atuador. Este fio é então amarrado ao final do processo, desta forma com esta configuração simples se obtém um atuador com curso de 5 cm capaz de produzir forças de até 110N. A ativação do atuador é obtida mediante a circulação de corrente elétrica que produz aquecimento, sendo seu resfriamento obtido por meio de 8 coolers de 80 mm x 80 mm com 2,52 W (12V, 0,21 A), produzindo um fluxo de ar de 61 m³/h. Este robô apresenta como vantagens seu custo reduzido e a capacidade de reproduzir as características biomecânicas da marcha, no entanto, aspectos fisiológicos e anatômicos não são explorados em seu projeto.

Os desafios associados ao desenvolvimento de novos robôs para a reabilitação de pessoas, se caracterizam por diversas barreiras a transpor, no trabalho anterior foi possível observar como novas tecnologias podem gerar soluções de baixo custo. O fator custo de certo é um dos mais preocupantes, pois, este tem um caráter limitador inviabilizando a disseminação da tecnologia. Uma tecnologia que não alcança de forma igualitária as diversas camadas da sociedade, perde seu objetivo, logo se torna desnecessária.

O peso e a complexidade no uso são outras barreiras a serem transpostas, ao longo do desenvolvimento de novas tecnologias. Robôs dedicados a reabilitação devem prover sustentação ou pelo menos apoio parcial ao paciente, sendo que em diversos casos este pode estar não apenas com perda da mobilidade, mas também perda de tônus muscular no tronco.

Desenvolver soluções que permitam empregar os meios já existentes na infraestrutura hospitalar ou mesmo, do ambiente doméstico para promover a estabilização do corpo do paciente durante os exercícios, são imprescindíveis para o futuro da tecnologia de reabilitação assistida. Corroborando com esta necessidade, o emprego de interfaces gráficas intuitivas, ou do tipo “easy to use”, são outro ponto merecedor de destaque. O Fisioterapeuta não deve ser obrigado a se adaptar ao uso de interfaces computacionais, onde a interação ser humano e computador necessitem de várias horas de treinamento e adaptação. Desta forma as interfaces gráficas devem ser a mais intuitiva possível, sendo empregados recursos de automação e linguagens de alto nível, gerando aplicações com interface visualmente agradável e principalmente que permita a rápida assimilação de sua operação por parte do Fisioterapeuta.

Considerando os aspectos apresentados e ainda abordando o estudo de robôs destinados a reabilitação que busquem reproduzir as características biomecânicas, o próximo robô tem como vantagens os seguintes pontos:

- Peso reduzido
- Volume compacto
- Interface gráfica simples
- Não necessitar de infraestrutura complexa no local de instalação.
- Portátil

Uma vez que não se faz necessário o uso de circuitos de alimentação dedicados, ou salas de uso específico, se torna possível o uso do robô em ambientes domésticos, bem

como clínicas e hospitais de pequeno porte. Algo que aliado a um custo reduzido pode tornar a disseminação desta tecnologia viável, nas mais diversas camadas sociais. A Figura 2.24 ilustra a estrutura básica deste robô, onde se pode ver as plataformas móveis para apoio dos pés, bem como os dois atuadores lineares que as impulsionam.

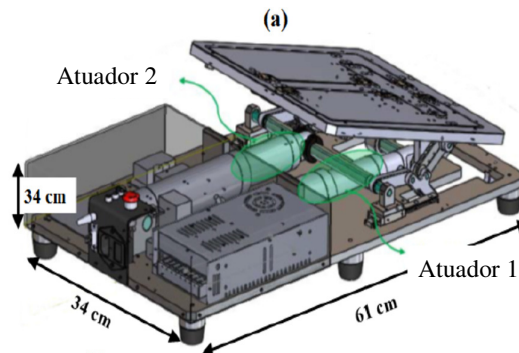


Fig. 2.24 – Estrutura do robô para reabilitação do tornozelo (a) Plataforma móvel para os pés (Lee et al, 2017).

Na Figura 2.24 se pode ver que os atuadores lineares podem gerar torque de até 500 N (Lee et al, 2017), bem como a fonte de alimentação e o controlador do robô, além das duas plataformas móveis onde o paciente apoia seus pés durante as seções de exercícios. A Figura 2.25 apresenta a direita a visão definitiva do robô construído, enquanto que na Figura a esquerda se pode ver a interface gráfica desenvolvida para ser empregada conjuntamente com o hardware do robô.



Fig. 2.25 – Interface gráfica e robô construído (Lee et al, 2017).

O robô apresentado nas páginas anteriores tem sua relevância na simplicidade construtiva, bem como por não necessitar de salas especiais. No entanto, assim como o robô anterior não explora as características da fisiologia e anatomia em profundidade. Algo que se feito corretamente, de certo poderá contribuir para redução do tempo de tratamento, além de proporcionar maior conforto para o paciente.

Dentre as diversas estratégias de controle estudadas até o momento é possível perceber que a interação paciente robô apresenta como resultado uma resposta do controlador aos distúrbios resultantes da interação entre paciente e robô. Este tipo de resposta baseada em estímulos, pode ser aproximada ao controle do tipo ON-OFF, ou seja, se o comportamento dinâmico entre paciente e robô está dentro do esperado, o exercício deve seguir normalmente. Caso ocorra um desvio, seja de posição ou velocidade no movimento, o controlador interrompe a atividade momentaneamente ou de forma definitiva.

No que se refere aos sistemas biológicos de controle do sistema locomotor, não é este o comportamento encontrado durante as fases da marcha humana normal, ou seja, a ação de controle varia de forma a atender as solicitações impostas ao sistema. O robô apresentado na Figura 2.26 aborda em seu projeto este comportamento.

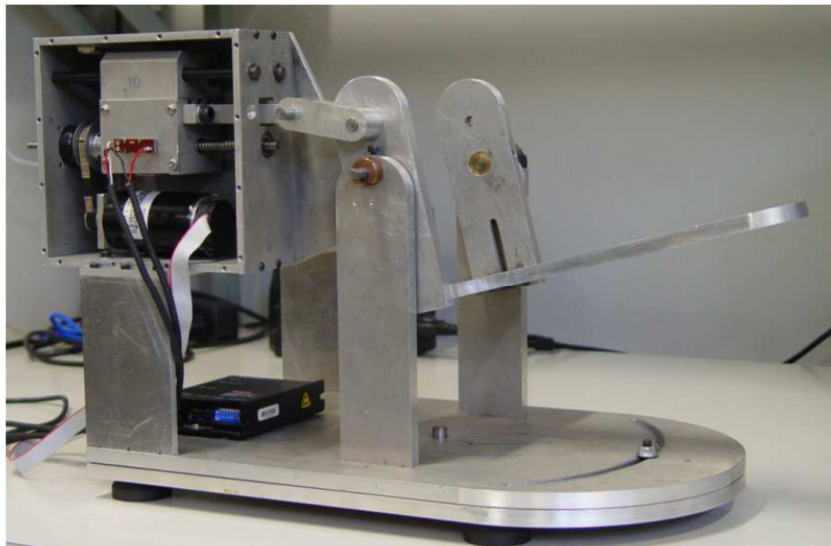


Fig. 2.26 – Robô baseado em um atuador elástico do tipo série (AES) (Juan, 2017)

Este conceito tem sido empregado nos últimos anos como uma vertente da pesquisa e aplicação de robôs denominada como Assistência conforme a necessidade, ou do termo em inglês Assistance-as-needed (Thaeri et al, 2016). Nesta técnica assistência do robô é dosada de forma a manter o engajamento do paciente, ou seja, de forma que o paciente tenha seu desempenho monitorado constante durante a atividade. Desta forma a ação de controle deixa de ser baseada nos distúrbios ou no movimento, mas sim na interação entre paciente e robô de forma colaborativa, onde o robô passa a auxiliar o paciente no exercício. Esta abordagem tem como vantagem estimular a sinaptogênese, portanto, a neuroplasticidade cerebral.

O controlador que emprega esta técnica é conhecido como controlador de impedância, onde a força gerada a partir do robô é proporcional ao erro da posição do robô durante a execução da atividade. Do ponto de vista prático a implementação de sistemas com controladores de impedância que possam ser empregados de forma prática, constituem ainda um desafio. Algo que se deve às características que os atuadores devem possuir, nestes casos, uma transmissão de força plena a carga de forma instantânea. Os atuadores elásticos do tipo série têm sido empregados em conjunto com controladores de impedância, de forma a viabilizar esta aplicação.

O robô visto na Figura 2.26 pode ser entendido como uma plataforma destinada a execução dos movimentos de dorsiflexão e flexão plantar, com um atuador o tipo AES ligado a um mecanismo rotacional. O atuador elástico tipo série consiste em um motor DC (Maxon RE40) de 50 W, com uma redução de 2:1 e transmissão de força por correia, sendo empregadas duas molas de aço, posicionadas de modo que são comprimidas à medida que a plataforma se move. Considerando o atuador linear série, este pode ser entendido como um elemento elástico, posicionado em série com a carga e a transmissão do robô. Desta forma é possível medir indiretamente a força aplicada por meio da deformação de uma mola, sendo empregado um potenciômetro deslizante logarítmico para medir a deformação das molas, fornecendo uma saída em tensão dependente da deformação da mola. Um encoder incremental é empregado para monitorar a rotação do motor, permitindo a estimação da posição da articulação.

O robô apresentado na Figura 2.26 tem como vantagem a técnica de controle empregada, que demonstra ser mais adequada a reabilitação ativa em processos de reabilitação dos membros inferiores, não apenas do tornozelo. Contudo devido a suas características construtivas este ainda resume o processo de reabilitação a seus elementos cinemáticos e cinéticos. De certo a marcha humana e as complexas interações entre a sola do pé, da articulação do tornozelo e músculos envolvidos não se limita apenas a estes aspectos. Cabe, portanto, avaliar o nível de estimulação gerado devido a interação destes componentes do sistema locomotor com o solo e como estes são recebidos no córtex sensorimotor para gerar as ações de controle sobre os músculos. A marcha humana não pode ser considerada apenas como um conjunto de movimentos e torques, sendo o objetivo a reabilitação, os diversos estímulos e seus aspectos fisiológicos devem ser considerados. Somente desta forma será possível explorar de forma completo os elementos que compõe os intrincados processos associados a marcha humana, obtendo uma reabilitação plena e mais efetiva.

Portanto, no que se refere aos trabalhos mais recentes, desde 2014 até o ano de 2017 os conceitos anatômicos e fisiológicos existentes no processo de reabilitação, não foram avaliados em profundidade no desenvolvimento de robôs destinados a reabilitação. Além disto, cabe ressaltar que as abordagens são baseadas predominantemente na biomecânica e a força de reação ao solo não é considerada.

Na seção seguinte será apresentada uma proposta de desenvolvimento de um robô para reabilitação dos membros inferiores, onde não apenas os elementos biomecânicos serão considerados, mas principalmente os estímulos gerados durante as fases da marcha humana normal. Objetivando o desenvolvimento de um processo de reabilitação que gere estímulos e seja semelhante fisiologicamente aos existentes durante as fases da marcha humana, de forma a limitar as variáveis a serem estudadas, serão estudados os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar. No entanto devido ao caráter fisiológico a ser obtido este processo poderá ser expandido para a reabilitação dos membros inferiores, bem como adaptado para a reabilitação dos membros superiores.

3 – CARACTERIZAÇÃO DA ESTIMULAÇÃO



3.1- Tese

Esta tese propõe o desenvolvimento de um robô para reabilitação dos membros inferiores, que empregue os conceitos da biomimética. Esta abordagem busca garantir a reprodução das características biomecânicas do movimento da articulação do tornozelo, observando aspectos anatômicos e fisiológicos na estimulação gerada. Na reabilitação tradicional voltada para a articulação do tornozelo, os mecanorreceptores na região plantar dos pés, bem como as articulações dos pés não são consideradas. Desta forma a carga de estímulos enviados ao córtex sensorimotor, por estes mecanorreceptores e articulações são desconsiderados. Portanto, a reabilitação tradicional é como uma imagem em duas dimensões quando comparada a reabilitação baseada na biomimética. Portanto, a reabilitação baseada na biomimética, pode ser considerada como a mesma imagem, porém em três dimensões. Ambas imagens permitem a interpretação do contexto por traz da cena, no entanto o emprego da biomimética permite uma estimulação com detalhes adicionais. A aplicação da biomimética objetivando a reabilitação da articulação do tornozelo para recuperação do controle motor na marcha, permite estimular também as articulações e mecanorreceptores do pé. Uma vez que a estimulação será semelhante a aquela existente em condições naturais, a reabilitação será mais efetiva, garantindo uma recuperação mais efetiva do mapa cortical (Thaeri et al, 2016), (Lu et al, 2016).

Uma vez que o mapa cortical é fortemente impactado pela qualidade da estimulação ou ausência desta, através da neuroplasticidade (Goble, 2011), (Turner et al, 2013), (Bueno et all, 2008), uma estimulação mais rica (com maiores detalhes) implica em uma melhora da eficiência do processo de reabilitação. Os ganhos resultantes desta abordagem, no que se refere a comprovação clínica não serão abordados neste trabalho, sendo o objetivo do mesmo nesta fase apenas o desenvolvimento da tecnologia. O foco no desenvolvimento da tecnologia é o ponto central desta tese, pois, as tecnologias atuais não contemplam os mecanismos a serem desenvolvidos.

3.2 - Caráter Inédito da Tese

3.2.1.1 – Estimulação Biomimética

O primeiro ponto a ser considerado de forma a se alcançar o objetivo proposto nesta tese é a caracterização dos tipos de estímulos a serem gerados, ou seja, uma estimulação biomimética. Portanto, como já foi dito nas seções anteriores, esta pode ser entendida como uma forma de estimulação que contém não apenas elementos biomecânicos, mas também elementos de estimulação do córtex sensorimotor. Logo o caráter inédito desta tese se caracteriza por combinar diversos elementos na estimulação, como vibração, estimulação proprioceptiva das articulações do pé e tornozelo, bem como dos centros de pressão na sola do pé.

Portanto, o segundo ponto a ser considerado é a arquitetura que deve possuir a base de apoio do pé, pois, esta possuirá funções de grande importância na operação do robô. A plataforma de apoio do pé permitirá a estimulação das articulações do pé e do tornozelo, devido à sua forma bipartida. Esta característica permite a estimulação dos diversos grupos musculares envolvidos na movimentação do pé, bem como do tornozelo, reproduzindo fielmente a estimulação dos fusos musculares associados ao antepé.

De modo a entender os aspectos funcionais do pé, se torna necessário avaliar sua anatomia, seja do ponto de vista ósseo como de sua estrutura muscular. No que se refere a estrutura óssea, o pé é composto por 26 ossos mantidos unidos através de ligamentos, cuja associação configuram diversas articulações, listadas a seguir:

- Tornozelo
- Retropé
- Mediopé
- Antepé

A Figura 3.1 ilustra a posição das articulações do pé e tornozelo, além da posição do calcâneo. Considerando a marcha humana normal, o calcâneo e as articulações do pé e tornozelo são elementos imprescindíveis, aliados é claro aos mecanorreceptores e fusos musculares existentes associados ao pé e tornozelo. Sendo estes continuamente estimulados durante as diversas fases da marcha (Kadoya et al, 2014), seja para gerar aceleração, equilíbrio ou na cadência da marcha.

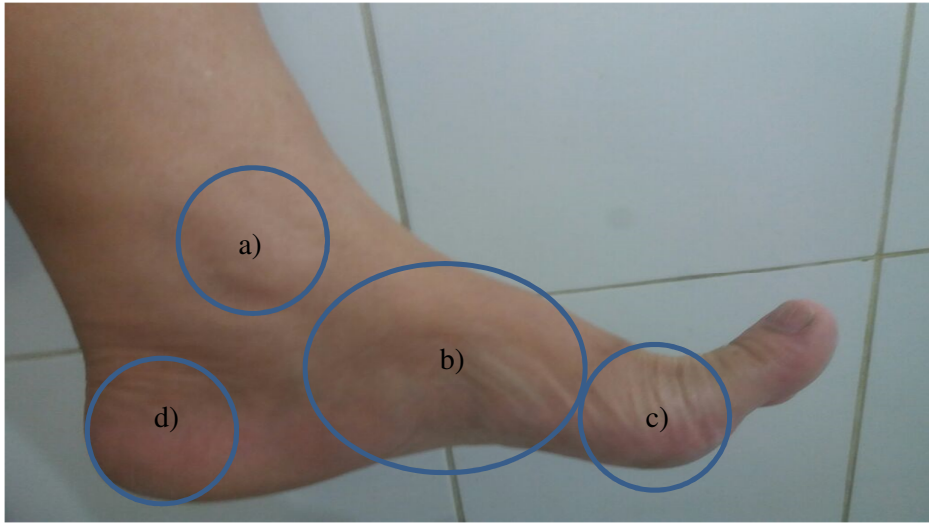


Fig. 3.1 – Posições das articulações do pé, a) Articulação do tornozelo, b) Medioté, c) articulação do antepé para flexão dos dedos, d) Calcâneo

A associação de informação sensorial oriunda dos mecanorreceptores no calcâneo com a interação mecânica das estruturas que compõe o pé garantem o controle na fase de contato inicial, fornecendo informações relativas à amplitude da força de reação ao solo. As articulações do médio pé e antepé tem como função garantir o apoio e absorção da carga associada ao peso e velocidade da marcha. No que se refere a articulação do antepé, esta responde pelos processos necessário a aceleração durante as fases da marcha humana.



Fig. 3.2 – a) Extensão dos dedos do pé, b) flexão dos dedos

As articulações do antepé permitem o movimento dos dedos. Esta articulação é importante para as diversas fases da marcha possibilitando não apenas equilíbrio, mas também apoio na aceleração. Na Figura 3.2 em a) se pode ver a extensão dos dedos do

pé, movimento este empregado para aceleração na fase de apoio terminal conjuntamente com o movimento de flexão plantar da articulação do tornozelo. A direita em b) se pode ver o movimento de flexão dos dedos, sendo este movimento empregado nas fases de equilíbrio e na fase de aceitação da carga.

Logo, se pode evidenciar que somente uma plataforma bipartida permite a articulação no antepé se mover, respeitando a anatomia deste, bem como a biomecânica do movimento. Isto demonstra que para uma estimulação plena do córtex sensorimotor, os movimentos do pé não podem ser reproduzidos fielmente por uma plataforma não articulada, algo que tem sido a abordagem usual para o desenvolvimento de robôs destinados a reabilitação.

O terceiro aspecto que contribui para o caráter inédito desta tese é a combinação de aspectos ligados a osteogênese e vibrações de baixa frequência associados a biomecânica do movimento. Quanto a geração de estímulos para osteogênese, o fator a ser considerado é a correta reprodução da curva de reação ao solo (FRS), estimulando os mecanorreceptores e o tecido ósseo em concordância com a fisiologia normal da marcha.

A complexidade associada a resposta fisiológica é um obstáculo a ser superado, mas considerando a estimulação no pé e na articulação do tornozelo (Calva et al, 2017), se torna possível inferir que durante a marcha o fator mais importante na produção da resposta fisiológica são as forças de reação da sola do pé junto ao solo. A Figura 3.3 ilustra o comportamento das forças de reação no pé, onde se pode ver que na fase de contato inicial há um pico de força vertical quando o calcanhar toca o solo.

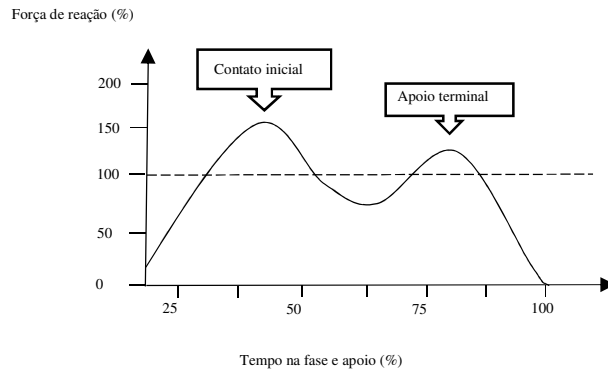


Figura 3.3 – Força de reação ao solo durante a marcha normal.

Neste momento o córtex motor, os fusos musculares de cada músculo ativado fornecem informações que possibilitam não apenas manter a cadência da caminhada, mas

sobretudo absorver o impacto e manter o equilíbrio. Ainda é possível visualizar na Figura 3.3 um segundo pico da força de reação, que é associado a fase de apoio terminal, quando o antepé toca o solo. Nesta fase o córtex motor busca a ativação dos músculos para manter a cadência da marcha, mas principalmente gerar impulso.

Quanto a modelagem da força de reação ao solo, especificamente sua componente vertical (Delisa, 1998), produzirá o modelo cinético que deverá ser implementado no controlador biomimético do robô. A equação 5 que descreve a componente vertical da força de reação ao solo, devido as características biomecânicas da articulação do tornozelo a força de reação vertical, é representada por um somatório das variantes desta componente.

$$\sum F_y = ma_y \quad (5)$$

A massa é um dado a ser fornecido, sendo esta a massa do paciente em reabilitação. Considerando a equação acima se torna necessário a modelagem da aceleração da articulação do tornozelo durante a marcha. A equação 6 descreve matematicamente este parâmetro, finalizando a modelagem cinética da força de reação ao solo (Delisa, 1998).

$$a(t) = e^t [2\pi \cos(\pi) + (1 - \pi^2) \sin(\pi)] \quad (6)$$

Com base nas equações 5 e 6 é possível reproduzir o comportamento das forças de reação ao solo, logo se tem uma representação da resposta fisiológica, obtida durante a marcha normal para o pé e a articulação do tornozelo. Sendo a base das técnicas de reabilitação a recuperação do controle motor, mediante a estimulação repetitiva de grupos de neurônios no córtex motor (Zhou et al, 2014), um estímulo que reproduza fielmente a estimulação esperada durante a marcha normal potencializa a recomposição da rede neuronal.

A introdução de vibrações mecânicas de baixa frequência, se deve ao fato destas estarem presentes nas fases iniciais da marcha, especificamente nas fases de apoio do pé como se pode ver na Figura 3.4. Estas vibrações são percebidas pelos mecanorreceptores nas solas dos pés e traduzidos como marcadores das fases da marcha no córtex motor, compondo elementos da propriocepção.

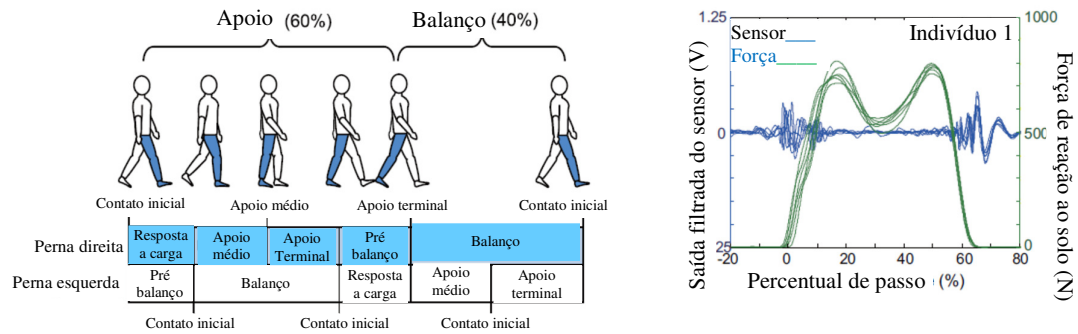


Figura 3.4 - Fases da marcha normal (a), Curva FRS e vibrações de baixa frequência - (Kadoya et al, 2014)

As vibrações de baixa frequência apresentam resposta fisiológica durante o processo de marcha, do ponto de vista da cadência do movimento. As fases de apoio do calcanhar (Heel Strike) e fim de apoio do pé, caracterizada por meio do fim do contato dos dedos do pé com o solo, tem sua fase separada por meio de ciclos de vibração mecânica (Kadoya et al, 2014). A Figura 3.5 ilustra esta separação de fases.

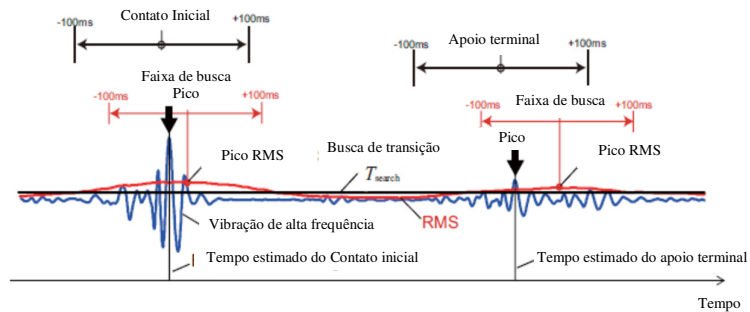


Figura 3.5 - Separação entre as fases da marcha e do contato com o solo (Kadoya et al, 2014).

Dentro deste enfoque será empregado um dispositivo excitador, cuja aplicação possa ser integrada a plataforma de apoio do pé do protótipo do robô para reabilitação. O dispositivo em foco consiste em um micromotor AK1210/PV3 AKIYAMA Motors com pêndulo acoplado, sua tensão de alimentação é de 3V, alcançando até 19300RPM. A Figura 3.6 apresenta o aspecto físico do dispositivo.



Figura 3.6 - Vista do micromotor com pêndulo.

A Tabela 2 ilustra os parâmetros típicos, sendo a corrente elétrica nominal é de 0.9 A, enquanto que o torque gerado é de 24.3 g.cm.

Tabela 2 – Especificações técnicas do micromotor

Máximo Rendimento					Torque
Rotação	Corrente	Torque	Potência	Rendimento	24.3 g.cm
15614 rpm	0.30 A	4.86 g.cm	0.77 W	82 %	

O dispositivo a ser empregado do ponto de vista da sua modelagem, pode ser considerado um sistema rotativo desbalanceado, cujo modelo físico é apresentado na Figura 3.7.

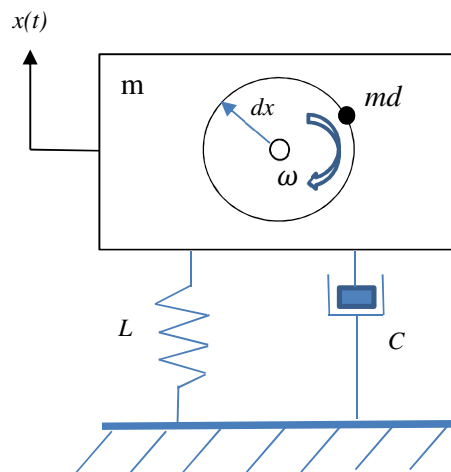


Figura 3.7 Modelo físico que representa o conjunto motor pêndulo.

No modelo físico proposto os elementos físicos são a excentricidade dx , a massa de desbalanceamento md associados a velocidade angular ω que produzem uma força $F(t)$ que produz a aceleração da massa m . A força $F(t)$ pode ser calculada por meio da equação 7 para o modelo físico da Figura 3.7, sendo que para um sistema de um grau de liberdade o deslocamento pode ser determinado a partir da equação 8.

$$F(t) = m_d d_x \omega^2 \text{sen}(\omega t) \quad (7)$$

$$x(t) = x + d_x \text{sen}(\omega t) \quad (8)$$

A equação 9 permite a determinação da aceleração produzida por meio do estimulador, completando assim a caracterização do dispositivo, sendo a aceleração dada a partir da velocidade angular e da excentricidade dx .

$$a(t) = d_x \omega^2 \text{sen}(\omega t) \quad (9)$$

Uma vez conhecidos os componentes geradores da aceleração, cabe determinar a forma como esta será distribuída ao longo dos eixos. A Figura 3.8 apresenta como a energia é dissipada em relação ao eixo x .

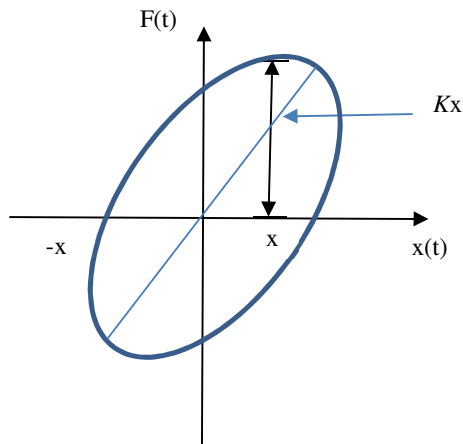


Fig. 3.8 – Energia dissipada a partir do estimulador

A constante de rigidez K inserida no modelo físico é oriunda dos componentes da plataforma de apoio do pé, contudo como a constante de rigidez destes é de valor elevado, as perdas serão reduzidas. Ainda pode ser considerado neste processo de modelagem, o amortecimento produzido por materiais não metálicos, a serem empregados na construção do protótipo.

Portanto, será possível obter uma resposta fisiológica completa e normal associada à marcha, reproduzida por meio da estimulação proveniente de dispositivos robóticos, ou seja, os movimentos gerados pelo robô serão acompanhados pela geração de vibrações, reproduzindo fielmente todos os efeitos da marcha, contribuindo assim para a reabilitação do paciente.

A Tabela 3 ilustra os diversos grupos musculares ativados durante as fases normais da marcha humana, sendo importante destacar que ativação correta destes grupos musculares é obtida com o emprego da plataforma bipartida, associada a geração de forças correspondentes a curva da força de reação ao solo (FRS) na região plantar do pé. Os robôs estudados até o momento, não se preocupam com a ativação dos grupos musculares corretos, mantendo seu foco apenas na biomecânica. No entanto como cada músculo ativado é dotado de um fuso motor, este se subestimado, de certo não contribuirá para a ativação correta do mapa cortical. Cabe lembrar que o mapa cortical é uma representação neuronal dos percursos sinápticos responsáveis por controlar o movimento dos membros.

Tabela 3 – Grupos musculares ativados durante a marcha normal

Fases da Marcha	Objetivos Mecânicos	Grupos Musculares	Músculos ativos
Contato Inicial	Posicionar o pé e desacelerar	Dorsiflexores do tornozelo	Tibial anterior Músculo extensor longo dos dedos
Resposta à carga	Aceitar o peso e estabilizar	Flexores plantares do tornozelo	Gastrocnêmio, sóleo e Músculos flexores longos dos dedos
Apoio médio	Estabilizar e preservar momento	Flexores plantares do tornozelo isométricos	Gastrocnêmio, sóleo e Músculos flexores longos dos dedos
Apoio terminal	Acelerar a massa	Flexores plantares do tornozelo concêntricos	Gastrocnêmio, sóleo e Músculos flexores longos dos dedos

A Figura 3.7 ilustra os diversos grupos musculares e suas ligações com as articulações do pé e tornozelo, merecendo destaque o músculo extensor longo dos dedos, sendo um dos músculos ativados com a plataforma bipartida.

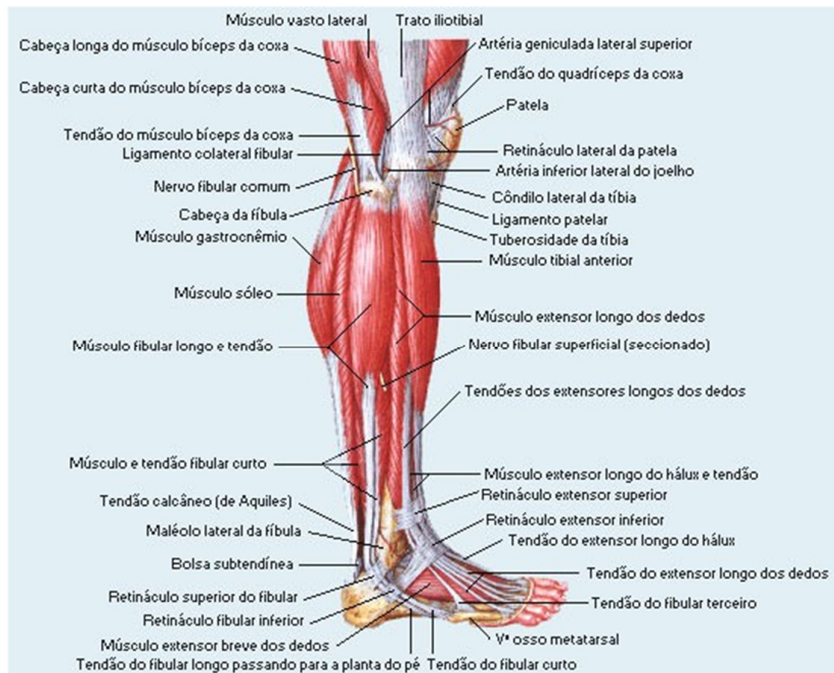


Figura 3.7 Grupos musculares da articulação do tornozelo e pé.
 Fonte: <http://www.geocities.ws/miomusculo/perna.htm>.

Além disto é possível ver na Figura 3.7 os tendões do extensor longo dos dedos e como este se propaga até o osso metatarsal, constituindo a articulação do antepé. O músculo tibial anterior responsável pela dorsiflexão também pode ser visto, a direita do gastrocnêmio que é responsável por gerar os movimentos de flexão plantar.

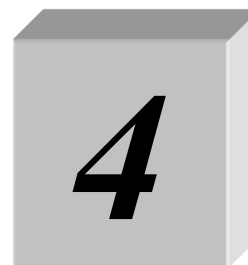
No que se refere aos músculos ligados ao movimento da articulação do tornozelo, antepé e dedos, estes contribuem por meio de seus fusos musculares para a geração de estímulos ligados a propriocepção. Os músculos não estão direcionados apenas para a geração de movimento, mas também a manutenção da postura, o que considerando as condições iniciais de posição, velocidade e reações ao solo de cada membro, tornam o controle motor complexo do ponto de vista fisiológico, afirmação que ficou conhecida como o problema de Bernstein, um fisiologista e biomecânico russo (Bernstein, 1967).

O córtex motor produz sinais de controle para ativar diversos grupos de músculos durante as fases da marcha, onde cada contribuição muscular não pode ser ignorada. O sistema locomotor humano emprega redundâncias na ativação de diversos músculos, o que por sua vez gera movimentos que são complementares, mas principalmente contribui para a precisão de um sistema dotado de diversos graus de liberdade seja produzindo deslocamento linear, deslocamento angular ou força.

Desta forma, isto corrobora com o exposto até o momento nesta tese, ou seja, é necessário considerar as complexidades da anatomia, fisiologia e controle motor associados a marcha no desenvolvimento de robôs dedicados a reabilitação. De certo não se deve reduzir o sistema locomotor, suprimindo-se articulações e elementos sensoriais cuja contribuição ativa é efetiva e fisiológica na geração de uma marcha normal.

No capítulo seguinte serão descritos os elementos do projeto para o robô proposto neste trabalho, cujo design empregará a biomimética, por meio de sua plataforma bipartida garantindo a reprodução da biomecânica do movimento, levando em conta a anatomia do pé e a estimulação táctil dos mecanorreceptores na região plantar do pé. Desta forma as complexidades associadas ao problema do controle motor por Bernstein, são tratados, o que torna o processo de reabilitação mais efetivo.

4 - DESENVOLVIMENTO DO ROBÔ



O desenvolvimento de um robô objetivando a reabilitação, deve observar diversos critérios de projeto, sendo estes ligados a segurança do usuário, bem como critérios que objetivam a realização das atividades propostas pelo Fisioterapeuta. Outros aspectos como comunicação, registro e análise dos dados de cada seção de exercícios prescritos é outro exemplo de critérios de projeto. No entanto, como visto nas páginas anteriores, os aspectos empregados na geração da estimulação devem estar condizentes com as complexidades da anatomia, bem como da fisiologia do sistema locomotor. Dentro deste enfoque, a estrutura física do robô a ser construído deve respeitar as características de movimento de cada articulação. O controlador do robô deve ser capaz de gerar estímulos que tenham um comportamento fisiológico, semelhante aos estímulos produzidos naturalmente durante a marcha humana normal. Portanto, considerando estes aspectos descritos acima e nos capítulos anteriores o robô desenvolvido apresentará as seguintes características:

- Estimulação biomimética e detecção da fadiga;
- Assistência Conforme a Necessidade (ACN);
- Percepção da ação do fisioterapeuta ou do paciente sobre a estrutura do robô.

4.1- Estimulação Biomimética e Detecção da Fadiga

4.1.1 – Algoritmo de Controle Biomimético

O ponto de partida para a estimulação biomimética é entender os elementos básicos que compõem a técnica de controle do robô. Estes elementos básicos são o algoritmo de controle, cuja função primordial é a geração de força com um comportamento no tempo que seja o mais próximo possível da curva da força de reação ao solo (FRS). Portanto, em sua atuação o algoritmo biomimético deve ser capaz de gerar níveis de torque, velocidade e aceleração capazes de promover uma resposta fisiológica normal. Objetivando o desenvolvimento de um algoritmo de controle que efetivamente empregue a curva de

reação ao solo. A Figura 4.1 apresenta os elementos que permitirão a geração de uma estimulação fisiológica. Desta forma o emprego da força de reação ao solo como fator de estimulação fisiológica constitui uma abordagem efetiva, algo que se deve ao fato desta, descrever de forma natural e precisa o comportamento decorrente da ativação dos grupos musculares associados ao pé a articulação do tornozelo. Logo se justifica o emprego da biomimética na modelagem cinemática e cinética, nas fases de desenvolvimento de robôs dedicados a reabilitação.

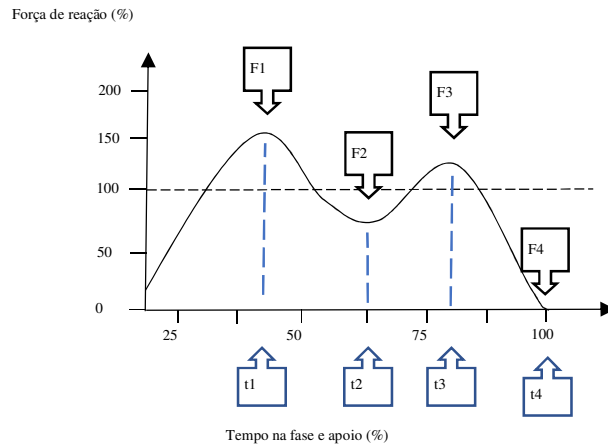


Figura 4.1 – Força de reação ao solo durante a marcha normal.

No que se refere aos seus limites máximos e mínimos, estes são dependentes de fatores como peso do paciente e velocidade da marcha. O tempo a ser considerado e os níveis de força serão organizados conforme mostra a Tabela 4.

Tabela 4 – Parâmetros relativos a curva de reação ao solo

Parâmetro	
Tempo	Unid.
t_1	s
t_2	s
t_3	s
t_4	s
Força de Reação	Valor / Unid.
F_1	120% do peso corporal N/m
F_2	50% do peso corporal N/m
F_3	80% do peso corporal N/m
F_4	> 20% do peso corporal N/m

O tempo é variável em função da velocidade, sendo o valor deste referencial para determinação da cadência da marcha dentro dos limites normais associados à velocidade.

No que se refere aos aspectos fisiológicos da marcha a componente F_1 é denominada, Pico de resposta à carga e o tempo t_1 tempo de pico da resposta à carga. A componente F_2 é denominada vale de apoio médio, o tempo t_2 é denominada tempo de vale do apoio médio. A componente F_3 é denominada de pico da fase terminal de apoio, enquanto que o tempo t_3 denomina-se tempo de apoio terminal. A componente F_4 pode ser entendida como o menor valor de força de reação até o fim de contato dos dedos com o solo, o tempo t_4 é denominado tempo de vale de apoio médio com fim do contato dos dedos. O tempo é variável em função da velocidade, além disto tem relação com a distância entre os passos. Desta forma, o algoritmo não produzirá movimento associado a relações de tempo pré-definidas, mas detectará a intensão de movimento. Uma vez definidos os parâmetros que permitem a caracterização da curva da força de reação ao solo (FRS) cabe descrever o algoritmo do controlador biomimético, que pode ser visto nas Figura 4.2 e 4.3 a seguir. A Figura 4.2 apresenta o algoritmo com a rotina de detecção da intensão de movimento, permitindo a reprodução da curva FRS com a colaboração do paciente.

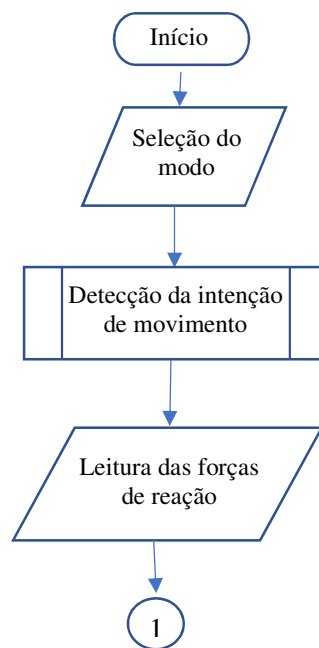


Figura 4.2 – Fluxograma de operação para o algoritmo biomimético.

A reprodução da curva de reação com base na ação do paciente potencializa a neuroplasticidade, algo que parâmetros pré-fixados não podem fazer. A Figura 4.3 apresenta as rotinas de interação e ajuste da curva da força de reação ao solo (FRS), que representa a característica que uma estimulação fisiológica deve ter para potencializar a osteogênese, bem como ativar os grupos musculares de forma efetiva.

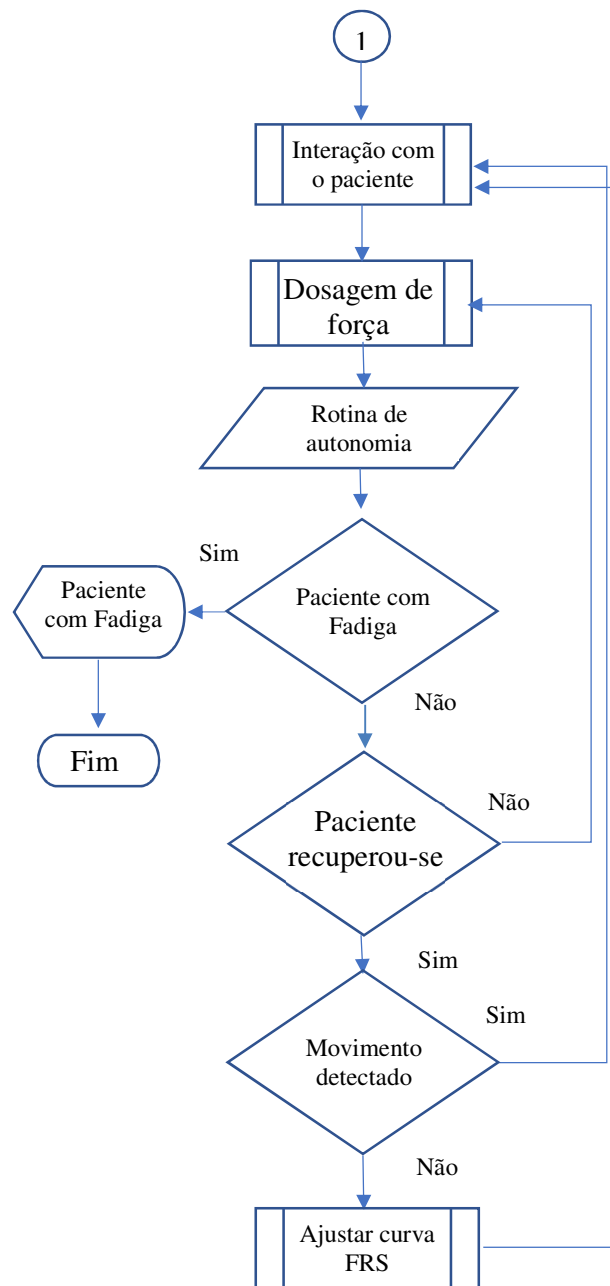


Figura 4.3 – Fluxograma de operação para o algoritmo biomimético.

A rotina seguinte é a responsável por efetuar a leitura das forças de reação gerada na plataforma bipartida do robô. Estas leituras são obtidas a partir de sensores de força resistivos, posicionados na plataforma em pontos que representam os centros de pressão na região plantar, pontos estes alinhados com as posições de mecanorreceptores.

O processo de geração da curva das forças de reação é contínuo, desta forma a cada novo nível de força gerado pelo paciente, novas medições e valores de força também são. Portanto, qualquer resposta do paciente que não seja condizente com a leitura de força, esperada implicará na sinalização de fadiga, ou interrupção prematura do exercício. No caso da manutenção dos parâmetros de força, mesmo para pacientes que não são aptos a gerar níveis elevados de esforço, o algoritmo executa o movimento mediante a contribuição do paciente. Uma vez que a contribuição do paciente é empregada para gerar movimento, o paciente é induzido a reproduzir os ciclos iniciais da marcha normal.

Tomando como base o controle motor realizado por meio do cortex sensorimotor se pode afirmar que os movimentos dos membros inferiores ligados a marcha normal, constituem não apenas movimentos padronizados, mas um grupo de soluções de controle que se adequam melhor as necessidades de locomoção, em relação ao cenário que compreende o início e fim do movimento (Proske, 2012). Este cenário pode ser entendido como um conjunto de fatores como a inclinação, tipo de solo, posição inicial e final do deslocamento. Então um cenário consiste basicamente em um conjunto de variáveis de forças para o cenário caracterizado mediante a propriocepção. Portanto, um controlador biomimético eficiente deve ser capaz de ajustar o cenário, ou seja, os níveis de esforço, compensando os movimento atípicos e conduzindo o paciente para uma execução de movimentos o mais próxima possível da marcha normal.

4.1.2 – Controlador

Um controlador pode ser entendido como um dispositivo eletrônico, dotado de um conjunto de sensores ou transdutores, aliados a uma malha de realimentação. Os controladores têm sua operação ajustada a partir de modelos matemáticos que descrevem a dinâmica do Sistema, cuja ação de controle visa minimizar o erro entre os parâmetros medidos e as ações de ajuste correspondentes (Ogata, 2010). No que se refere aos controladores robóticos, estes são compostos por um gerador de trajetórias, um sistema de controle e a estrutura mecânica do robô como se pode ver na Figura 4.4 (Craig, 2012). O gerador de trajetórias determina os deslocamentos de cada articulação do robô de modo

a produzir a cadeia cinemática necessária, enquanto que o sistema de controle a partir da cadeia cinemática gerada no bloco anterior determina o torque, a velocidade e aceleração necessários para que o robô execute a operação.

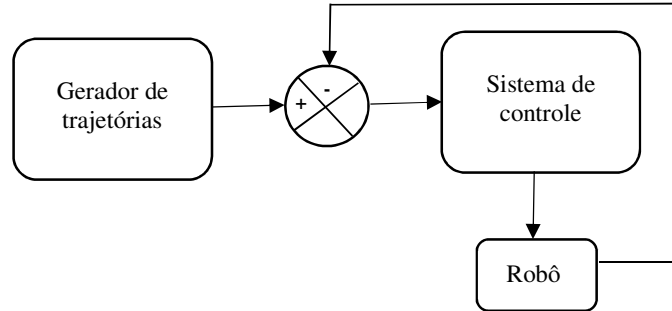


Figura 4.4 – Diagrama em blocos para o controlador robótico

O controlador deve ser dotado de um modelo computacional que descreva o comportamento cinemático e cinético, aliados a um modelo da resposta fisiológica normal para o membro em reabilitação, no caso deste trabalho a articulação do tornozelo e o pé. Desta forma, se torna necessário entender os aspectos fisiológicos ligados a atuação do córtex sensorimotor, objetivando o desenvolvimento do modelo computacional que permitirá a implementação efetiva do controlador.

A Figura 4.5 ilustra como as informações sensoriais que são a força sobre cada músculo, bem como informação táctil dos membros e a posição das articulações compõe o controle motor.

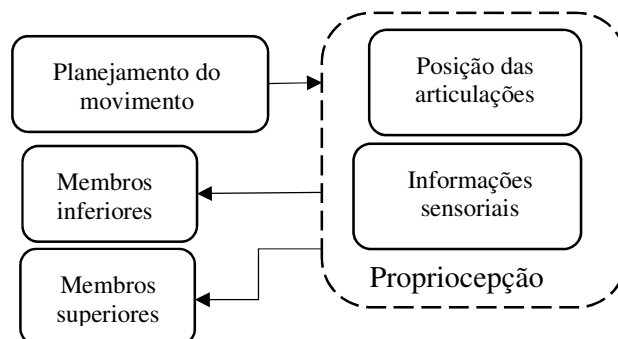


Figura 4.5 – Elementos do controle motor a partir do córtex sensorimotor.

O conjunto dos estímulos sensoriais e posicionais são identificados como propriocepção, que pode ser entendida como um modelo que representa a cinemática e cinética dos segmentos corporais (Pittacio et al, 2013). Então a propriocepção atua como uma malha de realimentação, gerando ajustes para produzir novas ações de controle como se pode ver na Figura 4.6, enquanto que a ação de controle por sua vez é o resultado da interação deste processo de realimentação com os músculos e membros controlados.

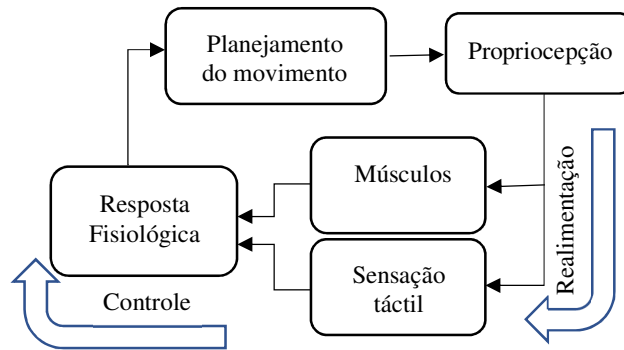


Figura 4.6 – Propriocepção compondo a malha de realimentação no controle motor.

A efetividade da técnica de reabilitação empregada, pode ser caracterizada por meio da resposta fisiológica obtida, sendo fortemente influenciada pelos estímulos oriundos da propriocepção. A resposta fisiológica consiste no conjunto de reações e efeitos sobre o sistema locomotor, seja do ponto de vista do tecido ósseo, músculos ou córtex motor. Estas reações compreendem informações sensoriais como fadiga muscular, dor, ou sensação táctil da planta dos pés no solo ou estímulo ambiental que tenda a modificar o planejamento de movimento. O planejamento motor, por sua vez se resume no conjunto de informações como percurso do deslocamento (direção e sentido), aceleração e velocidade enviadas do córtex sensorimotor para o sistema locomotor (Zhao, 2017).

Mediante o entendimento dos mecanismos biológicos associados ao controle motor, se torna necessário o emprego de técnicas computacionais, como a computação autônoma no desenvolvimento do controlador. Esta técnica permitirá reproduzir a ação da propriocepção na geração de ações de controle, necessárias a detecção e resposta a eventos como a fadiga do paciente.

4.1.3 – Computação Autônoma no Algoritmo de Controle

A computação autônoma oferece ao desenvolvedor de software uma grande vantagem sobre as técnicas usuais de programação (Lin et al, 2010). Em uma abordagem tradicional para controlar um robô dedicado à reabilitação, um fisioterapeuta deve supervisionar a operação. Empregando a computação autônoma é possível usar apenas um gerenciador autônomo. A estrutura básica do gerenciador autônomo a ser desenvolvido é vista na Figura 4.7. Essa estrutura pode ser entendida como um conjunto de dois loops de controle e um gerenciador autônomo, um loop que responde ao ambiente interno e outro loop que responde ao ambiente externo.

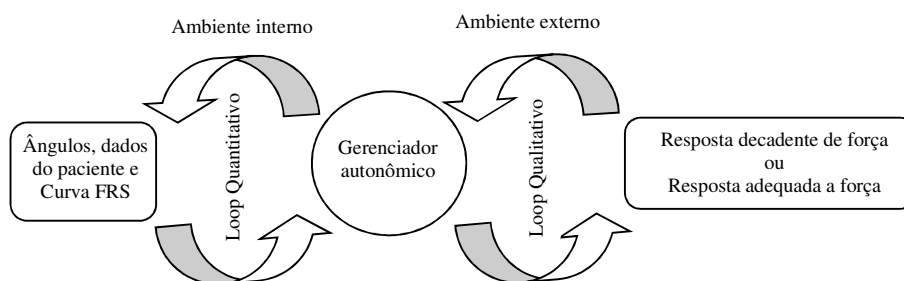


Fig. 4.7 – Loops de gerenciador autônomo

O ambiente interno pode ser descrito como um conjunto de dados necessários para gerar a curva de reação ao solo, como medidas dos ângulos da articulação do tornozelo e dados inseridos pelo fisioterapeuta. O ambiente externo é caracterizado pela resposta do paciente ao estímulo gerado pela ação do robô. Um Loop dedicado à geração da curva FRS que se dedica ao processamento quantitativo, outro Loop dedicado ao processamento de reações do paciente (resposta qualitativa) à aplicação de força, possibilitando a detecção de fadiga e minimizando o monitoramento por fisioterapeuta.

Considerando o algoritmo proposto nas Figuras 4.2 e 4.3, o loop dedicado ao processamento quantitativo corresponde a leitura das forças de reação, além dos ângulos da articulação do tornozelo. O loop que processa dados qualitativos tem seu início no incremento da força, e seu emprego na geração da curva da força de reação ao solo (FRS), mediante os esforços produzidos pela ação do paciente. Estes valores irão compor uma curva FRS gerada durante o exercício, sendo esta semelhante as condições normais da marcha.

A arquitetura do gerenciador autônomo pode ser vista na Figura 4.8, sendo representada através das etapas de monitoramento, análise, planejamento e estágio de

execução. O monitor recebe os valores da força gerada pelo paciente, além dos ângulos da articulação do tornozelo.

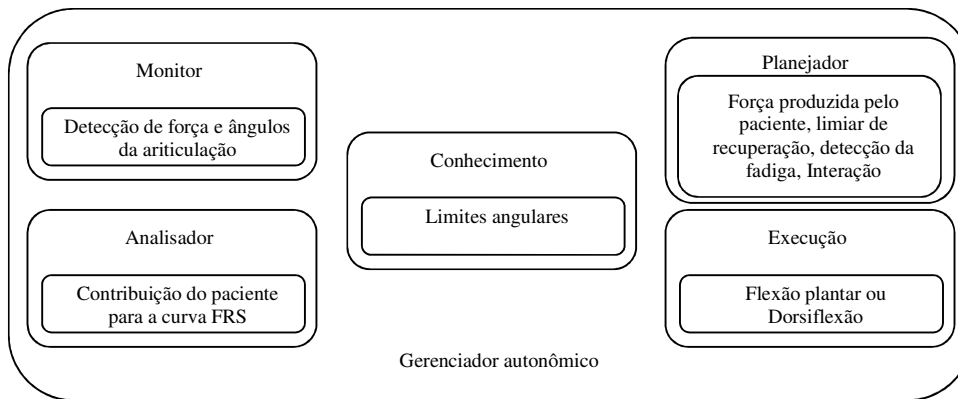


Fig. 4.8 – Arquitetura do gerenciador autônomo

O bloco de análise tem função de monitorar os esforços correspondentes à curva da força de reação ao solo gerada para o paciente em tratamento. O estágio de planejamento tem função de avaliar a resposta a força, seja esta gerada pelo paciente no modo passivo, ou pelo robô no modo ativo. Na existência de um comportamento discrepante em relação a força, ângulos de flexão dorsal ou flexão plantar, a resposta do paciente será avaliada e uma ação interativa será gerada. O estágio de planejamento durante o teste pode detectar a recuperação do paciente, reiniciando o exercício de acordo com o comportamento esperado para a curva da força de reação ao solo (FRS). O último elemento da arquitetura do gerenciador autônomo é o estágio de execução, cuja função é gerar sinais de controle para o hardware executando os movimento de dorsiflexão ou flexão plantar.

A implementação do gerenciador autônomo requer uma técnica que permita a interpretação de dados quantitativos ou qualitativos. Uma técnica de interpretação deve ser simples, para que possa permitir a implementação das rotinas por meio de instruções condicionais. Entre as várias técnicas de interpretação, destaca-se a matriz binária de discernibilidade. O uso dessa técnica requer que os dados monitorados possuam um caráter binário (Tiwari, 2012). Este caráter binário é obtido através da aplicação de regras lógicas que convertem parâmetros operacionais do robô em dados binários. Esses parâmetros são os ângulos medidos da articulação do tornozelo, além da força produzida pelo paciente. Na Tabela 5 se pode ver as condições e suas respectivas ativações para os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar, com o robô operando no modo ativo. Então

o primeiro passo para o desenvolvimento do gerenciador autônomo, consiste na elaboração de um mapa booleano, onde os ângulos medidos e a força para a articulação do tornozelo são convertidos em valores binários usando regras e testes condicionais. Desta forma o bloco de monitoramento é caracterizado pelas regras de teste para os ângulos Θ_1 , Θ_2 e força F_1 gerada pelo paciente.

Tabela 5 – Matriz de Discernimento para Dorsiflexão e Flexão plantar – Modo Ativo

Gerenciador autônomo					
Monitor		Análise		Planejamento	Execução
$\Theta_2 \geq \Theta_1$	$F_1 \geq f$	Recuperação	Fadiga	Interpretador de regras	Fluxo de execução
1	1	1	1	Recuperação	Ler valores da curva FRS
1	1	1	0	Condição não-fisiológica	Display "Falha "
1	1	0	1	Reiniciar atividade	Decremento da curva FRS
1	1	0	0	Operação normal	Ler valores da curva FRS
1	0	1	1	Força abaixo	Display "Fadiga"
1	0	1	0	Força abaixo	Ler valores da curva FRS
1	0	0	1	Fadiga	Display "Fadiga"
1	0	0	0	Força abaixo	Ler valores da curva FRS
0	1	1	1	Fadiga	Display "Fadiga"
0	1	1	0	Recuperação incompleta	Decremento da curva FRS
0	1	0	1	Fadiga	Display "Fadiga"
0	1	0	0	Fadiga	Display "Fadiga"
0	0	1	1	Parar atividade	Display "Parar atividade"
0	0	1	0	Parar atividade	Display "Parar atividade "
0	0	0	1	Condição não-fisiológica	Display "Falha "
0	0	0	0	Condição não-fisiológica	Display "Falha "

A variável Θ_1 corresponde ao ângulo inicial medido antes da atualização dos valores da curva da força de reação ao solo (FRS) e o valor de Θ_2 , consiste no valor medido após a geração de novos valores de torque para a curva FRS.

A etapa de análise é representada por meio das condições de recuperação e fadiga, determinadas a partir dos dados obtidos no estágio de monitoramento. As condições de fadiga e recuperação também são tratadas como elementos binários, recurso semelhante ao empregado no algoritmo biomimético. O tratamento dos dados obtidos nos blocos de

monitoramento e análise, no formato de um mapa booleano, possibilita a detecção de diversas condições operacionais e de falha.

Como há um conjunto limitado de eventos a serem processados, torna-se viável desenvolver um conjunto de rotinas que controlem a operação do robô. Portanto, o bloco de planejamento e execução controlará a operação autônoma do robô, não necessitando de um fisioterapeuta para supervisionar o paciente durante a execução da atividade. No gestor autônomo existirão recursos que permitem o envio de mensagens ao fisioterapeuta, garantindo a segurança do paciente.

O estágio de planejamento é caracterizado por uma rotina de interpretação que reconhece a combinação de valores binários, gerando diretrizes de ação para o estágio de execução. Como um decodificador de microprocessador, o estágio de planejamento transforma os dados representados pela lógica booleana em um conjunto de informações específicas a serem enviadas para o estágio de execução. Condições operacionais qualitativas como fadiga são tratadas nesta etapa e traduzidas como informações úteis, que serão enviadas para o bloco de execução. O bloco de execução produzirá sinais de controle para os circuitos eletrônicos que controlam o motor do robô ou enviará mensagens para o paciente ou fisioterapeuta através do monitor. O bloco de execução será responsável por parar a operação do robô em caso de falha de sensores ou motor de robô, condição que é representada pelo meio de informação "Condição não fisiológica".

O gerenciador autônomo será implementado em linguagem C e equipado com uma interface gráfica desenvolvida em C #, para ser instalada em um computador, responsável por armazenar dados e se comunicar com o de robô dedicado à reabilitação do tornozelo.

4.2- Assistência Conforme a Necessidade (ACN)

A técnica de assistência conforme a necessidade consiste em uma abordagem onde o paciente que executa exercícios de reabilitação ativa, contribui conforme seu desenvolvimento para a execução da tarefa. Ou seja, nas primeiras seções o robô auxilia o paciente na execução, objetivando o aumento da faixa de movimento ou ROM (Range of Motion). A faixa de movimento deve ser limitada aos ângulos e aos deslocamentos máximos da articulação do tornozelo, seja para a dorsiflexão ou flexão plantar. Os robôs para reabilitação assistida devem possuir algoritmos de controle robustos do

deslocamento angular, seja por tratar o erro de posicionamento oriundo das não linearidades do sensor de posição angular ou da falha deste (Dornfield, 2008). Desta forma, a definição de um modelo cinemático preciso e eficiente para a articulação do tornozelo, se torna ainda mais importante sendo este apresentado por meio da equação 7.

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

Além disto a Tabela 6 apresenta os ângulos de flexão e extensão dorsal dos dedos do pé, onde se tem a relação entre os movimentos associados a fase inicial da marcha, bem como dos elementos anatômicos do pé em contato com o solo. Na Tabela 6 se pode ver que na fase de contato inicial o ângulo de dorsiflexão é máximo, enquanto não há flexão ou extensão dorsal dos dedos do pé.

A medida que as fases da marcha evoluem se tem o instante de apoio médio, onde a dorsiflexão da articulação do tornozelo termina. Nesta fase ainda não se tem flexão ou extensão dorsal dos dedos do pé, somente quando se inicia a fase de apoio terminal se tem o movimento de flexão dorsal dos dedos do pé, cujo ângulo máximo é alcançado no término da fase de apoio terminal.

Tabela 06 – Fases da marcha e ângulos das articulações do tornozelo e interfalangeanas.

<i>Fases da marcha</i>	<i>Movimento</i>	<i>Ângulo</i>
<i>Contato Inicial</i>	Dorsiflexão	20 °(Máximo)
	Flexão dorsal dos dedos	0°
	Extensão dorsal dos dedos	0°
<i>Apoio médio</i>	Dorsiflexão	0°
	Flexão dorsal dos dedos	0°
	Extensão dorsal dos dedos	0°
<i>Apoio terminal</i>	Flexão plantar	45° (Máximo)
	Flexão dorsal dos dedos	60° (Máximo)
	Extensão dorsal dos dedos	0°

Uma vez reestabelecida a faixa de movimento normal, termina a fase de reabilitação passiva e se tem início a fase de reabilitação ativa. Na técnica ACN, durante a reabilitação ativa, a medida em que a recuperação do paciente evolui, o robô deixa frações

progressivas de esforço para o paciente. Desta forma, este participa de forma cada vez mais significativa durante os exercícios.

Um dos maiores ganhos associados a técnica ACN é a da potencialização da estimulação neuroplástica. Logo, esta técnica contribui de forma efetiva para a recomposição do mapa cortical. O mapa cortical, como já foi dito nas páginas anteriores, pode ser entendido como uma representação neuronal dos elementos de ativação e propriocepção dos membros. Estes elementos são os mecanorreceptores, fusos musculares e articulações do pé e tornozelo. O foco na articulação do tornozelo é devido à importância desta em todos os processos associados a mobilidade, seja durante a marcha ou em ações importantes como levantar-se, sentar-se e permanecer em pé. Uma deficiência no comportamento biomecânico da articulação do tornozelo gera prejuízos em toda a cadeia cinemática dos membros inferiores.

Considerando os elementos de ativação, os mecanorreceptores podem ser definidos como receptores sensoriais, sendo dedicados à detecção e transdução de pressão mecânica. A transdução de pressão mecânica pode ser caracterizada como o resultado de uma sensação tátil ou das diversas interações entre a sola do pé e o solo. Portanto, os mecanorreceptores são responsáveis por monitorar a estimulação externa. Os fusos musculares por sua vez, fornecem informações sensoriais sobre a força gerada na contração dos diversos músculos envolvidos na marcha.

A informação oriunda dos fusos motores por sua vez, se torna determinante no processo de controle da marcha, como elemento gerador de estimulação interna. Logo é possível concluir que os sinais dos mecanorreceptores e dos fusos musculares são enviados ao córtex sensorimotor, compondo o conjunto de sinais que caracterizam a marcha humana normal.

Uma vez que o ponto chave desta abordagem é a combinação da curva FRS aliada a plataforma bipartida, o controlador do robô deve ser capaz de perceber o nível de esforço realizado pelo paciente durante a seção. Isto será efetuado a partir da medição de força na metade da plataforma que acomoda o calcâneo e o tornozelo, bem como, na metade da plataforma que acomoda o antepé. Então mediante seu algoritmo de controle gerar força permitindo a contribuição efetiva do paciente. A Figura 4.9 ilustra a estrutura básica deste controlador, denominado controlador de impedância.

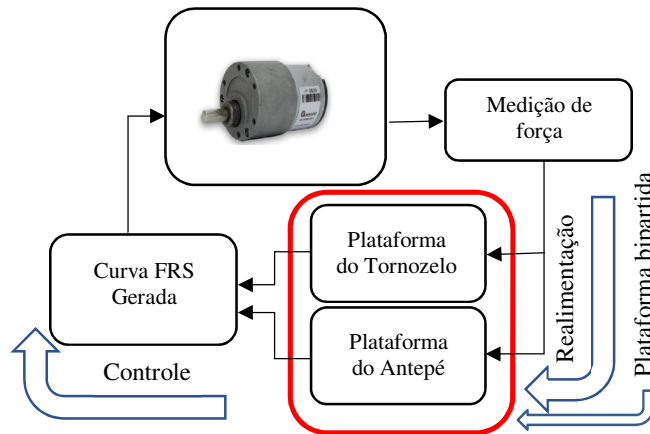


Figura 4.9 – Plataforma bipartida compondo a malha de realimentação

O controlador de impedância é assim denominado devido a forma como a interação mecânica entre dois sistemas é realizada, ou seja, os sistemas se comportam como impedâncias ou admitâncias. Um sistema se comporta como impedância quando este recebe como entrada movimento, gerando como saída força, comportamento este que é condizente com o comportamento do sistema neuromuscular. Na Figura 4.9 se pode ver o estágio de medição de força, bem como os elementos que compõe a plataforma bipartida, representada por meio do retângulo vermelho. Portanto, a realimentação é caracterizada por meio dos dados obtidos dos sensores de força, que são encarregados de detectar a variação da reação junto a plataforma bipartida. Esta força de reação deve se aproximar da curva da força de reação ao solo ou FRS. Sensores de posição são empregados para monitorar a posição dos elementos da plataforma bipartida. A Figura 4.10 ilustra as características físicas destes sensores de força.

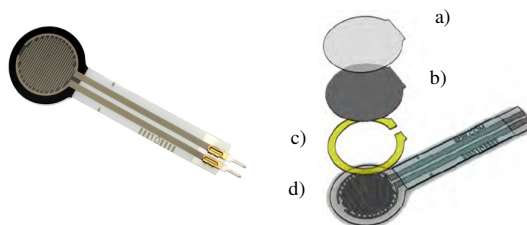


Figura 4.10 – Sensores flexíveis de força, (a) filme de proteção, (b) substrato semicondutor, (c) espaçador e Substrato condutivo (Interlink, 2006).

Os sinais oriundos dos sensores de posição, bem como dos sensores resistivos de força, são utilizados para controlar as fases na geração da curva da força de reação ao

solo, fechando o ciclo de controle e realimentação do controlador. A detecção de força é efetuada mediante o emprego de circuitos de interface, sendo necessário para sua implementação, amplificadores operacionais cujo circuito é apresentado na Figura 4.11. O circuito na figura 4.11 é um isolador. O gráfico descreve o comportamento da tensão de saída em relação à força. No que se refere ao circuito isolador, sua impedância elevada é empregada para impedir distorções no processo de medição devido a cargas externas. Esta configuração tem como vantagem a simplicidade, no entanto, a linearidade da resposta pode ser insuficiente para a medição.

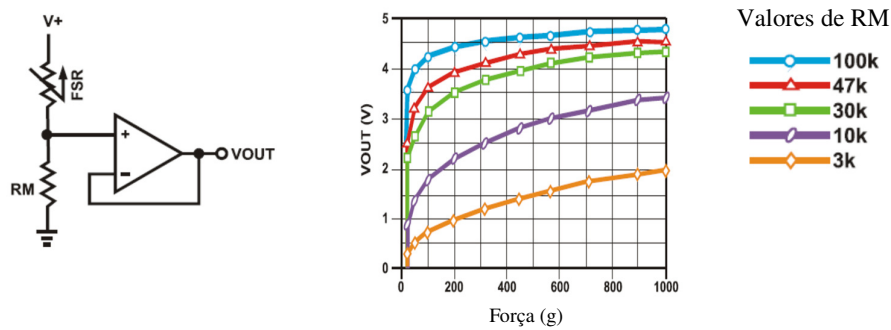


Fig. 4.11 – Circuito de interface para implementação do sensor de força (Interlink, 2006).

Observando o gráfico na figura 4.11, dentre as diversas curvas que descrevem o comportamento da tensão de saída, se pode ver que a faixa de valores com uma menor não linearidade é aquela que corresponde ao resistor de 10K. Considerando a resistência variável FSR (Resistência variável em função da força), a equação 8 permite determinar a relação entre a tensão de saída e a razão entre FSR (Resistência variável em função da força) e RM (Resistência fixa).

$$V_{out} = \frac{V}{1 + \frac{FSR}{RM}} \quad (8)$$

O erro de medição associado ao circuito de interface apresentado na figura 4.13, está associado ao ruído elétrico e a resolução do sensor e tolerância do resistor RM. A resolução do sensor de força é de 0,5 %, enquanto que a do resistor RM pode variar de 1% a 10% de seu valor.

Estas fontes de erro podem ser minimizadas por meio do emprego de filtros e técnicas de calibração adequadas. No que se refere aos filtros, estes podem ser do tipo média móvel ou Butterworf, a equação para implementação do filtro média móvel

é dada em 9, sendo determinada uma largura da janela de filtragem de modo a evitar um custo computacional elevado.

$$y[i] = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} x[i+j] \quad (9)$$

A variável filtrada é representada por $y[i]$, enquanto que a janela de filtragem é dada por M , o índice j descreve a varredura da janela e $x[i+j]$ o valor resultante após o processo de filtragem (Smith, 1997). O filtro média móvel tem como limitação a incapacidade de separação dos sinais em frequência, este efeito é devido ao fato do filtro apenas atenuar a amplitude de acordo com a largura da janela de filtragem. Portanto, devido a sua técnica de filtragem baseada em médias aritméticas de intervalos do sinal, picos de leitura tendem a ser atenuados e suavizados.

Os filtros Butterworth são outra opção que tendem a evitar este efeito, garantindo a integridade dos dados e eliminando flutuações indesejáveis, sejam estas ruído ou imprecisões dos sensores. O filtro Butterworth tem como características primordiais a banda passante excelente, o aumento da capacidade de filtragem de acordo com o aumento da ordem do filtro, a introdução de defasagem (Bartlett, 2007). A defasagem introduzida pode ser corrigida antes do processamento final do sinal, não comprometendo a eficiência da técnica de filtragem. A equação 10 descreve a implementação do filtro passa baixa do tipo Butterworth digital, sendo possível entender este como um filtro média móvel aperfeiçoado.

$$X'_n = a_0 x_n + a_1 x_{n-1} + a_2 x_{n-2} + b_1 x'_{n-1} + b_2 x'_{n-2} \quad (10)$$

Onde X'_n são os dados filtrados, x são os dados, n é a ordem da amostra e a e b são os coeficientes do filtro. Os coeficientes do filtro são obtidos mediante a análise do tipo de filtro, sua ordem, taxa de amostragem e frequência de corte.

A Figura 4.12 ilustra o ciclo de realimentação, onde se pode ver a interação entre a realimentação e o controle, tornando possível ao controlador reproduzir o comportamento de impedância além da curva da força de reação ao solo (FRS). No entanto, devido a necessidade de redução do custo computacional, optou-se por empregar um filtro Butterworth analógico como interface dos sensores.

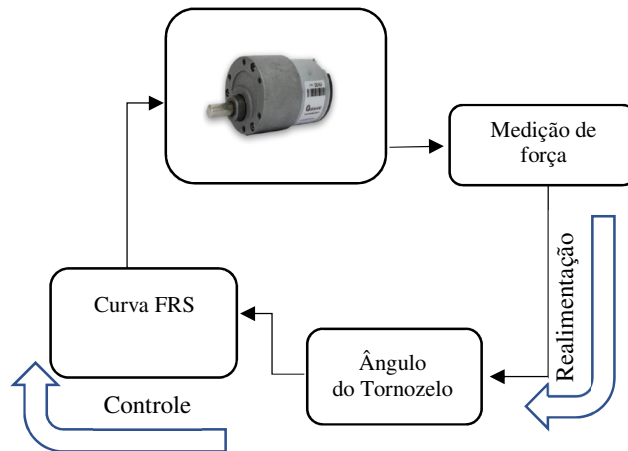


Figura 4.12 – Detalhe da malha de realimentação no controle motor.

Na detecção da posição dos elementos da plataforma bipartida, especificamente quanto a posição da articulação do tornozelo, podem ser empregados sensores do tipo encoder ou resistivos. No que se refere aos sensores do tipo resistivo, estes como ilustra a Figura 4.13 podem ser facilmente integrados a estrutura de dispositivos devido as suas dimensões reduzidas, seja para coleta de dados biomecânicos como velocidade do passo ou posição de uma articulação. Desta forma se tem a posição da articulação do antepé, bem como do próprio tornozelo, por meio de estruturas mecânicas simples. O que constitui uma vantagem por evitar problemas como desalinhamentos, além de dispensar componentes usinados.

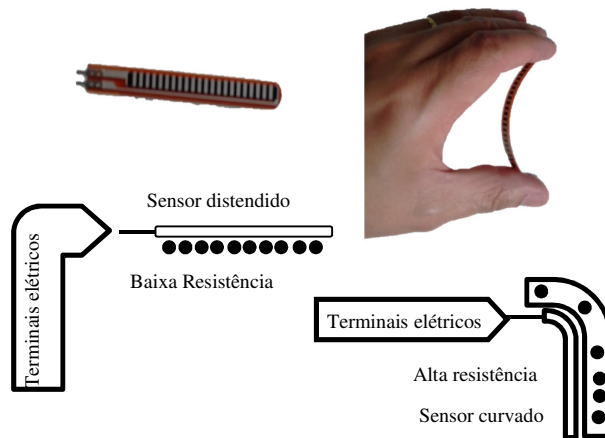


Figura 4.13 – Sensores flexíveis de posição, Vista frontal e comportamento resistivo.

O encoder que pode ser utilizado é o ECW1J (BOURNS, 2013) em (a) que possui dois canais de saída cujos sinais são enviados em quadratura, como se pode ver na Figura 4.14.

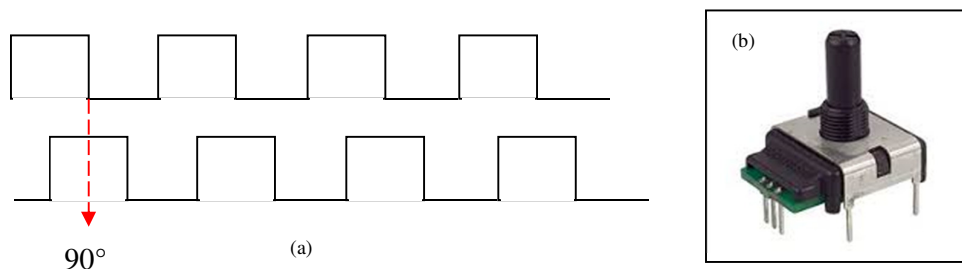


Fig. 4.14 - Encoder ECW1J (a) e seus sinais em quadratura (b).

Combinando em uma malha de realimentação, medições de força e posição angular na forma de um controlador de impedância, se torna possível a implementação da técnica ACN de forma segura. Ainda como ponto positivo, se produz uma forma eficiente de tratar os distúrbios introduzidos na interação robô paciente, o que por sua vez, é adequado ao conceito de robótica colaborativa, aplicado na indústria, que na reabilitação assistida pode ser comparado a técnica ACN.

4.3 Percepção das Ações do Fisioterapeuta ou Paciente

Esta função será obtida por meio do emprego do conceito de robótica colaborativa, onde os robôs executam suas tarefas conjuntamente com os demais trabalhadores, não sendo estes, necessariamente seus operadores. Desta forma, o robô deve ser capaz de diferenciar elementos de seu ambiente de uma possível interação com o trabalhador. A interação pode ser entendida com possibilidade de atuação simultânea do robô e trabalhador, onde estes temporariamente terão partes de seus corpos ocupando uma mesma fração do espaço físico. Um robô que tem a função colaborativa, deve ser dotado de sensores e algoritmos que permitam a este mapear o ambiente ao seu redor e identificar os elementos existentes neste, sejam máquinas, móveis ou trabalhadores.

O mapeamento de ambientes com reconhecimento de objetos do ponto de vista da robótica consiste em uma técnica denominada percepção. No que se refere aos robôs colaborativos, estes detectam a presença de pessoas, por meio da detecção de movimento em sua direção. Ou seja, os objetos permanecem com suas posições relativas ao robô inalteradas e no que se refere as pessoas, sua posição relativa é variável. Os robôs dedicados a reabilitação têm seu ambiente condicionado aos elementos caracterizados por meio da ação do paciente, fisioterapeuta ou do comportamento biomecânico imposto pelo exercício prescrito.

No que se refere a percepção do robô com relação a ação do fisioterapeuta ou do paciente, este será dotado de algoritmos de percepção e sensores óticos reflexivos em sua estrutura física. Desta forma os sensores em conjunto com o controlador ao redor do robô construirão um mapa espacial, possibilitando a detecção da aproximação de alguém ou objeto. Os algoritmos de percepção avaliarão elementos como área do objeto em aproximação, direção e relação destes com o movimento em execução por parte do robô. A Figura 4.15 ilustra como os sensores serão posicionados na estrutura do robô, bem como a região espacial monitorada. Na Figura 4.15 mostra a direita a posição dos sensores é indicada por círculos vermelhos, sendo empregados dois sensores para detectar a direção e sentido do deslocamento, na detecção do movimento dentro do espaço monitorado.

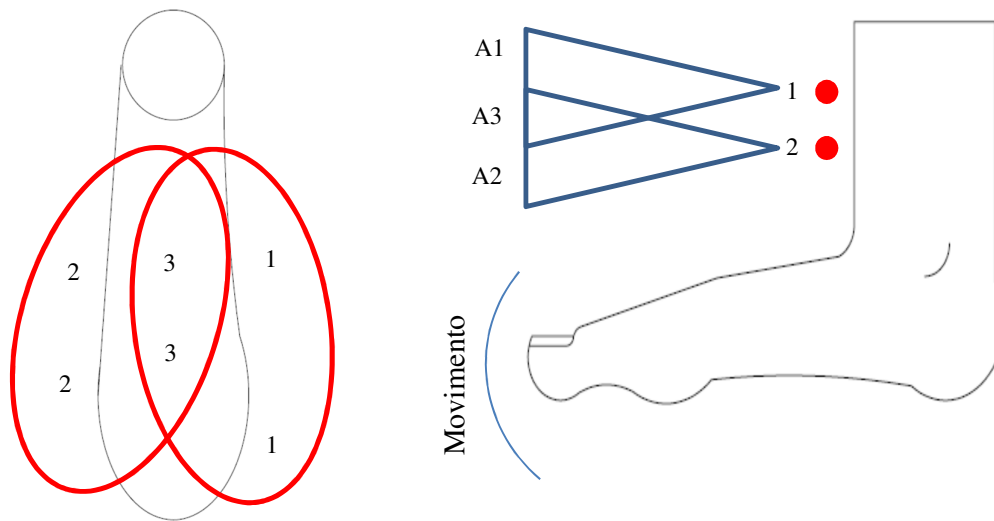


Figura 4.15 – Área de percepção, a direita se tem o posicionamento dos sensores, a esquerda elipses delimitando o espaço mapeado pelos sensores.

Cada sensor ocupa uma região do espaço e tem como função detectar a proximidade diretamente sobre o espaço monitorado. A esquerda se tem uma representação aproximada da área de cobertura dos sensores, esta área corresponde ao movimento executado pelo antepé.

Caso o robô conclua que há a possibilidade de choque do antepé com algum objeto em aproximação, sendo este o próprio paciente ou fisioterapeuta, a atividade será interrompida. A interrupção da tarefa por parte do robô será condicionada a segurança e conforto do paciente, desta forma qualquer necessidade de interação física por parte do paciente ou fisioterapeuta levará o robô a finalizar o exercício em execução de forma segura. No caso da aproximação de um objeto ou indivíduo que não constitua risco para o paciente ou conflito com a atividade, este sinalizará por meio de sua interface gráfica e seu display que uma aproximação foi detectada. A Tabela 7 apresenta as condições de detecção, bem como a sua relação com o movimento. Na Tabela 7 a região identificada como número 3 corresponde a área de interseção entre os sensores, logo nesta não será possível identificar o sensor ativo. No que se refere a robôs para reabilitação do tornozelo, deslocamentos diagonais não necessitam de tratamento diferenciado. Isto se deve ao caráter da interação, seja do fisioterapeuta e paciente ou paciente e robô, onde

aproximações devem ser detectadas apenas para evitar colisões duramente os movimentos de dorsiflexão ou flexão plantar.

Tabela 07 – Percepção da direção e sentido de movimento

<i>Tabela de Detecção dos Sensores</i>	
<i>Área Monitorada</i>	<i>Movimento Detectado</i>
A_1	Deslocamento a direita
A_2 e A_3	Deslocamento de baixo para cima
A_2	Deslocamento a esquerda
A_1 e A_3	Deslocamento de cima para baixo
A_1 e A_2	Deslocamento sobre o antepé.
A_3	Deslocamento sobre o médiopé

A percepção do movimento é obtida não por uma composição de regiões espaciais, mas a partir de fragmentos desta. Esta abordagem possui um custo computacional menor, viabilizando a implementação desta com microcontroladores de baixo custo. Desta forma, qualquer objeto que invada o espaço monitorado pelos sensores, será identificado quanto ao seu movimento e proximidade. Não será necessário reconhecimento de sua forma ou tamanho, isto se deve ao fato da percepção do robô não ser dedicada a navegação. O objetivo é apenas garantir a segurança do movimento, além da possibilidade da interrupção da atividade por meio da aproximação da mão do fisioterapeuta ou do próprio paciente. Esta abordagem é mais efetiva que um botão de emergência, pois, sua resposta se aproxima de comportamentos naturais seja do paciente ou do fisioterapeuta. A Figura 4.17 ilustra o algoritmo de percepção, onde cada condição de ativação dos sensores é testada constituindo o mapa espacial, que é representado por cada deslocamento detectado conforme a ativação dos sensores de acordo com a Tabela 7.

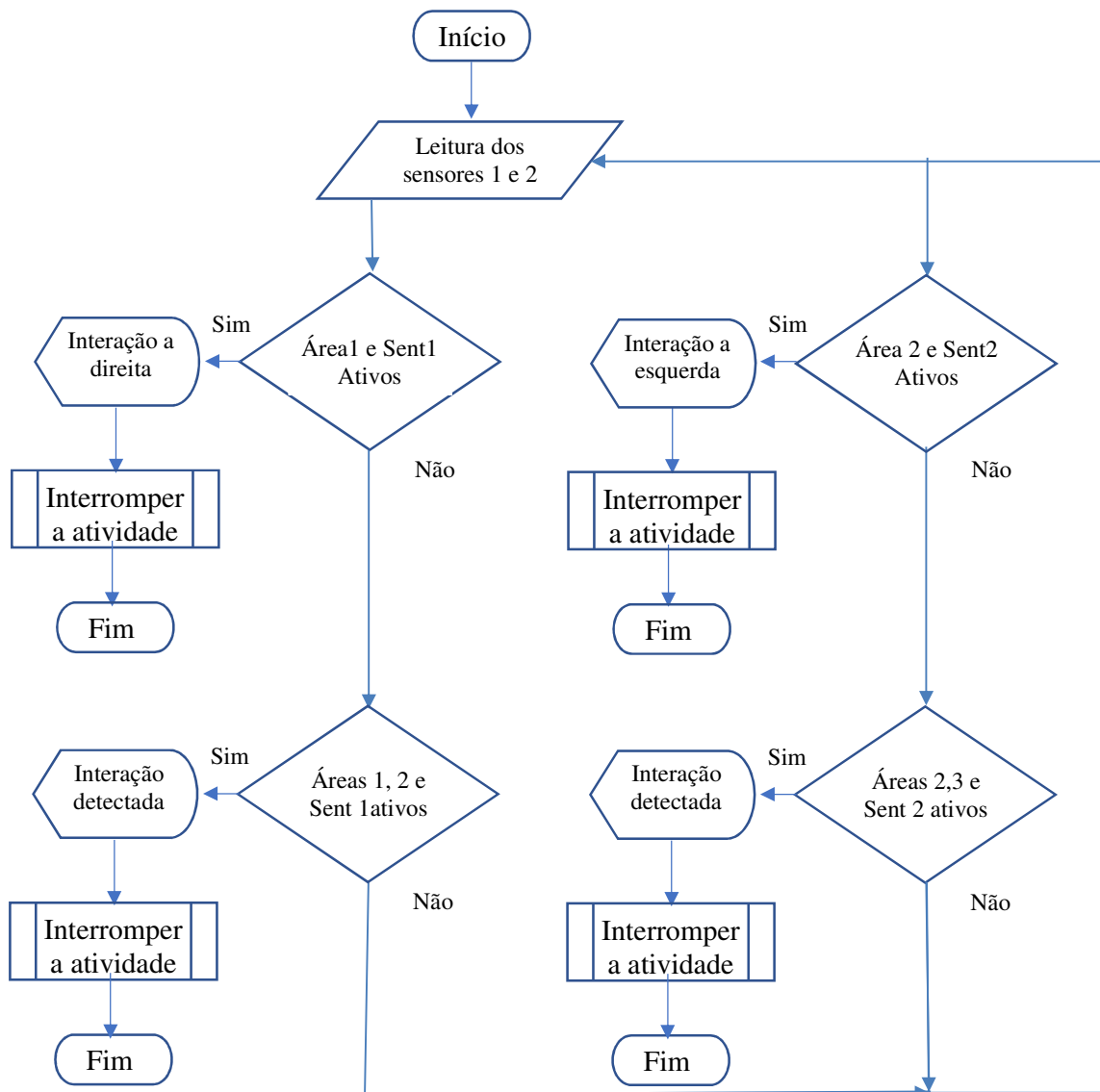


Figura 4.16 – Fluxograma para o algoritmo de percepção.

Na Figura 4.16 é possível verificar a simplificação das ativações obtidas a partir da Tabela 7, onde os acionamentos redundantes, foram substituídos por testes condicionais quanto a ativação dos sensores. No tocante a detecção de deslocamento sobre o mediopé, este é detectado por meio da ativação de um ou dos dois sensores na área 3. Do ponto de vista da operação prática, ativações oriundas de deslocamento para esquerda ou direita podem ocorrer, seja por meio da ação do paciente ou do fisioterapeuta. No que se refere

as ativações devido a deslocamento sobre o antepé podem ocorrer mediante a ação do fisioterapeuta ao tentar interromper a atividade.

As estruturas lógicas que compõe o fluxograma na Figura 4.17 constituem o conjunto de equações lógicas que representam o mapeamento do espaço, mapeamento este que não é mutável. Isto se deve as peculiaridades da aplicação do robô, sendo estas relacionadas a ausência de modificação no ambiente, bem como a limitação física deste. Em outras palavras para um robô móvel, o mapa espacial será caracterizado por conjuntos de coordenadas no plano x, e z. Em um robô dedicado a reabilitação, o mapa espacial pode apresentar-se em uma forma reduzida, ou seja, o mapa espacial será composto por deslocamentos e seus sentidos. Os deslocamentos por sua vez serão representados por meio das áreas monitoradas e o sentido através dos flags, Sentido1 (eixo x) e Sentido 2 (eixo z).

Isto exemplifica a importância do estudo dos robôs destinados a reabilitação. Suas características únicas, bem como aspectos fisiológicos e anatômicos tornam necessário um estudo detalhado das técnicas convencionais aplicadas ao desenvolvimento de robôs. No capítulo seguinte serão estudados os resultados obtidos a partir do desenvolvimento dos diversos elementos que comporão o robô, sejam estas avaliações de sensores, ou avaliações qualitativas do desempenho do gerenciador autônomo.

5- Projeto, Resultados e Discussões



Nesta seção serão apresentadas as etapas necessárias ao desenvolvimento do protótipo do robô para reabilitação com estimulação biomimética. Nas seções 5.1 e 5.2 serão apresentados os conceitos teóricos e circuitos e componentes ligados ao controlador do robô, estas seções tem como objetivo uma descrição objetiva do hardware deste robô.

Na seção 5.3 e suas subseções serão apresentados os aspectos necessários para garantir a segurança do paciente, bem como uma avaliação da melhor tecnologia de sensores com custo reduzido. Dentre os diversos aspectos relativos a segurança, serão abordadas técnicas distintas de calibração. Algo que se deve considerar uma vez que em nosso país, não existe normatização específica para calibração de robôs dedicados a reabilitação.

A seção 5.4 descreve os elementos da estrutura do robô, bem como os aspectos que justificam sua forma e função, com destaque para os elementos que promovem a estimulação biomimética.

Na seção 5.5 se tem a interface gráfica desenvolvida e seus aspectos funcionais, a simplicidade da mesma é devida a uma característica dos sistemas ligados a área médica. Os médicos de um modo geral têm preferido utilizar interfaces elaboradas com base na objetividade da utilização do dispositivo.

5.1- Controlador

O controlador foi desenvolvido utilizando o microcontrolador PIC16F877A e terá como função básica regular o sentido e o torque do motor elétrico. A ação de controle será implementada a partir do algoritmo biomimético, combinado com a técnica de modulação por largura de pulso (PWM), produzindo desta forma o sinal de controle que possibilite o ajuste da potência a ser enviada para o motor. O controlador deverá ainda apresentar continuamente na interface gráfica todos os dados do processo listados a seguir:

- ✓ Dados do Paciente
- ✓ Ângulos Médios;
- ✓ Força de Reação ao Solo;
- ✓ Mensagens do Gerenciador Autônomo;
- ✓ Tipo de movimento; (Dorsiflexão ou Flexão plantar)

A Figura 5.1 apresenta o diagrama em blocos do controlador, sendo este baseado no microcontrolador PIC16F877A.

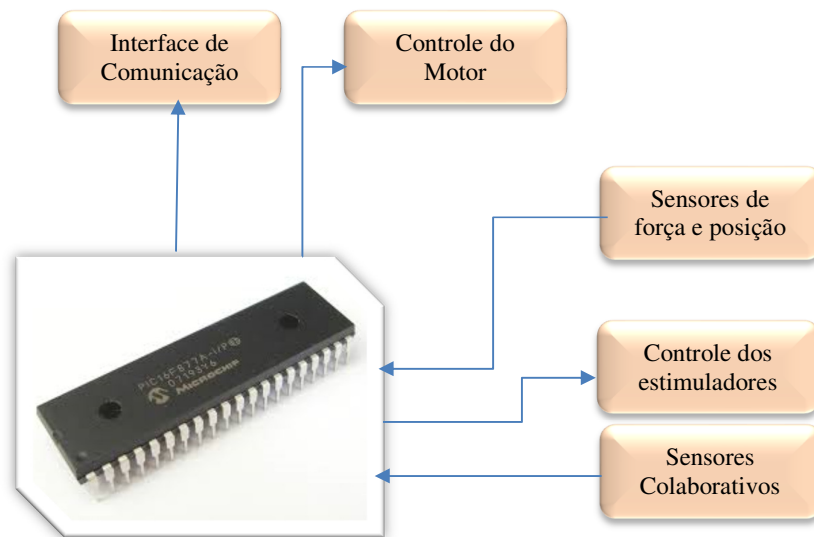


Figura 5.1 - Diagrama em blocos do controlador.

O circuito de interface permite a comunicação com o computador através de uma interface de comunicação serial RS232, enquanto que o display é responsável por apresentar as informações necessárias a operação do controlador.

O processador no caso o PIC16F877A armazena o programa e executa o mesmo, sendo esta a distinção entre um computador e um sistema microcontrolado, pois, não há necessidade de memória de massa como o HD (Hard Disk Driver). Isto pode ser uma limitação do ponto de vista do armazenamento, mas do ponto de vista de aplicação é uma vantagem, possibilitando a construção de equipamento de menor porte e conseqüentemente de caráter transportável, elementos estes que foram identificados no projeto conceitual. Uma vez que nesta fase do projeto preliminar será construído o controlador, cabe apresentar o diagrama elétrico que é visto na Figura 5.2.

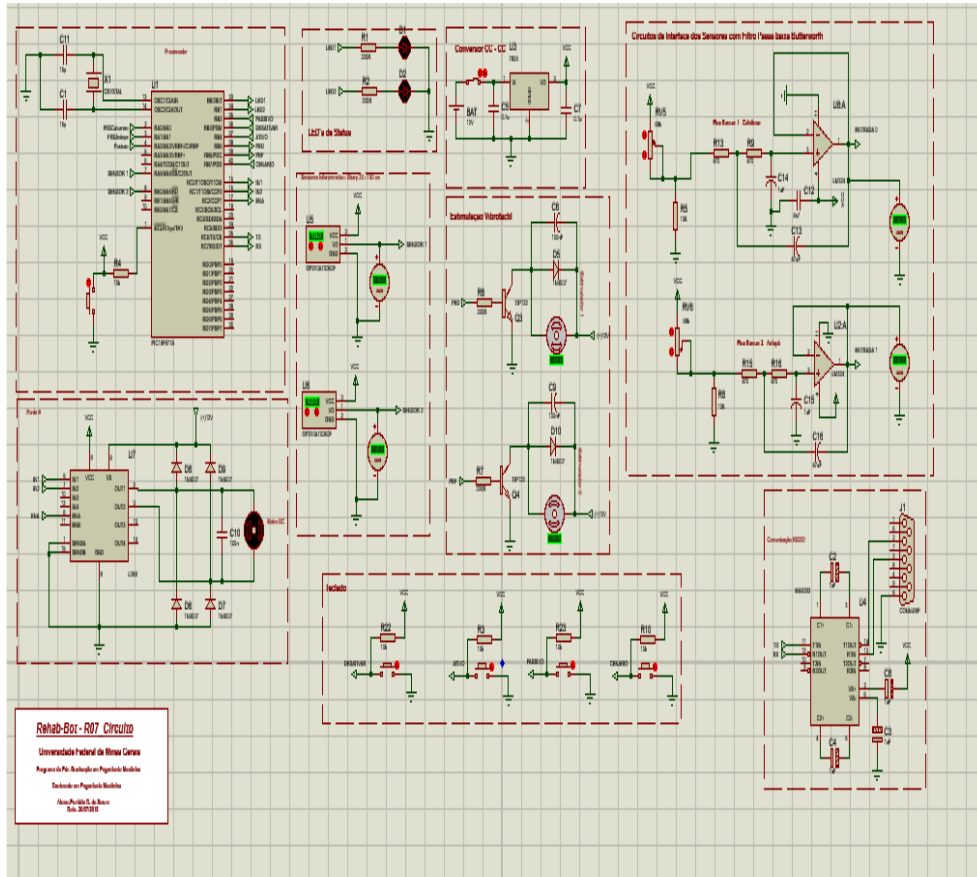


Figura 5.2 - Esquema elétrico do circuito controlador.

No circuito apresentado na Figura 5.2 as entradas AN0 e AN1 correspondem as entradas analógicas ligadas as interfaces dos sensores de força, para a detecção da aplicação de força a partir do calcâneo ou no antepé respectivamente. As interfaces dos sensores de força são compostas por filtros ativos Butterworth do tipo passa baixa, sendo sua frequência de corte de 50 Hz. Inicialmente a implantação do filtro seria do tipo digital, contudo devido a memória limitada do microcontrolador, se tornou necessário a implementação analógica. A Figura 5.3 apresenta o circuito típico para esta implementação, desta forma se minimizou o uso da memória do microcontrolador, mantendo-se a filtragem do sinal.

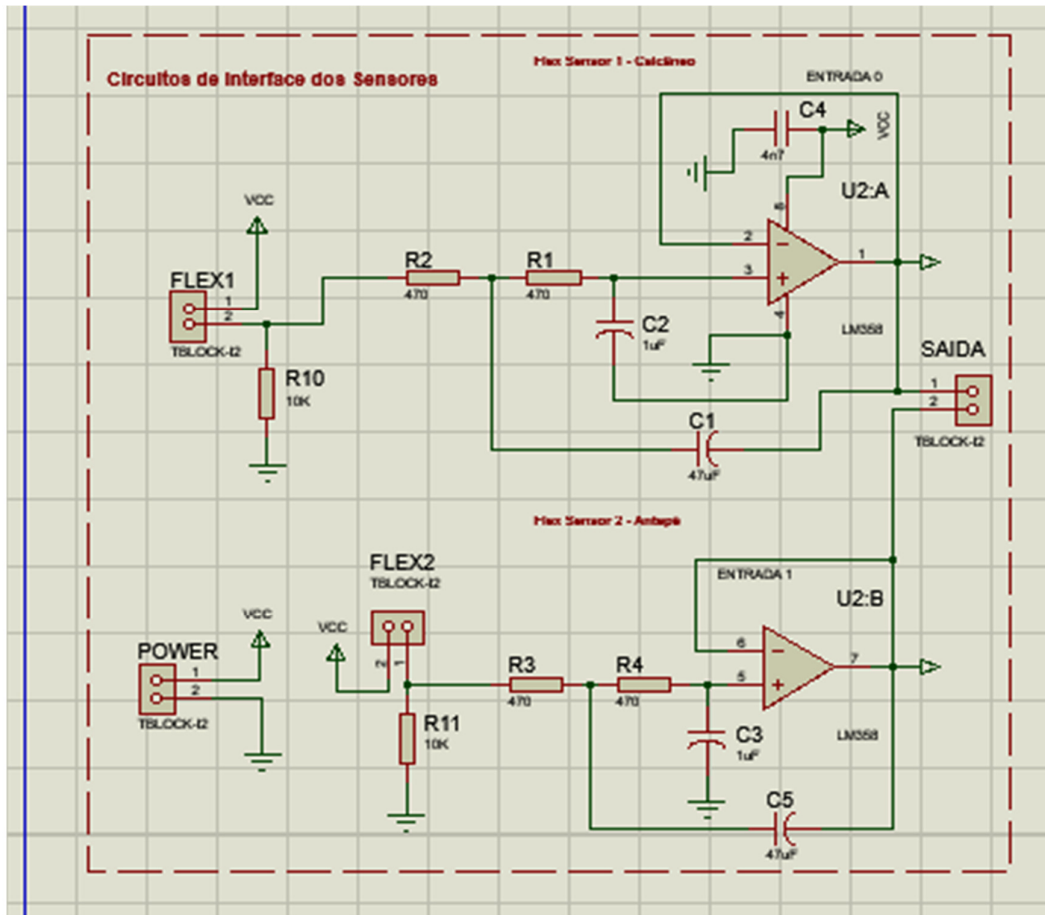


Figura 5.3 – Circuito de interface com filtros passa baixa do tipo Butterworth

Nesta implementação foi utilizado o circuito integrado LM358, por ser este um duplo amplificador operacional e operar com alimentação simples. A Figura 5.4 apresenta a face inferior da placa de circuito impresso, com destaque para o circuito integrado LM 358.

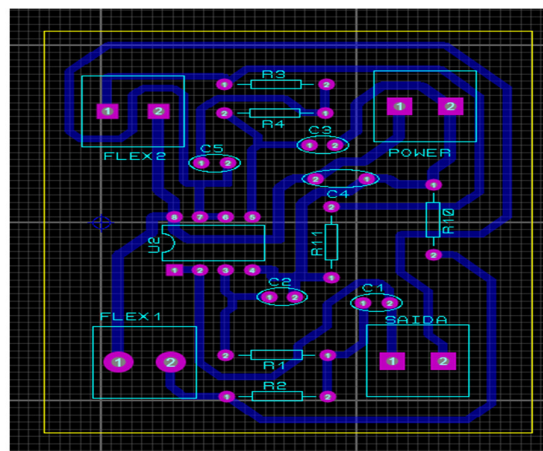


Figura 5.4 – Placa de circuito impresso do circuito de interface dos sensores

Na Figura 5.5 se pode ver o circuito dos estimuladores, sendo este circuito basicamente um driver de corrente, baseado no TIP 122. Devido a tensão de operação dos estimuladores ser de 3.3 V, foi necessário o uso de diodos em série para promover a redução da tensão de operação na saída do circuito.

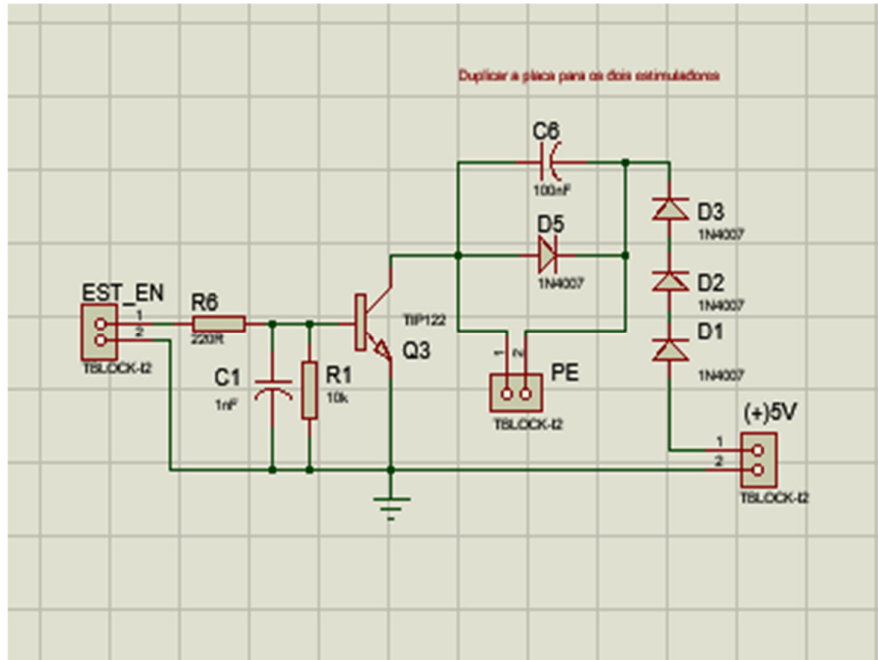


Figura 5.5 – Circuito de acionamento dos estimuladores.

A Figura 5.6 apresenta a placa de circuito impresso em seu lado cobreado, sendo necessário um circuito para cada estimulador. Desta forma se tem mais opções de instalação dos estimuladores.

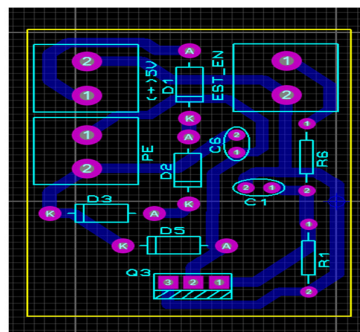


Figura 5.6 Placa de circuito do estimulador vibrotátil

O controlador conta ainda com um teclado para seleção dos modos de operação, cenários e ativação ou desativação do robô. A comunicação entre o computador e o circuito controlador é efetuada por meio de uma interface RS232, cujo circuito pode ser visto na Figura 5.7. O circuito de comunicação RS232 também é utilizado para a atualização do software na memória do microcontrolador, tornando desnecessário a utilização contínua de gravadores para o microcontrolador, o que por sua vez torna a tarefa de depuração de programas mais dinâmica. O acionamento do motor é obtido por meio de uma ponte H, implementada a partir de um circuito integrado L298.

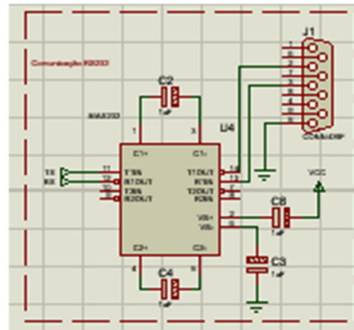


Figura 5.7 Circuito de comunicação RS232

5.2 - Implementação do Controlador

O controle de velocidade é um ponto crítico na operação de motores, onde se faz necessário o ajuste da velocidade de forma independente do regime de carga. No projeto em estudo o regime de carga não será avaliado, sendo o foco apenas os elementos dedicados a geração do sinal de controle. O sinal de controle é obtido mediante a saída do estágio gerador do PWM junto ao microcontrolador, sendo a tensão de saída entregue ao motor dada pela equação 12.

$$V_{dc} = \frac{D_{pwm}}{T_{pwm}} V_{alto} \quad (12)$$

Onde:

D_{Pwm} : Semiciclo de nível alto do sinal PWM

T_{PWM} : Período do sinal PWM

A equação 12 é fundamentada no conceito de PWM linear. Desta forma, um sinal de nível alto que equivale à metade do período do PWM, produzirá um nível CC sobre os terminais do motor equivalente à metade da tensão de alimentação. A Figura 5.8 ilustra a relação de espaço entre o sinal de nível alto e o período do sinal PWM, no entanto, não existe neste sinal uma ação de controle.

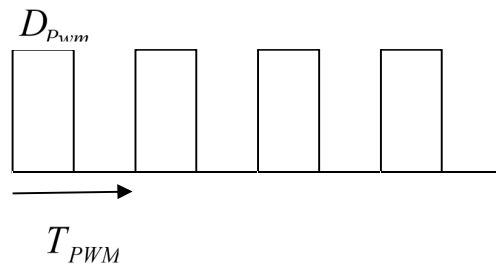


Figura 5.8 - Relação do ciclo ativo com o período do sinal PWM
Fonte: O autor

O algoritmo biomimético produz uma ação de controle semelhante ao algoritmo perturbe e observe. Os distúrbios são as forças realizadas no calcâneo e no antepé, cujo resultado é a mudança dos parâmetros do PWM. A Figura 5.9 ilustra esta malha de controle, onde se pode ver como os distúrbio de força gerados pelo paciente contribuem para a ação de controle.

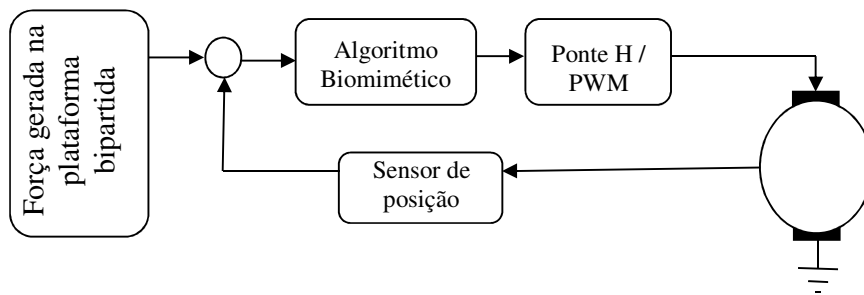


Figura 5.9 - Diagrama em blocos da malha de controle.

O software deste sistema é composto por uma função principal e quatro funções secundárias que encerram funções específicas do controlador, conforme se pode ver na Figura 5.10.

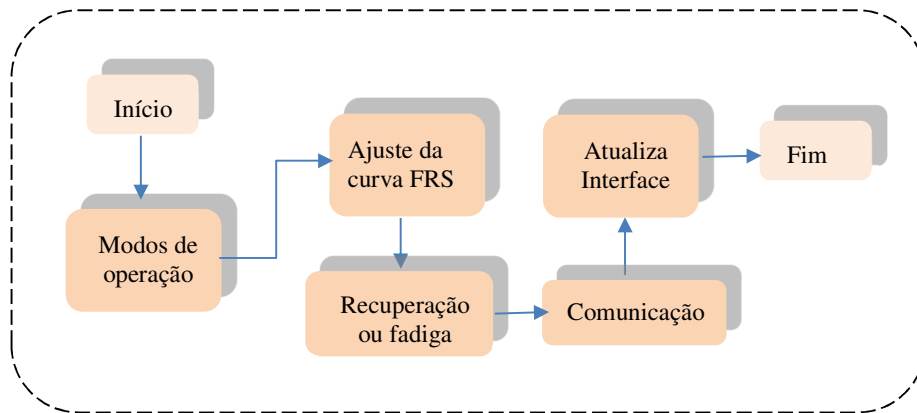


Figura 5.10 - Programa do controlador.

As funções de controle cabem ao algoritmo biomimético, com destaque para a detecção de fadiga. Além disto tem-se a detecção da recuperação e as funções associadas a comunicação com interface gráfica.

5.3 - Segurança do Paciente

5.3.1 - Detecção da Posição Angular da Articulação do Tornozelo

Do ponto de vista da segurança do paciente (Schmidt, 2004) detectar com precisão a posição angular da articulação e o torque gerado são determinantes para evitar acidentes. Portanto, a modelagem matemática do comportamento cinemático e cinético do robô, considerando os desvios introduzidos devido as características dos sensores, é uma técnica eficaz na prevenção de falhas.

A detecção do comportamento cinemático deve ser realizada por meio de sensores de posição angular. Dentre as opções a serem avaliadas para este projeto a primeira será o encoder do tipo incremental. O encoder incremental tem como vantagens as dimensões reduzidas, aliadas a possibilidade de acoplamento direto ao eixo de rotação da plataforma bipartida. As desvantagens do encoder são a necessidade de um conjunto de polias ou engrenagens para permitir uma resolução do deslocamento angular da plataforma do robô,

bem como, a necessidade de alinhamento preciso entre o eixo da plataforma e o eixo do encoder. A outra opção consiste no emprego de sensores do tipo resistência variável em função da posição angular, algo visto no capítulo anterior. Contudo, cabe ressaltar as vantagens desta tecnologia, sendo a principal a ausência de necessidade de alinhamentos precisos entre eixos, o que por sua vez, torna desnecessário o emprego de ferramentas sofisticadas como tornos e fresas, reduzindo o custo de desenvolvimento do robô. A desvantagens dos sensores resistivos é que devido as suas características construtivas, estes não são adequados a detecção de deslocamentos angulares maiores que 180° .

Desta forma, nesta seção serão efetuados testes para determinar a melhor escolha no que se refere aos sensores de posição angular.

Uma vez que a dorsiflexão ou plantar flexão podem ser limitados a deslocamentos angulares, cujos limites podem ser caracterizados por um arco de ângulo inferior a 180° , no que se refere ao encoder se torna necessário o dimensionamento do sistema de redução para uma resolução de 1° . O encoder a ser avaliado é o ECW1J (BOURNS, 2013) em (a) que possui dois canais de saída cujos sinais são enviados em quadratura, como se pode ver na Figura 5.11.

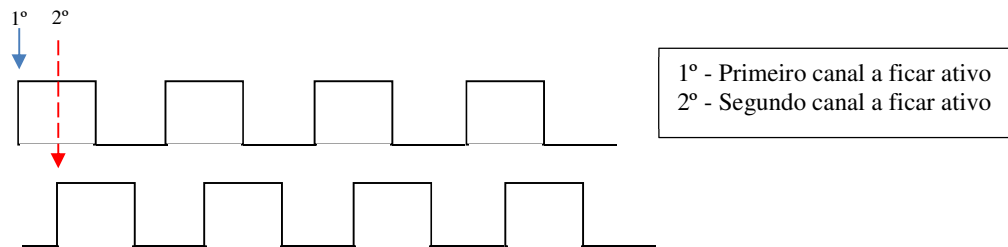


Fig. 5.11 – Detecção do sentido de deslocamento com sinais em quadratura.

A detecção do sentido através da quadratura dos sinais, se caracteriza por empregar o armazenamento e comparação dos níveis lógicos dos sinais de cada canal de saída do encoder, logo o canal que primeiro apresenta em sua saída a transição indica o sentido de rotação.

No entanto, o encoder possui fontes de erro oriundas dos seguintes fatores (Dornfield, 2008):

- Erros de quantização;
- Erros de montagem;
- Erros de quadratura;
- Erros devido a fatores ambientais.

Os erros de quantização são característicos dos processos de execução dos processadores, onde técnicas de interrupção podem ser empregadas para permitir a contagem de pulsos. Desta forma os ciclos de execução do processador ou a seleção do tipo de variável podem levar a perda de pulsos. Os erros de montagem são devidos às cargas excessivas ligadas ao eixo do encoder, bem como fixação inadequada na estrutura da plataforma de apoio do pé ou em seu eixo. No que se refere aos erros de montagem ainda é possível listar os desalinhamentos, entre os eixos da plataforma e do próprio encoder, devido a fatores como diâmetros diferentes entre o eixo do encoder e da plataforma. Os erros de quadratura surgem ao longo do processo de fabricação do encoder, resultando em sinais com erro de fase para os canais de saída do encoder. Os erros devido a fatores ambientais são oriundos de temperaturas elevadas, umidade ou contaminantes como poeira ou outros materiais particulados.

Uma vez identificadas as fontes de erros associadas ao encoders, cabe efetuar o seu mapeamento o que consiste em inserir estes no modelo cinemático (Dornfield, 2008). Desta forma, o mapeamento de erros no modelo cinemático é caracterizado por uma matriz de transformação homogênea com a componente do erro inserida, vista na equação 13.

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta_e & 0 & \sin \theta_e & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \theta_e & 0 & \cos \theta_e & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (13)$$

O mapeamento mediante a equação 13 é relativo apenas ao deslocamento em relação ao eixo x , pois, o robô em foco reproduzirá apenas os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar. Portanto, a componente de erro associada ao processo de medição deve ser inserida no ângulo θ_e , sendo caracterizado por meio da soma algébrica do erro inserido

(θ_{er}) na medição devido as imprecisões do encoder ao ângulo da articulação do tornozelo, como se pode ver na equação 14.

$$\theta_e = \theta_{er} + \theta_{posição} \quad (14)$$

O ângulo descrito a partir do movimento da articulação do tornozelo denominado $\theta_{posição}$, pode ser determinado a partir da equação 15, fundamentada na técnica de estimação da posição de robôs móveis dead-reckoning (Fuke, 1996). A técnica dead-reckoning também conhecida como Odometria, consiste na determinação da posição relativa de um robô móvel em função dos pulsos obtidos por meio de um encoder, considerando o deslocamento descrito por cada roda do robô. No caso dos robôs para reabilitação do tornozelo não existem rodas, no entanto, o método ainda é aplicável pois, seu princípio é baseado no deslocamento angular de um eixo.

$$\theta_{posição} = \frac{360 * 24 * n}{1600} \quad (15)$$

Assim como descrito por meio da equação 15 a técnica de odometria, estabelece que o erro associado ao deslocamento do robô é acumulativo. Algo que em aplicações destinadas a reabilitação pode implicar em falsas melhorias de desempenho por parte do paciente. De modo a evitar este efeito, a posição angular determinada por meio da equação 15 deve ser reinicializada a cada ciclo de atividade.

A equação 15 relaciona o número de pulsos por revolução (24) e o número de pulsos (n) obtidos durante a medição de um ângulo. Uma vez que o movimento de dorsiflexão ou flexão plantar, tem como ponto de partida um valor referencial (0°), sempre que este for atingido implicará na reinicialização do processo de medição como se pode ver na Figura 5.12.

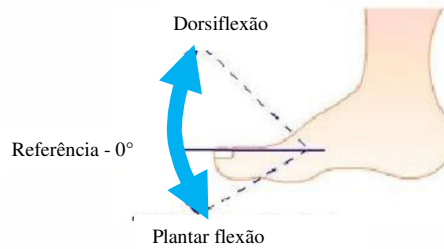


Fig. 5.12 - Plano sagital para o deslocamento do tornozelo.

5.3.2 - Caracterização do Erro de Quadratura para o Encoder

O erro de quadratura necessita ser tratado com atenção, pois, estes podem levar a falhas na detecção do sentido de deslocamento ou posição angular. Estas falhas podem causar lesões ao paciente, algo que se deve a uma diferença de fase menor ou maior que 90° , acarretando erros de medição para os ângulos de posicionamento angular. A caracterização do erro de quadratura deve ser efetuada por meio de técnicas que permitam avaliar a fase entre sinais, fatores como custos e disponibilidade de equipamentos devem ser considerados. A técnica para caracterização do erro de quadratura será a detecção de diferença de fase por meio de Figuras de Lissajous (Fleming, 2013), onde os sinais em quadratura existentes nos canais de saída do encoder, podem ser visualizados em um osciloscópio. A Figura 5.13 ilustra o aparato experimental para caracterização dos erros do encoder, onde é empregada uma bancada de testes (a) para encoder, uma fonte de tensão (b), um osciloscópio (c) e o encoder sob teste (d).

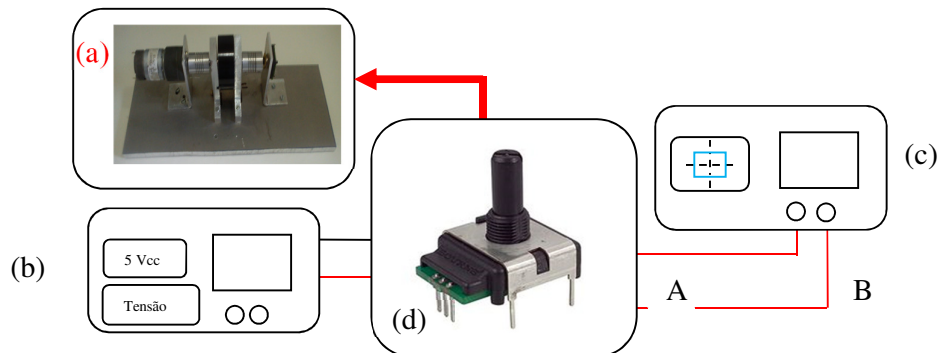


Fig. 5.13 - Aparato experimental para determinação do erro de quadratura

A bancada de testes para encoders é composta por uma roda de inércia com um mini acoplamento em cada lado, um motor CC de 50RPM e 3.0Kgf.cm de torque, além de suportes em alumínio para a roda de inércia, o motor e o encoder a ser testado. O anexo A contém os desenhos relativos ao projeto da bancada de testes em formato A3. O aparato experimental proposto neste trabalho não utiliza dispositivos complexos e de custo elevado para aquisição de sinais.

Os erros avaliados são o erro de quadratura e o erro de montagem, a técnica para avaliar o erro de quadratura é o método de medição de diferença de fase por meio das Figuras de Lissajous (Fleming, 2013). Este método é relativamente simples, cabendo a utilização da função xy do osciloscópio, onde ambos canais são posicionados no centro da tela por meio da seleção da referência (terra). Uma vez que ambos canais sejam posicionados corretamente é necessário modificar a referência de nível terra para nível C.C., sendo a diferença de fase determinada a partir da equação 16.

$$\phi = \frac{N_x}{N_y} \quad (16)$$

Onde N_x corresponde ao número de divisões da tela em que a Figura de Lissajous cruza o eixo das abscissas, enquanto que N_y corresponde ao número de divisões da tela que representa os pontos de cruzamento da Figura com o eixo y . A precisão deste método é satisfatória, pois com o emprego de osciloscópios digitais é possível posicionar o cursor sobre os pontos de interesse evitando assim erros de paralaxe ou de leitura incorreta por parte do operador. Logo será possível observar na tela do osciloscópio uma imagem semelhante a visualizada na Figura 5.14.

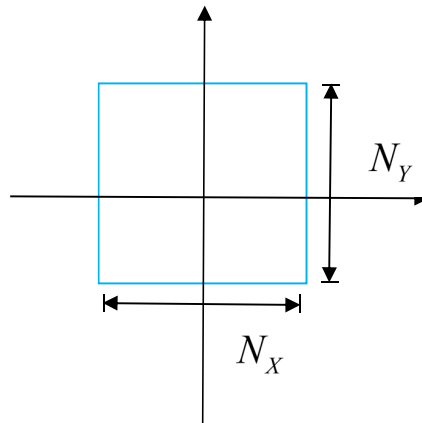


Fig. 5.14 - Figura de Lissajous para quantização do erro de quadratura.

Devido aos canais de saída do encoder entregarem sinais cuja forma de onda é quadrada a Figura de Lissajous será um quadrado para sinais defasados em 90°, enquanto que para sinais com defasagem diferente se assemelhará a um retângulo. A relação entre as variáveis N_x , N_y e o ângulo (ϕ) correspondente à diferença de fase que pode ser determinado a partir da equação 17.

$$\phi = \arcsen\left(\frac{N_x}{N_y}\right) \quad (17)$$

A bancada experimental para teste dos encoders no laboratório, foi construída em alumínio liga 6061 cujas características podem ser vistas na Figura 5.15.

Propriedades Mecânicas

Liga	DIN	Tempera	Limite de Resistência à Tração Mpa (N/mm ²)		Limite de Escoamento Mpa (N/mm ²) Min.	Alongamento Mínimo "50mm" (%)	Dureza Brinell (HB)
			MÍN.	MÁX.			
6061	Al Mg Si	T4	180	-	110	16	65
	Cu	T6	260	-	240	8	95

Alumínio RESTANTE	
Silício	0,40/0,80
Ferro	0,70
Cobre	0,15/0,40
Manganês	0,15
Magnésio	0,80/1,20
Cromo	0,04/0,35
Zinco	0,25
Titânio	0,15
Outros (cada)	0,05

Fig. 5.15 - Características mecânicas e composição da liga de alumínio 6061.

A bancada experimental possui uma roda de inércia que emprega dois minis rolamentos 626 ZZ para garantir sua rotação sem atrito, sendo estes minis rolamentos e a roda de inércia vistos na Figura 5.16. A Figura 5.16 ainda apresenta dois minis acoplamentos helicoidais ligados a roda de inércia, cuja função é interligar o sistema ao eixo do encoder, bem como ligar o motor a roda de inércia.

Tabela 8 - Caracterização do erro do encoder – Dorsiflexão.

n (Pulsos obtidos no encoder)	$\theta_{\text{posição}}$	Limites máximos	θ_{er}
4	21.6°	20° (Dorsiflexão)	1.6°
3	16.2°	15° (Dorsiflexão)	1.2°
2	10.8°	10° (Dorsiflexão)	0.8°
1	5.4°	5° (Dorsiflexão)	0.4°

Tabela 9 - Caracterização do erro do encoder - Plantar Flexão.

n (Pulsos obtidos no encoder)	$\theta_{\text{posição}}$	Limites máximos	θ_{er}
8	43.2°	45° (Plantar flexão)	1.8°
7	37.8°	35° (Plantar flexão)	2.8°
5	27°	25° (Plantar flexão)	2°
3	16.2°	15° (Plantar flexão)	1.6°

O erro devido ao conjunto multiplicador de rotação e encoder apresentou um valor máximo de 1.6° para a dorsiflexão, enquanto que para a plantar flexão o erro máximo foi de 2.8°. A Figura 5.18 apresenta o resultado do ensaio efetuado com a bancada de testes. Neste ensaio a rotação foi mantida em 50% do valor máximo estabelecido pelo fabricante, no entanto foi possível encontrar perturbações elétricas em um dos canais do encoder.

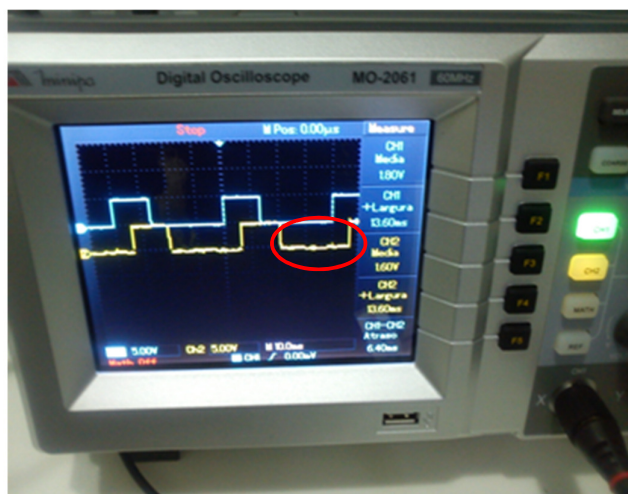


Fig. 5.18 - Efeito do bounce em um dos canais do encoder sob teste.

A área circulada em vermelho apresenta o efeito detectado, sendo este denominado bounce, este é de origem mecânica. O bounce pode levar a erros de leitura, sendo enquadrado como erro de montagem. A Figura 5.19 apresenta a imagem da figura de

Lissajous, onde a área circulado em vermelho denota a distorção gerada devido ao bounce.



Fig. 5.19 - Figura de Lissajous para os sinais de saída do encoder.

A assimetria observada na Figura 5.19 se deve ao fato dos sinais de saída do encoder não apresentarem fração negativa, no entanto é possível verificar que a diferença de fase corresponde a 90° . Uma vez definidas as fontes de erro e suas características avaliadas de modo prático, se torna necessário determinar o processo de calibração. A Figura 5.20 ilustra o processo de calibração, onde por meio de um inclinômetro que serve de instrumento de comparação e o teclado do computador, através da interface gráfica, se pode inserir os valores para calibração.

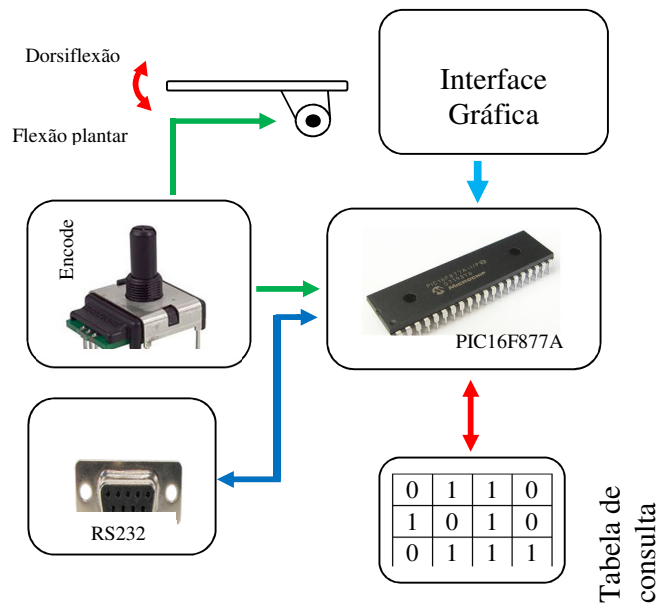


Fig 5.20 - Processo de calibração de um robô para reabilitação do tornozelo.

Na próxima seção serão avaliados os sensores de posição angular flexíveis, bem como suas fontes de erro e conseqüentemente o processo de calibração quanto a medição da posição angular.

5.3.3.1 - Ensaio dos sensores flexíveis de posição

Assim como o encoder possui suas limitações e pontos fortes, os sensores de posição angular também as tem, logo se faz necessário avaliar estas características de modo a determinar qual a melhor escolha para este projeto. O ensaio para avaliar as características dinâmicas dos sensores flexíveis consiste em empregar um inclinômetro e um multímetro para determinar com a resistência do sensor se comporta com a inclinação. A Figura 5.21 apresenta o aparato de ensaio, onde se pode ver o sensor de posição, cuja forma se assemelha a uma haste.

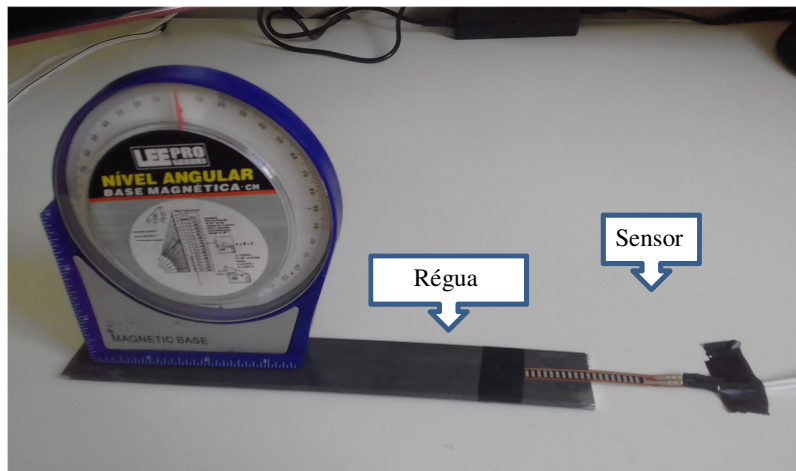


Fig. 5.21 – Ensaio do sensor de posição angular flexível.

Além do sensor há também uma régua de aço, cuja função é minimizar as flexões indesejáveis do sensor, evitando desta forma perturbações no processo de medição. O procedimento para ensaio é simples, consiste em inclinar a régua e o sensor, medindo o ângulo por meio do inclinômetro e a resistência através do multímetro. Os resultados do ensaio proposto podem ser vistos na Tabela 10.

Tabela 10 - Caracterização do erro do sensor flexível.

<i>Medição</i>	<i>Ângulo de flexão do sensor</i>	<i>Resistência</i>	<i>Variação da resistência</i>	<i>Valores para o algoritmo</i>
1 ^a	0°	33.18 K	0	Não aplicáveis
2 ^a	5°	31.21K	1970	
3 ^a	10°	30.85 K	360	
4 ^a	15°	30.18 K	670	Valor Inicial
5 ^a	20°	29.66 K	520	Decremento aproximado de 135.
6 ^a	25°	29.25K	410	
7 ^a	30°	29.03K	220	
8 ^a	35°	28.92 K	110	
9 ^a	40°	28.80K	120	Não aplicável
10 ^a	45°	28.42K	380	
➤ No experimento em foco o erro de paralaxe foi minimizado por meio do emprego de valores médios.				

Assim como o encoder o sensor flexível de posição apresentou não linearidades, sendo estas vistas através dos valores da segunda, nona e décima medições. No entanto, é possível implementar um algoritmo de ajuste, desta forma se pode estabelecer uma compensação para as não linearidades e obter medições com uma boa aproximação.

Quanto a que tipo de sensor de medição angular a ser utilizado no projeto, os sensores flexíveis são a opção de menor custo para o desenvolvimento, isto se deve aos fatores já descritos anteriormente, sendo exemplos a ausência da necessidade de alinhamentos precisos em relação ao eixo da plataforma e o sensor flexível, este por sua vez, pode ser instalado em diversos pontos da plataforma.

5.3.3.2 – Caracterização da força gerada na dorsiflexão e flexão plantar

Do ponto de vista da operação a medição de força, constitui outro fator importante na operação do robô. O objetivo não é reproduzir os parâmetros da marcha, mas garantir a estimulação necessária para uma reabilitação rápida e completa. Portanto, garantir a reprodução da estimulação mecânica de forma condizente com a curva FRS, torna obrigatório o conhecimento das características estáticas e dinâmicas dos sensores de força. De forma e entender estas características, foram realizados alguns testes para determinar as cargas as quais os sensores foram submetidos, cargas estas apresentadas na Tabela 11, sendo todas a medições com o indivíduo sentado.

Tabela 11 - Caracterização da carga gerada na força de reação ao solo

<i>Posição de medição</i>	<i>Máximos (Kg)</i>	<i>Mínimos (Kg)</i>	<i>Erro</i>
<i>Pé apoiado sem exercer força</i>	2.0	2.0	> 0.5Kg
<i>Contato inicial com dorsiflexão com ângulo positivo</i>	5.0	4.5	> 0.5Kg
<i>Apoio terminal e flexão plantar</i>	3.0	2.5	> 0.5Kg
<ul style="list-style-type: none"> ➤ <i>Entre as medições a balança teve seu valor nulo sem carga conferido</i> ➤ <i>No experimento em foco não foi possível avaliar o erro de paralaxe</i> 			

Considerando a Tabela 11 o peso dos segmentos corporais do pé e articulação do tornozelo, correspondem a 2 Kg, sendo esta medição identificada na primeira linha. A Figura 5.22 ilustra o processo de medição, bem como o valor mensurado.



Fig 5.22 - Processo de calibração do sensor de força, detecção do Offset.

A Figura 5.23 ilustra o erro de Offset introduzido por meio do peso dos segmentos corporais do pé e articulação do tornozelo, implicando em uma leitura obtida a partir dos sensores na plataforma bipartida, sem a aplicação de qualquer força. Esta fonte de erro deverá ter seu impacto minimizado, tanto no controle do robô, quanto no registro de dados por meio da interface gráfica. O erro de Offset devido a sua característica estática, pode ser reduzido por meio da subtração deste na fase inicial do processo de medição, caracterizando o processo de calibração a ser empregado.

O processo de calibração pode então ser resumido conforme a sequência de passos na Tabela 12, onde o primeiro passo consiste em fazer com que o paciente se sente de forma correta diante do robô. O segundo passo é caracterizado por meio do posicionamento do pé do membro em reabilitação sobre a plataforma bipartida, com a imobilização deste por meio das fivelas.

Tabela 12 – Processo de calibração para medição da força de reação ao solo

<i>Passo</i>	<i>Descrição</i>
1º	Paciente se sente de forma correta diante do robô
2º	O Pé do paciente é posicionado e imobilizado na plataforma bipartida
3º	Fisioterapeuta inicia o processo de calibração por meio da interface gráfica
4º	Robô sinaliza através da interface gráfica que o processo de calibração foi efetuado corretamente.
Observações	Durante o processo de calibração o paciente deve permanecer na mesma posição.

No terceiro passo o fisioterapeuta deve iniciar o processo de calibração, a partir da interface gráfica, sendo o valor de Offset medido armazenado para sua minimização. Desta forma, com o valor deste erro armazenado, o mesmo será subtraído na geração dos sinais de controle que comporão a curva da força de reação ao solo (FRS), tornando os valores de força medidos por meio dos sensores condizentes com o comportamento do paciente. Na Figura 5.23 é possível visualizar que ausência de tratamento do erro, produz medições com valores finais deturpados pelo acréscimo do valor de Offset. Isto, por sua vez pode gerar a saturação dos controladores nas fases iniciais da curva FRS ou mesmo ações de controle instáveis. O quarto e último passo do processo de calibração consiste na confirmação por parte da interface gráfica que o processo foi devidamente concluído, ou seja, o valor do erro de offset foi lido e armazenado corretamente.

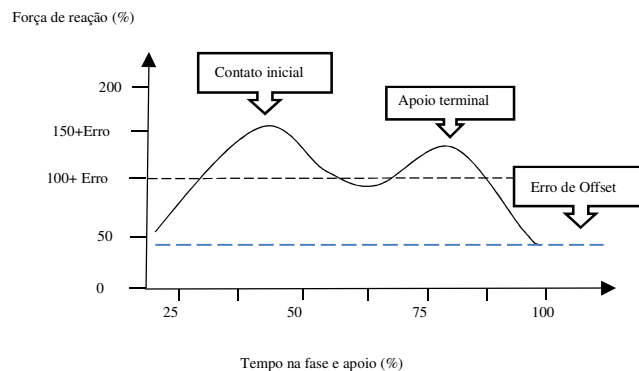


Figura 5.23 – Força de reação ao solo durante a calibração.

Outro aspecto a ser considerado no que se refere aos sensores de força é a necessidade de conversão das leituras em tensão para seu equivalente em força. Este processo depende de um modelo matemático, sendo este a equação 18 fornecida pelo fabricante do sensor.

$$F_N = \frac{V_{Saída} - 0.5127}{0.2373} \quad (18)$$

Na equação 18 a tensão de saída do circuito de condicionamento do sinal do sensor é representada por $V_{Saída}$, enquanto que a força equivalente é dada por F_N . O modelo em questão apresenta um coeficiente de determinação unitário, no que se refere a conversão de tensão para força em Newtons. Assim como o erro de Offset deve ser corrigido por meio de software, a conversão tensão força também, deverá ser obtida via software. Esta abordagem ao invés da conversão por meio de eletrônica, apresenta diversas vantagens sendo a mais relevante, não ser depende de fatores de ganho de circuitos.

5.4 – Estrutura do Robô

O robô é composto basicamente por quatro componentes principais, sendo estes o chassi, o apoio para perna, a articulação da base e a plataforma bipartida onde são instalados os estimuladores. A Figura 5.24 contém o robô montado com destaque para os sensores que permitem a detecção de movimento do ambiente externo, seja do paciente ou do fisioterapeuta.

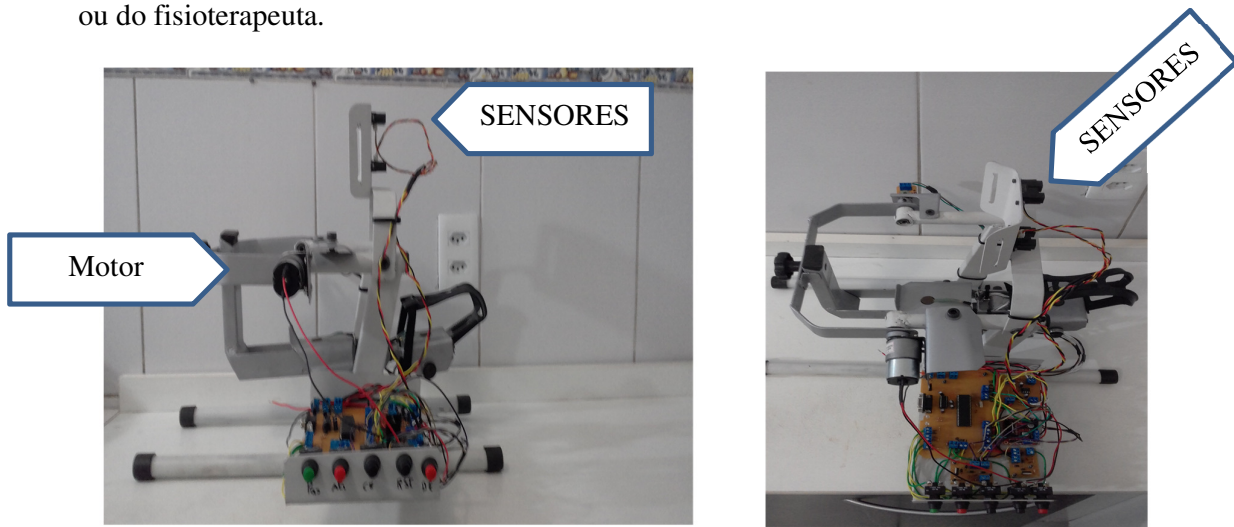


Figura 5.24 Robô montado.

Na Figura 5.25 se tem o chassi e o apoio para a perna com os sensores instalados, o chassi é composto por uma estrutura tubular que fornece apoio para a articulação da base móvel, bem como de suporte para o motor. Para a fixação do apoio da perna, bem como da caixa do circuito eletrônico, foram utilizados rebites de rosca M6 e M5 respectivamente. O uso de rebites com rosca torna a montagem e desmontagem rápida.



Figura 5.25 Chassi a esquerda e plataforma de apoio e rebite de rosca a direita.

A Tabela 13 apresenta as especificações principais do motor e dos sensores de infravermelho.

Tabela 13 – Especificações principais do motor e sensores de detecção de movimento.

<i>Motor – AK510/15PF12R3SE</i>	<i>Descrição</i>
<i>Tensão</i>	12 V
<i>Potência</i>	3.7 W
<i>Torque</i>	1.5 Nm
<i>Sensor Sharp GP2Y0A02YK0F</i>	<i>Descrição</i>
<i>Tensão</i>	4.5 V a 5.5 V
<i>Alcance</i>	20 a 150 cm
<i>Corrente elétrica</i>	33 mA

Os sensores foram instalados no apoio para perna e posicionados conforme descrito nas seções anteriores para criar o efeito de detecção de movimentos laterais. O alcance do sensor foi limitado por software em até 65 cm de modo a evitar acionamentos indevidos. A tabela 14 ilustra os resultados obtidos a partir dos testes efetuados.

Tabela 14 – Distâncias de percepção de movimento.

<i>Tabela de Detecção dos Sensores</i>		
<i>Área Monitorada</i>	<i>Movimento Detectado</i>	<i>Distância de detecção</i>
A_1	Deslocamento a direita	15 cm
A_2 e A_3	Deslocamento de baixo para cima	20 cm
A_2	Deslocamento a esquerda	15 cm
A_1 e A_3	Deslocamento de cima para baixo	20 cm
A_1 e A_2	Deslocamento sobre o antepé.	20 cm
A_3	Deslocamento sobre o médiopé	25 a 30 cm (objetos pequenos)

No que se refere as distâncias encontradas durante os testes, estas podem ter sido influenciadas por uma leve curvatura do apoio para a perna. Contudo os resultados ainda são satisfatórios para a operação. Quanto a detecção de movimento na área 3, esta pode apresentar variações de acionamento devido as dimensões dos objetos. Objetos pequenos podem não ser detectados, no entanto, como o objetivo é detecção de pessoas, isto não constitui um problema. Uma vez que os segmentos corporais como braços são detectados a distâncias de até 15 cm a operação pode ser considerada segura. A figura 5.26 ilustra o circuito de acionamento dos estimuladores e dos sensores de detecção de movimento.

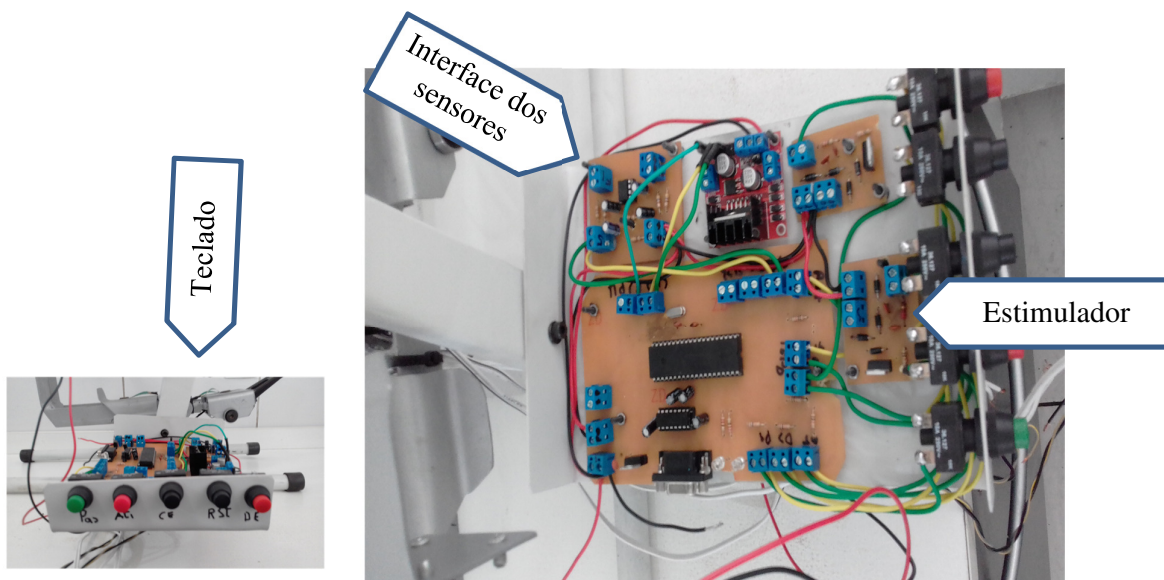


Figura 5.26 – Circuito de acionamento dos estimuladores e sensores.

A Figura 5.27 apresenta o suporte de montagem, bem como o estimulador e sua instalação no suporte.

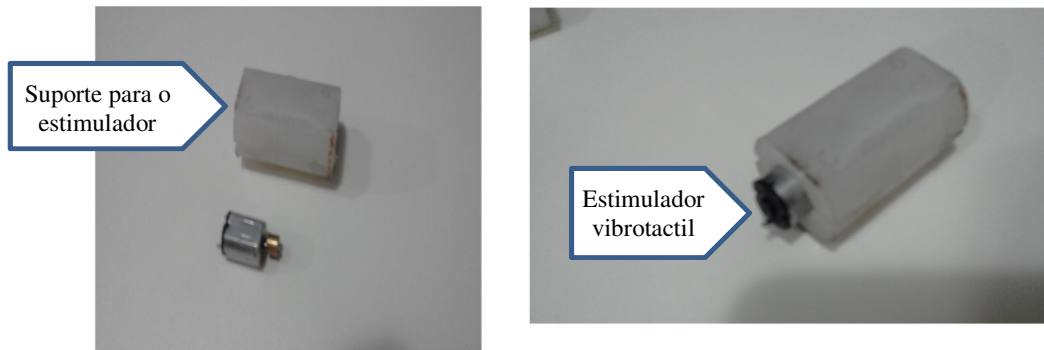


Figura 5.27 – Suporte para o estimulador vibrotátil.

A estimulação vibrotátil obtida a partir de motores CC que atuam como sistemas de carga desbalanceados, são outro aspecto a ser considerado nesta seção. No desenvolvimento do suporte para o estimulador vibrotátil, foi empregado o Nylon para minimizar a geração de ruídos. Além disto o suporte em Nylon permitiu a inserção de características funcionais que simplificaram o projeto, no que se refere ao posicionamento dos estimuladores.

Na Figura 5.28 se tem a plataforma de apoio do antepé, que é parte integrante da plataforma bipartida, onde mini rolamentos realizam a movimentação do antepé na fase de contato terminal. Este movimento é obtido quando o rolamento toca na parte inferior do chassi do robô, promovendo a movimentação da articulação do antepé na base da plataforma bipartida.

Deste modo, se tem a movimentação da articulação de forma semelhante a condição do apoio terminal quando o antepé e dedos pousam sobre o solo. Esta característica é outro diferencial deste robô, pois, permite a estimulação dos fusos musculares e mecanoreceptores ligados a articulação do antepé. Estimulação esta que não é realizada por outros robôs, logo caracterizando uma estimulação deficiente do cortex sensorimotor.

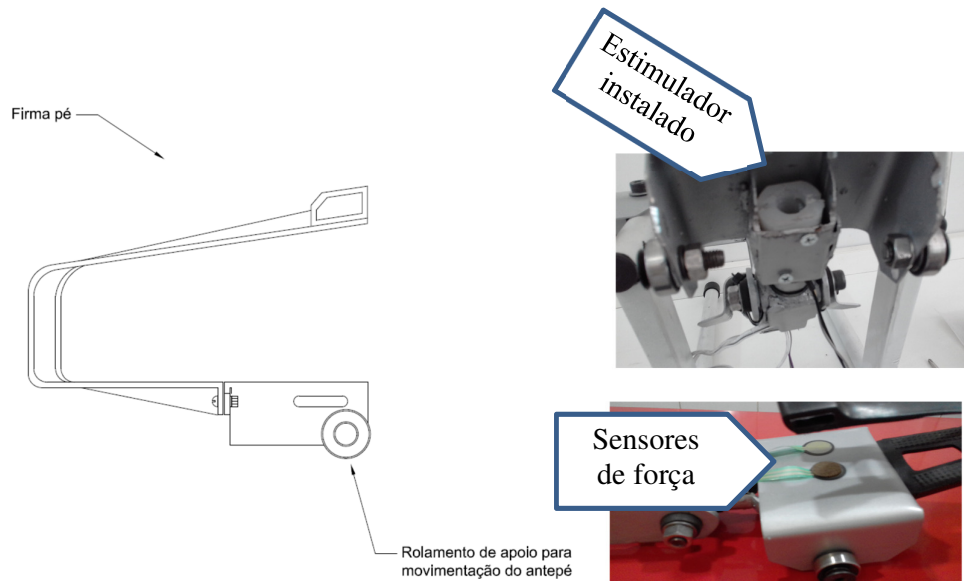


Figura 5.28 – Plataforma do antepé com rolamento de apoio.

A Figura 5.29 ilustra o restante da plataforma bipartida, onde se tem o apoio do calcâneo e o amortecedor de vibrações, destaque para o sensor de força do calcâneo e a regulação de posição do apoio para o calcâneo e da articulação da base móvel.

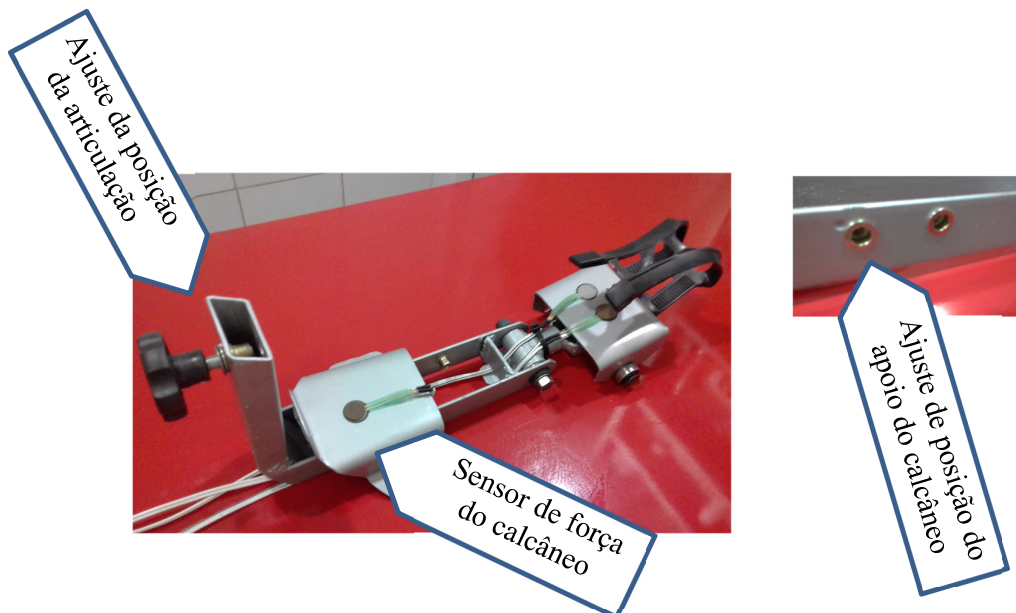


Figura 5.29 – Plataforma bipartida com os apoios do calcâneo a esquerda e o apoio do antepé a direita.

A regulagem da posição da articulação da base móvel em relação a articulação do tornozelo é vista na figura 5.30 onde se tem os ajustes de posição do apoio do calcâneo em função do tamanho do pé do paciente. Este ajuste foi implementado utilizando novamente rebites de rosca. O monitoramento da posição angular da base móvel é efetuado por meio de sensores resistivos, integrados ao eixo desta. Portanto, os dados relativos as posições angulares da articulação da base móvel são transmitidas à interface gráfica e apresentados ao paciente e fisioterapeuta.

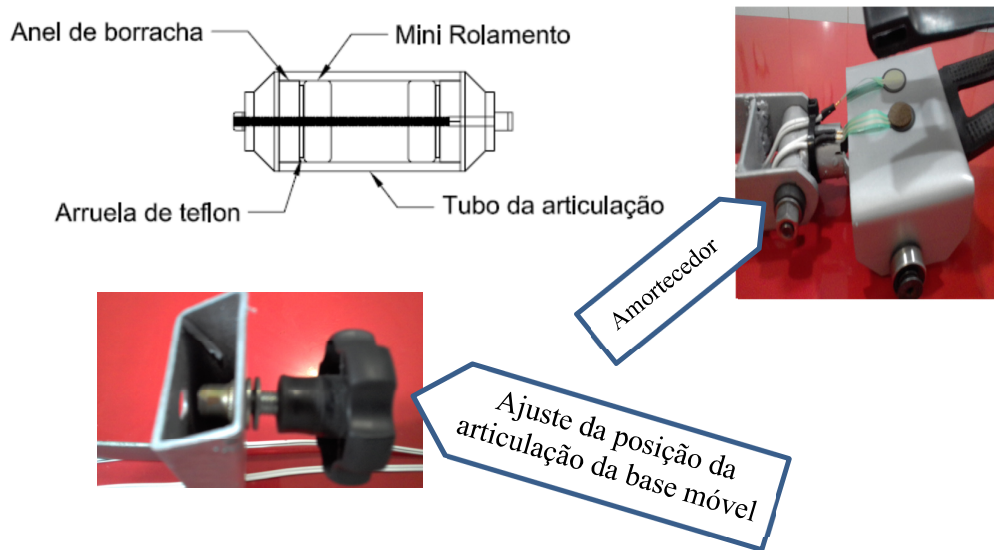


Figura 5.30 – Amortecedor e detalhe da regulagem da posição da articulação da base móvel.

Devido a necessidade de minimizar a propagação das vibrações oriundas da estimulação vibrotátil, foi desenvolvido o amortecedor visto na figura 5.30, sendo este integrado a articulação da plataforma do antepé.

O amortecedor atua como eixo da articulação, tendo sido empregados no desenvolvimento deste amortecedor mini rolamentos, aliados a anéis de borracha, cabendo aos anéis minimizar a propagação das vibrações.

Desta forma se torna possível gerar uma estimulação vibrotátil localizada, algo que corresponde à realidade existente nas fases da marcha normal. Esta característica valoriza ainda mais os aspectos relativos a estimulação biomimética. As arruelas de teflon têm como função minimizar o atrito, entre os diversos componentes do estimulador e os mini rolamentos, evitando pontos de desgaste. Na seção seguinte será apresentada a interface

gráfica, além de testes de comunicação para avaliar o envio dos dados e mensagens codificadas para interação.

5.5 – Interface Gráfica

A Figura 5.31 apresenta a interface que o Fisioterapeuta utilizará, seja para operar o robô ou inserir dados do paciente. Esta contém basicamente os controles para estabelecer a comunicação entre o robô e o computador, identificados na tela por meio do bloco intitulado Comunicação. A interface conta ainda com um bloco de cadastro que permite inserir dados de cadastro do paciente e é claro os blocos de apresentação dos dados da seção, onde se pode visualizar dois gráficos de barras que indicarão o progresso dos exercícios. A interface também possui um bloco para apresentar os ângulos médios, obtidos durante a seção de exercícios, possibilitando a análise dos resultados gerados pelo paciente e identificar se existe alguma restrição de movimentos durante as atividades.

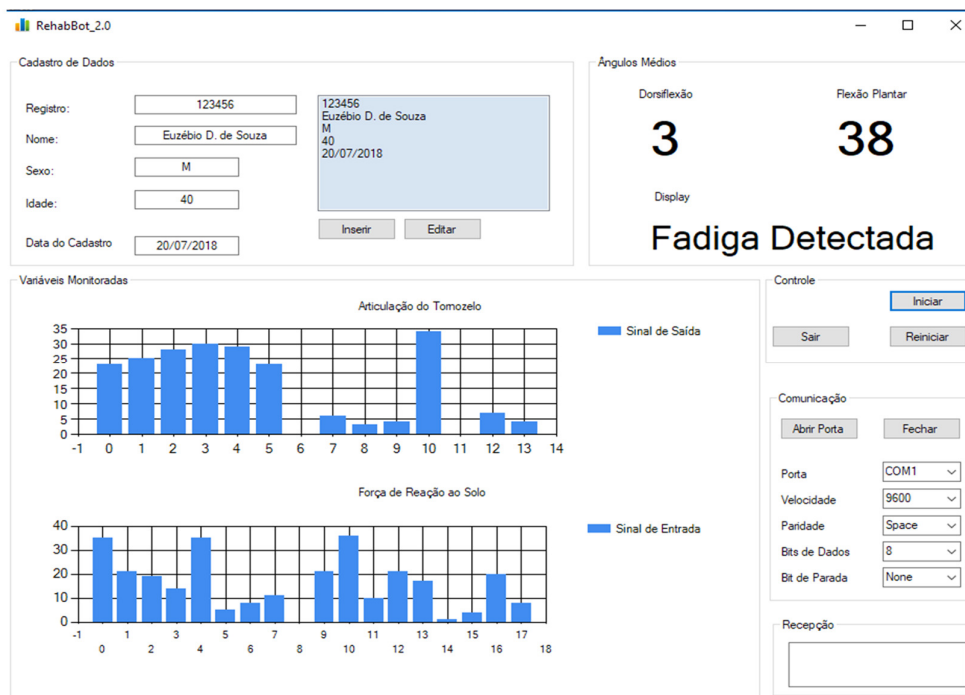


Figura 5.31 – Interface gráfica do robô.

Os gráficos apresentados são relativos ao movimento da articulação do tornozelo e da força de reação solo, permitindo o acompanhamento por parte do Fisioterapeuta. Ainda a interface conta com um display, cuja função é exibir as mensagens geradas pelo gerenciador autônomo. Durante os testes a interface demonstrou um comportamento satisfatório, exibindo os dados relativos ao monitoramento, bem como as mensagens enviadas.

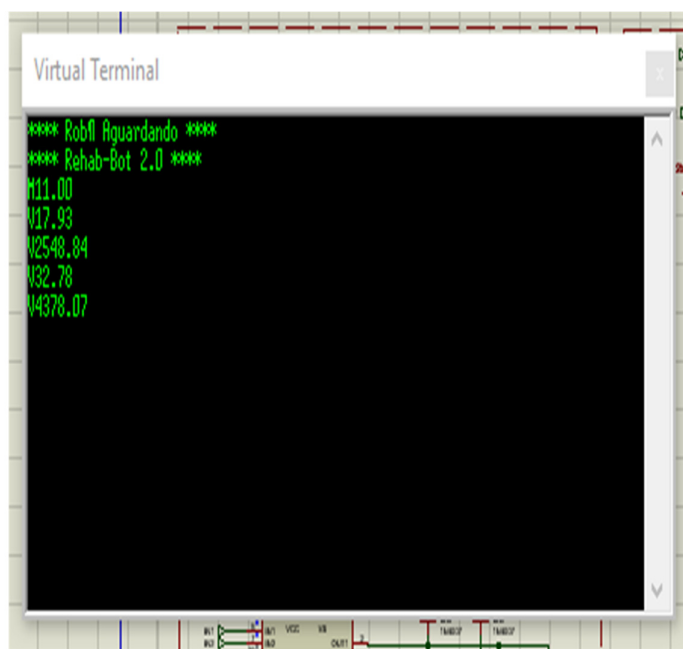


Figura 5.32 – Códigos de comunicação e dados.

Na figura 5.32 tem-se o código M1 igual a 1 que indica a seleção do modo passivo, além disto são apresentados os valores de V1 a V4 que são as leituras dos sensores posicionados na estrutura do robô.

A figura 5.33 por sua vez contém mais uma sequência de códigos de comunicação, sendo estes gerados a partir do comportamento dos sensores e das rotinas autônomas. Os códigos de mensagens M1 igual a 3 e 5 são gerados a partir da rotina de percepção, cuja interpretação é dada na tabela 15.

Tabela 15 – Sinais enviados a partir da rotina de percepção.

<i>Tabela de Detecção dos Sensores</i>		
<i>Código</i>	<i>Movimento Detectado</i>	<i>Área Monitorada</i>
M1 = 3	Deslocamento a direita	A_1
M1 = 5	Deslocamento de baixo para cima	A_2 e A_3
Não detectado	Deslocamento a esquerda	A_2
Não detectado	Deslocamento de cima para baixo	A_1 e A_3
Não detectado	Deslocamento sobre o antepé.	A_1 e A_2
Não detectado	Deslocamento sobre o médiopé	A_3

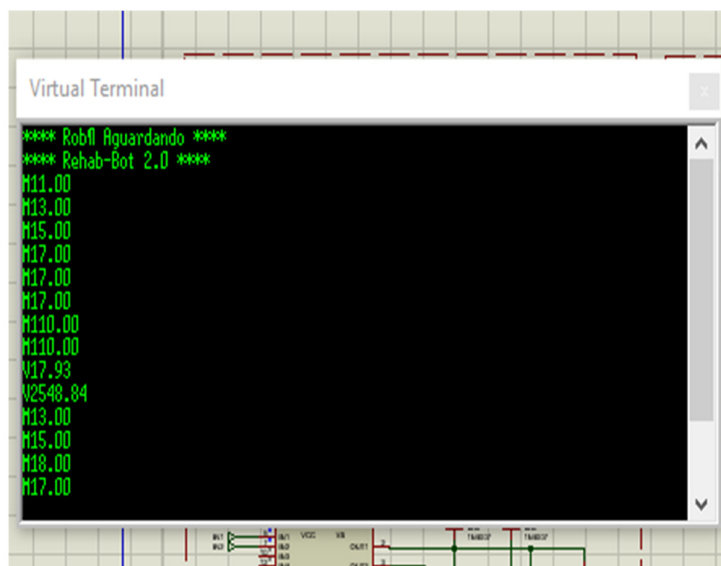


Figura 5.33 – Códigos de comunicação e dados.

Com base no observado é possível concluir que a rotina de discernimento está ativa, pois, as mensagens de M1 igual a 3 e 5 corresponde ao estado de inicialização dos sensores. Os demais códigos para mensagens correspondem as ações interativas entre paciente e robô, sendo estas evidenciadas a partir da tabela 16.

Tabela 16 – Sinais enviados a partir da rotina de discernimento.

<i>Código</i>	<i>Movimento Detectado</i>
M1 = 7	Você conseguiu
M1 = 8	Continue tentando
M1 = 10	Condição não fisiológica
M1 = 1	Modo passivo selecionado
M1 = 2	Desativar

A figura 5.34 apresenta os códigos de M1 igual 2 que significa, desativação do robô algo que deve ser executado ao término de um exercício físico. Ainda quanto a figura 5.35 é possível visualizar a mensagem “Robô desativado”, ou seja, o robô está desligado.

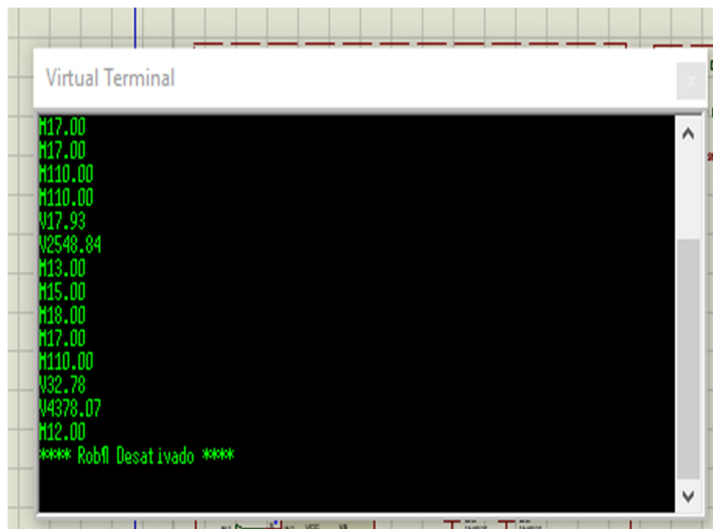


Figura 5.34 – Códigos de comunicação e dados.

Na seção seguinte serão analisadas as possibilidades para trabalhos futuros bem como as conclusões relativas a este protótipo.

5.6 – Análise quantitativa da intensidade das vibrações

Um dos pontos que caracteriza a estimulação biomimética a inserção de vibrações durante as fases de contato inicial e apoio terminal durante a utilização do robô. Portanto, torna necessário avaliar a intensidade das vibrações introduzidas por meio dos estimuladores. Além disto, cabe avaliar se o amortecedor construído na plataforma bipartida do robô, consegue atenuar as vibrações geradas pelo estimulador do calcâneo, evitando que estas se propaguem através da estrutura do robô. O teste foi efetuado utilizando as recomendações da Norma regulamentadora 15 em seu oitavo anexo e da Norma de higiene ocupacional NHO 9. O uso destas normas se fez necessário, por não existir uma norma específica para avaliação de condições de conforto, quanto a análise de vibrações em robôs dedicados a reabilitação.

De modo a avaliar a atenuação do amortecedor forma efetuadas medições com o estimulador do calcâneo ativo, onde se mediu a aceleração produzida na plataforma do antepé e em seguida diretamente sobre o estimulador no calcâneo. Os resultados bem como os perfil das vibrações detectadas pode ser vista na figura 5.35.

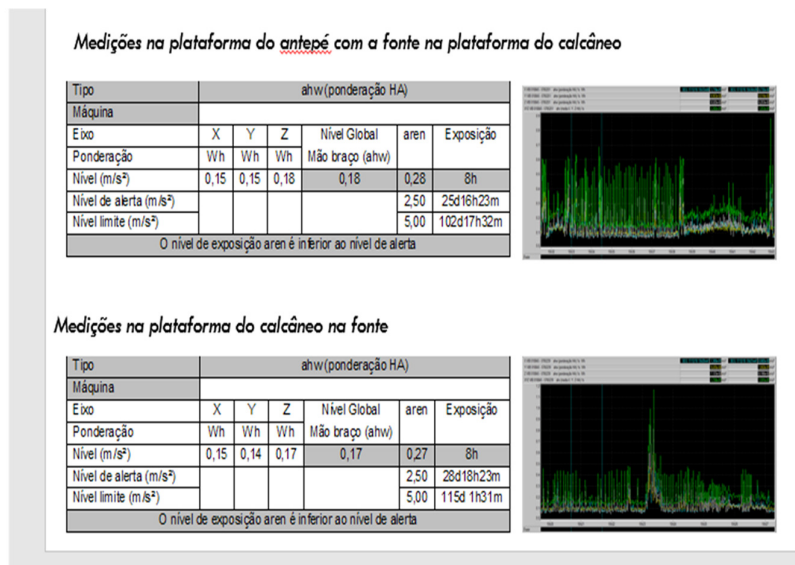


Figura 5.35 – Medições de vibrações com o estimulador do calcâneo ativo.

A Figura 5.36 apresenta as medições de vibrações considerando a fonte de estimulação ativa no antepé, sendo avaliado os feitos sobre a plataforma do calcâneo, bem como a atenuação gerada a partir do amortecedor na plataforma bipartida.

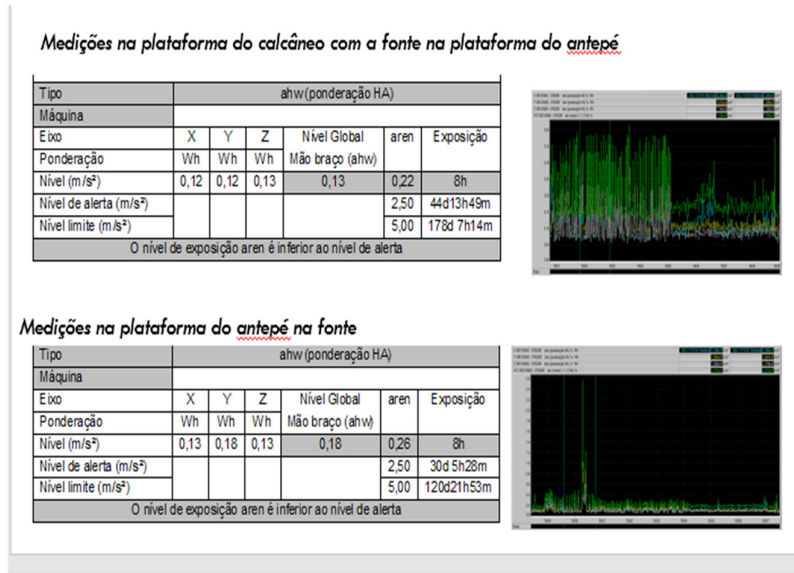


Figura 5.36 – Medições de vibrações com o estimulador do antepé ativo.

Mediante os resultados obtidos foi possível observar que o amortecedor não foi eficiente, pois, as vibrações se propagaram para a plataforma oposta a fonte de estímulo. No entanto, os níveis se encontram abaixo do limite de tolerância não existindo risco para o paciente. As causas prováveis para a perda de eficiência do amortecedor, são a baixa intensidade e a inserção de arruelas de teflon entre o amortecedor e a base de apoio do pé. No que se refere a intensidade das vibrações, foram empregados na construção do amortecedor, discos de borracha de amortecedores industriais, normalmente empregados em níveis maiores de acelerações. Portanto, o uso de outros materiais como silicone deve melhorar a atenuação do amortecedor.

6 – Conclusões e Trabalhos Futuros



O fator mais crítico de certo é a maior necessidade de compreensão dos aspectos fisiológicos associados ao sistema locomotor, algo que este trabalho certamente pode contribuir positivamente. No que se refere ao desenvolvimento deste projeto, aplicar estes conceitos no desenvolvimento de um dispositivo mecânico, demandou muitas horas de estudo e desenhos. Mesmo com as dificuldades encontradas é evidente que é possível explorar os diversos aspectos da biomimética no desenvolvimento de robôs para a reabilitação. O emprego de ferramentas de baixo custo de certo é um limitador no desenvolvimento deste trabalho. Logo caberá o estudo em um futuro próximo sobre o emprego de máquinas de sinterização seletiva para permitir a criação de dispositivos com design e acabamento superior.

Quanto a utilização de forma prática da tecnologia desenvolvida neste trabalho, um dos próximos passos deve ser a busca de elementos para testes clínicos. Desta forma será possível comprovar de forma ampla os benefícios desta tecnologia para as diversas camadas da sociedade.

O emprego das técnicas de projeto e desenvolvimento objetivando o desenvolvimento de uma versão Wearable é muito atrativo, seja por valorizar os aspectos do design humanizado, ou mesmo por viabilizar as aplicações no ambiente doméstico.

Certamente a implementação de tecnologias para a assistência domiciliar (Home Cares) constitui o alvo mais importante no desenvolvimento das tecnologias direcionadas a reabilitação, sendo estas por fim aliadas a tecnologias de armazenamento e processamento de dados como o BIG Data.

Bibliografia

S. K. Banala, S. K. Agrawal, S. H. Kim and J. P. Scholz, "Novel Gait Adaptation and Neuromotor Training Results Using an Active Leg Exoskeleton," in IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 15, no. 2, pp. 216-225, April 2010.
doi: 10.1109/TMECH.2010.2041245

C. Acosta-Marquez and D. A. Bradley, "The analysis, design and implementation of a model of an exoskeleton to support mobility," 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005., 2005, pp. 99-102.
doi: 10.1109/ICORR.2005.1501061

H. Kawamoto and Y. Sankai, "Comfortable power assist control method for walking aid by HAL-3," IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, 2002, pp. 6 pp. vol.4-doi: 10.1109/ICSMC.2002.1173328

H. Kazerooni, J. L. Racine, Lihua Huang and R. Steger, "On the Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)," Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2005, pp. 4353-4360.
doi: 10.1109/ROBOT.2005.1570790

Guoli Zhu, Xiangfeng Zeng, Mingming Zhang, Shane Xie, Wei Meng, Xiaolin Huang, Qun Xu, "Robot-assisted ankle rehabilitation for the treatment of drop foot: A case study," 2016 12th IEEE/ASME International Conference on Mechatronic and Embedded Systems and Applications (MESA), Auckland, 2016, pp. 1-5.
doi: 10.1109/MESA.2016.7587130

W. M. Alcocer Rosado, L. G. Vela Valdes, A. Blanco Ortega, J. Ruiz Ascencio and C. D. Garcia Beltran, "Passive Rehabilitation Exercises with an Ankle Rehabilitation Prototype Based in a Robot Parallel Structure," in IEEE Latin America Transactions, vol. 15, no. 1, pp. 48-56, Jan. 2017.doi: 10.1109/TLA.2017.7827887

H. S. Kim, J. H. Jung, K. J. Lee, C. H. Choi and G. S. Kim, "Design of an ankle rehabilitation robot based on force sensor," 2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), Singapore, 2016, pp. 766-767.
doi: 10.1109/BIOROB.2016.7523719

Bartlett Roger, (2007) " Introduction to Sports Biomechanics Analysing Human Movement Patterns", 2 Ed, Taylor and Frnacis Group, P. 315.

Zatsiorsky m. Vladmir, (1998), "Kinematics of Human Motion", ISBN 0-88011-676-5

De Lisa J., (1998), Gait Analyss In The Science of Rehabilitation, Darby Daiane Publishing, ISBN 0756700213.

Weiguang Li, Tongyang Sun, Chunbao Wang, Lihong Duan, Quanquan Liu, Yajing Shen, Qing Shi, "Development of a 3 freedom ankle robot to assist the rehabilitation

training," 2016 IEEE International Conference on Information and Automation (ICIA), Ningbo, 2016, pp. 1606-1611. doi: 10.1109/ICInfA.2016.7832075

Adler, s.s., Beckers, d., Buck, M. "PNF: facilitação neuromuscular proprioceptiva: um guia ilustrado". 2ª ed. Barueri: Manole, 2007.

Zhou Zhihao, Zhou Yuan, Wang Ninghua, Gao Fan, Kunlin Wei and Qining Wang (2014). IEEE International Conference on Robotics & Automation (ICRA), May 31 - June 7, 2014 Hong Kong, China.

Bueno GDP, Lúcio AC, Oberg TD, Cacho EWA." Terapia de restrição e indução modificada do movimento em pacientes hemiparéticos crônicos: um estudo piloto." *Fisioter Mov.* 2008;21 (3):37-44.

Gusmão, C. V. B., Pauli, J. R., Alves, J. M., Veloso, L. A., Saad, M. J. A., & Belangero, W. D. "A influência do estímulo mecânico na expressão da quinase de adesão focal no osso in vivo". *Revista Matéria*, 2007, 12(3), 470-479. doi:10.1590/S1517-70762007000300007

Turner DI, Ramos-Murguialday A, Birbaumer N, Hoffmannu and Luft A. (2013) "Neurophysiology of robot-mediated training and therapy: a perspective for future use in clinical populations". *Front. Neurol.* 4:184. doi: 10.3389/fneur.2013.00184

Bai Yang, Gao Xueshan, Zhao Jun, Jin Fei, Dai Fuquan and Iv Yunqi (2015), "A Portable Ankle-Foot Rehabilitation Orthosis Powered by Electric Motor", *The Open Mechanical Engineering Journal*, Vol 9, pages 982 - 991

Mogilner Alon, Grossman A L John, Ribary Urs, Joliot Marc, Volkmann Jens, Rapaport David, Beasley w. Robert and Llinas r. Rodolfo, (1993), "Somatosensory Cortical Plasticity in Adult Humans Reveled by Magnetoencephalography", *Neurobiology*, Vol 90, pp. 3593-3597, Pro. Natl. Acad. USA

Willians Ian, (2013)," Modelling muscle spindle dynamics for a proprioceptive prosthesis", IEEE 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.

Daniel. J. Goble, J. P. Coxon, A. van Impe et al., "Brain activity during ankle proprioceptive stimulation predicts balance performance in young and older adults," *The Journal of Neuroscience*, vol. 31, no. 45, pp. 16344–16352, 2011

Fenfang Zeng, Zhu Guoli, Tsoi Ho Yun and Xie Shane, (2014), "A Computational Biomechanical Model of The Human Ankle for Development of an Ankle Rehabilitation Robot", *IEEE Mechatronic and Embedded Systems and Applications*, Sept. 10-12, Senigallia.

Nulend Klein j., Bacabac g.r., and Bakker D. A. (2012), "Mechanical Loading and How It Affects Bone Cells: The Role Of The Osteocyte Cytoeskeleton in Mintining our Skeleton", *European Cells and Materials* Vol. 24, pages 278-291.

Ruimerman r., Huiskes r., Lenthe Van G.H. and Janssen D. (2001), "A Computer-simulation Model Relating Bone-cell Metabolism to Mechanical Adaptation of Trabecular Architecture", *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 4, 433-448.

S. Kadoya, N. Nagaya, M. Konyo and S. Tadokoro, "A precise gait phase detection based on high-frequency vibration on lower limbs," 2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), Hong Kong, 2014, pp. 1852-1857. doi: 10.1109/ICRA.2014.6907102

Visell Y., Fontana F., Giordano B. L., Nordahl R., Serafin S., Bresin R., " *Sound design and perception in walking interactions*", 2009, *International Journal of Human-Computer Studies*, Vol. 67, No. 11, pp. 947-959.

I. P. I. Pappas, T. Keller, S. Mangold, M. R. Popovic, V. Dietz and M. Morari, "A reliable gyroscope-based gait-phase detection sensor embedded in a shoe insole," in *IEEE Sensors Journal*, vol. 4, no. 2, pp. 268-274, April 2004. doi: 10.1109/JSEN.2004.823671

I. Papavasileiou, W. Zhang and S. Han, "Real-Time Data-Driven Gait Phase Detection Using Infinite Gaussian Mixture Model and Parallel Particle Filter," 2016 IEEE First International Conference on Connected Health: Applications, Systems and Engineering Technologies (CHASE), Washington, DC, 2016, pp. 302-311. doi: 10.1109/CHASE.2016.25

Mustafa. Sinasi. Ayas and I. H. Altas, "A redundantly actuated ankle rehabilitation robot and its control strategies," 2016 IEEE Symposium Series on Computational Intelligence (SSCI), Athens, 2016, pp. 1-7. doi: 10.1109/SSCI.2016.7850068

Wei. Meng, S. Q. Xie, Q. Liu, C. Z. Lu and Q. Ai, "Robust Iterative Feedback Tuning Control of a Compliant Rehabilitation Robot for Repetitive Ankle Training," in *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 22, no. 1, pp. 173-184, Feb. 2017. doi: 10.1109/TMECH.2016.2618771

H. S. Kim, J. H. Jung, K. J. Lee, C. H. Choi and G. S. Kim, "Design of an ankle rehabilitation robot based on force sensor," 2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), Singapore, 2016, pp. 766-767. doi: 10.1109/BIOROB.2016.7523719

Zhijiang Lu, Chunbao Wang, Lihong Duan, Quanquan Liu, Tongyang Sun, Yajing Shen, Qing Shi, "Development of an ankle robot MKA-III for rehabilitation training," 2016 IEEE International Conference on Real-time Computing and Robotics (RCAR), Angkor Wat, 2016, pp. 523-527. doi: 10.1109/RCAR.2016.7784084

P. K. Jamwal, S. Q. Xie, S. Hussain and J. G. Parsons, "An Adaptive Wearable Parallel Robot for the Treatment of Ankle Injuries," in *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 19, no. 1, pp. 64-75, Feb. 2014. doi: 10.1109/TMECH.2012.2219065

M. Rachakorakit and W. Charoensuk, "Development of LeHab robot for human lower limb movement rehabilitation," 2017 10th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON), Hokkaido, 2017, pp. 1-5.
doi: 10.1109/BMEiCON.2017.8229148

Ling-Fung Yeung, Corinna Ockenfeld, Man-Kit Pang, Hon-Wah Wai, Oi-Yan Soo, Sheung-Wai Li, Kai-Y, "Design of an exoskeleton ankle robot for robot-assisted gait training of stroke patients," 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), London, 2017, pp. 211-215. doi: 10.1109/ICORR.2017.8009248

C. T. Hau, D. Gouwanda, A. A. Gopalai, L. C. Yee and F. A. b. Hanapiah, "Design and development of platform ankle rehabilitation robot with Shape Memory Alloy based actuator," 2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Seogwipo, 2017, pp. 946-949.
doi: 10.1109/EMBC.2017.8036981

Beom-Chan Lee, Dae-Hee Kim, Younsun Son, Kap-Ho Seo, Sung Ho Park, Dongyual Yoo, Alberto Fung, "Development and assessment of a novel ankle rehabilitation system for stroke survivors," 2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Seogwipo, 2017, pp. 3773-3776.
doi: 10.1109/EMBC.2017.8037678

Juan. C. Pérez-Ibarra, A. L. J. Alarcón, J. C. Jaimes, F. M. E. Ortega, M. H. Terra and A. A. G. Siqueira, "Design and analysis of H_∞ force control of a series elastic actuator for impedance control of an ankle rehabilitation robotic platform," 2017 American Control Conference (ACC), Seattle, WA, 2017, pp. 2423-2428. doi: 10.23919/ACC.2017.7963316

H. Taheri, D. J. Reinkensmeyer and E. T. Wolbrecht, "Model-based assistance-as-needed for robotic movement therapy after stroke," 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Orlando, FL, 2016, pp. 2124-2127. doi: 10.1109/EMBC.2016.7591148

M. B. Calva-Yáñez, P. A. Niño-Suarez, E. A. Portilla-Flores, J. A. Aponte-Rodríguez and E. Santiago-Valentín, "ReconFigurable Mechanical System Design for Tracking an Ankle Trajectory Using an Evolutionary Optimization Algorithm," in IEEE Access, vol. 5, no. , pp. 5480-5493, 2017. doi: 10.1109/ACCESS.2017.2692681.

Bernstein, N. A. "The coordination and regulation of movements", Oxford: Pergamon Press, 1967.

Ogata Katsuhiko, "Engenharia de controle moderno", São Paulo, Prentice Hall do Brasil, 2010.

CRAIG, John J. "Robótica", 3ª Edição, Pearson, 2012.

Proske U. "The proprioceptive senses: their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force". (Report). *Physiol Rev.* 2012; 92(4):1651–97.

Simone Pittaccio, Filippo Zappasodi, Gabriella Tamburro, Stefano Viscuso, Laura Marzetti, Lorenzo Gar, "Passive ankle dorsiflexion by an automated device and the reactivity of the motor cortical network," 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Osaka, 2013, pp. 6353-6356.

doi: 10.1109/EMBC.2013.6611007.

Lin, C., Ren, S., Feng, X., Li, Y., & Xu, J. "Autonomic element based architecture for unmanned underwater vehicles." Proceedings of OCEANS '10, 2010, Sydney, Australia. doi:10.1109/OCEANSSYD.2010.5603829.

Tiwari, K. S., Kothari, A. G., & Keskar, A. G. "Reduct Generation from Binary Descernibility Matrix: An Hardware Approach", 2012, *International Journal of Future Computer and Communication*, 1(3), 270–272. doi:10.7763/IJFCC.2012.V1.72.

Dornfeld, D., Lee, E., "Precision manufacturing", 2008, Springer New York, ISBN 978-0-387-32467-8.

Interlink Electronics 2006. FSR Integration Guide & Evaluation Parts Catalog With Suggested Electrical Interfaces. [online]. Available from: <https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Pressure/fsrguide.pdf> [Accessed 11 July 2018].

Steven W. Smith, The scientist and engineer's guide to digital signal processing, California Technical Publishing, San Diego, CA, 1997

Bourns Inc. "ECW Digital Contacting Encoder", 2013, USA, www.bourns.com

Scimidt, H., Hesse, S., & Berhardt, R. (2004, September 1-5). Safety Concept For Robotic Gait Trainers. *Proceedings of the IEEE International Conference of The IEEE EMBS*, San Francisco, CA, USA.

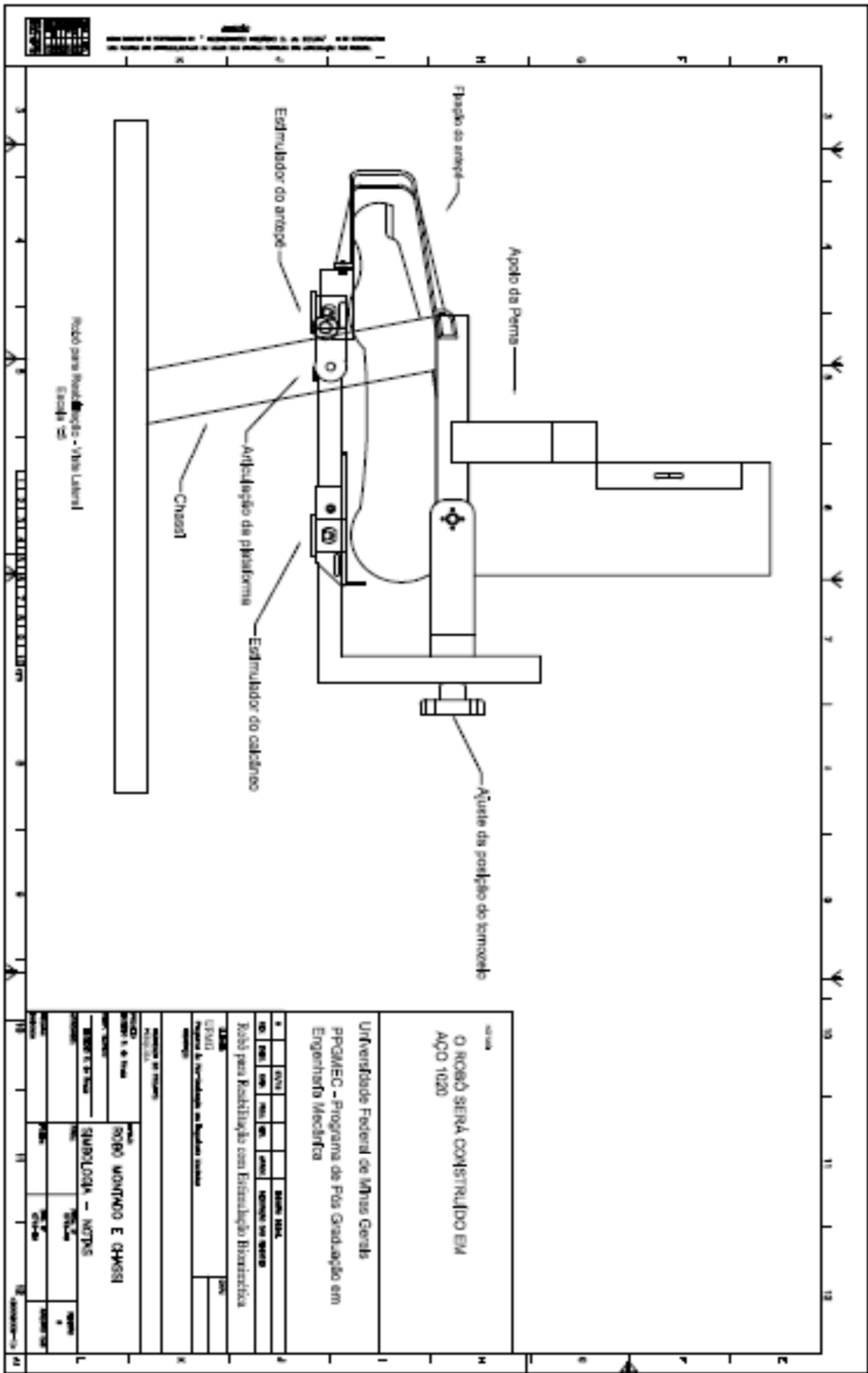
Y. Fuke and E. Krotkov, "Dead reckoning for a lunar rover on uneven terrain," *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Minneapolis, MN, USA, 1996, pp. 411-416 vol.1. doi: 10.1109/ROBOT.1996.503811

Fleming J., Hornes A. "Lissajous-Like Figures with Triangular and Square Waves", *Revista Brasileira de Ensino de Física*, V.35, n. 3, 2013.

X. Zhao, H. Sun and D. Ye, "Ankle rehabilitation robot control based on biological signals," 2017 29th Chinese Control And Decision Conference (CCDC), Chongqing, China, 2017, pp. 6090-6095. doi: 10.1109/CCDC.2017.7978264.

ANEXO A

Desenhos dos componentes mecânicos do robô



NOTA
O ROBO SERÁ CONSTRUÍDO EM
AÇO 1020

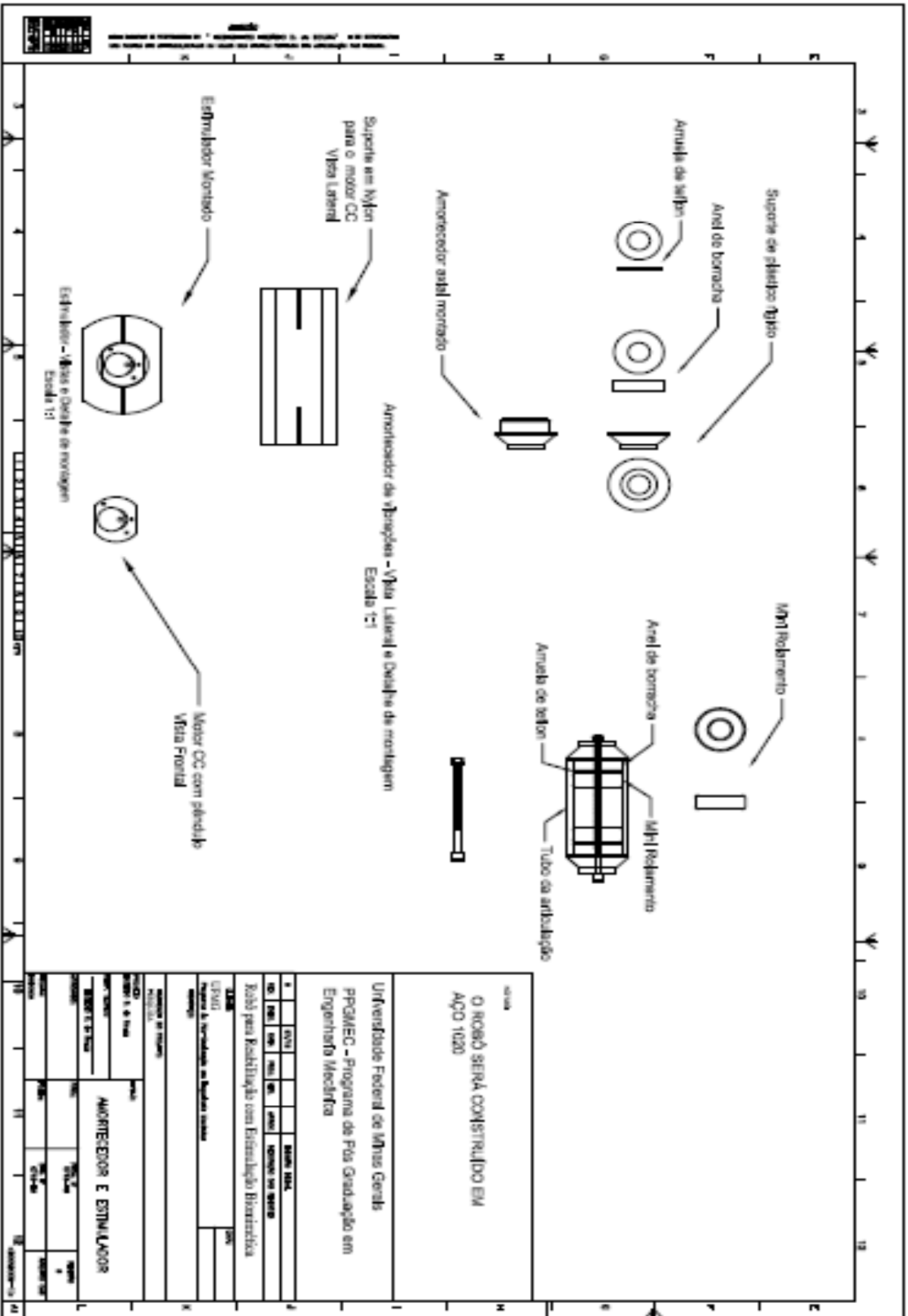
Universidade Federal de Minas Gerais
PPGMEC - Programa de Pós Graduação em
Engenharia Mecânica

TÍTULO
Robô para Realização com Estimulação Biorretórica

UBRABT
Projeto de Realização em Engenharia Mecânica

INSTRUMENTO DE PRESENTAÇÃO
PROJETO
ROBO MONOMNO E CHASSI

PROFESSOR RESPONSÁVEL	PROFESSOR	PROFESSOR	PROFESSOR	PROFESSOR	PROFESSOR
DR. CARLOS E. S. FERREIRA	DR. CARLOS E. S. FERREIRA	DR. CARLOS E. S. FERREIRA	DR. CARLOS E. S. FERREIRA	DR. CARLOS E. S. FERREIRA	DR. CARLOS E. S. FERREIRA
COORDENADOR DE CURSO	COORDENADOR DE CURSO	COORDENADOR DE CURSO	COORDENADOR DE CURSO	COORDENADOR DE CURSO	COORDENADOR DE CURSO
DR. CARLOS E. S. FERREIRA	DR. CARLOS E. S. FERREIRA	DR. CARLOS E. S. FERREIRA	DR. CARLOS E. S. FERREIRA	DR. CARLOS E. S. FERREIRA	DR. CARLOS E. S. FERREIRA



O ROBO SERÁ CONSTRUÍDO EM
 AÇO 1020

Universidade Federal de Minas Gerais
 PPGMEC - Programa de Pós Graduação em
 Engenharia Mecânica

NO.	QTD.	ESPEC.	REVISÃO	FECHA	PROJ.	SENAI 1020
01	01	01	01	01	01	01

Robô para Realização com Estímulo Eletrotáctico

TÍTULO
 Projeto de Realização de Robô com Estímulo Eletrotáctico

AUTORES
 ANTONIO CARLOS DE SOUZA
 FERNANDA DE SOUZA

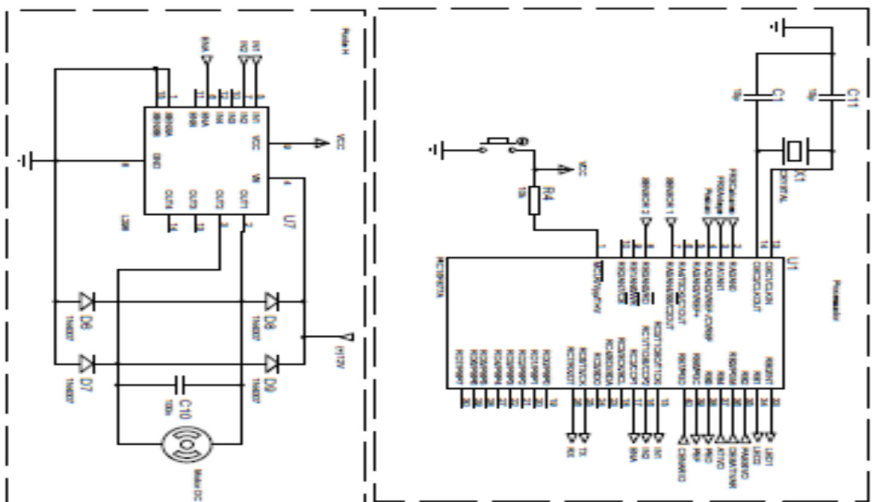
ORIENTADOR
 PAULO
 ANTONIO CARLOS DE SOUZA

AMORTECEDOR E ESTÍMULO

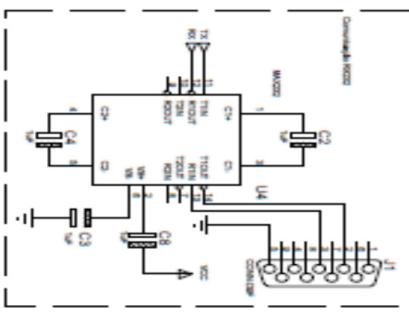
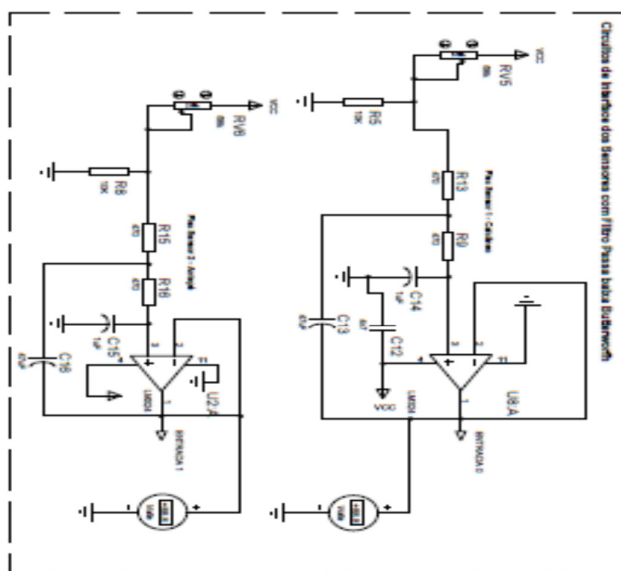
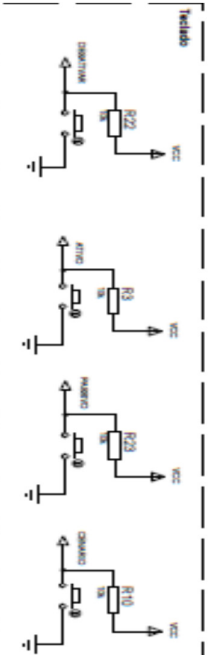
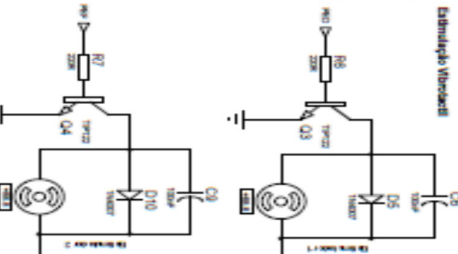
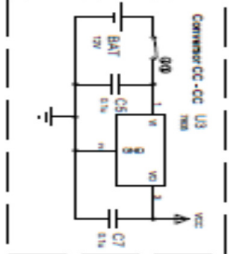
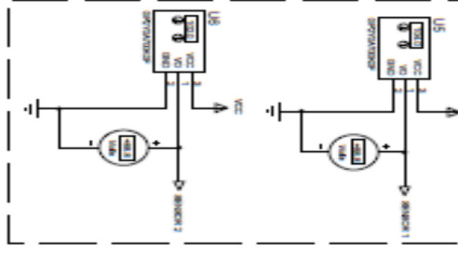
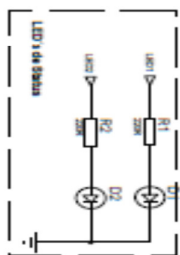
DATA DE ENTREGA
 10/01/2010

ANEXO B

Circuito eletrônico

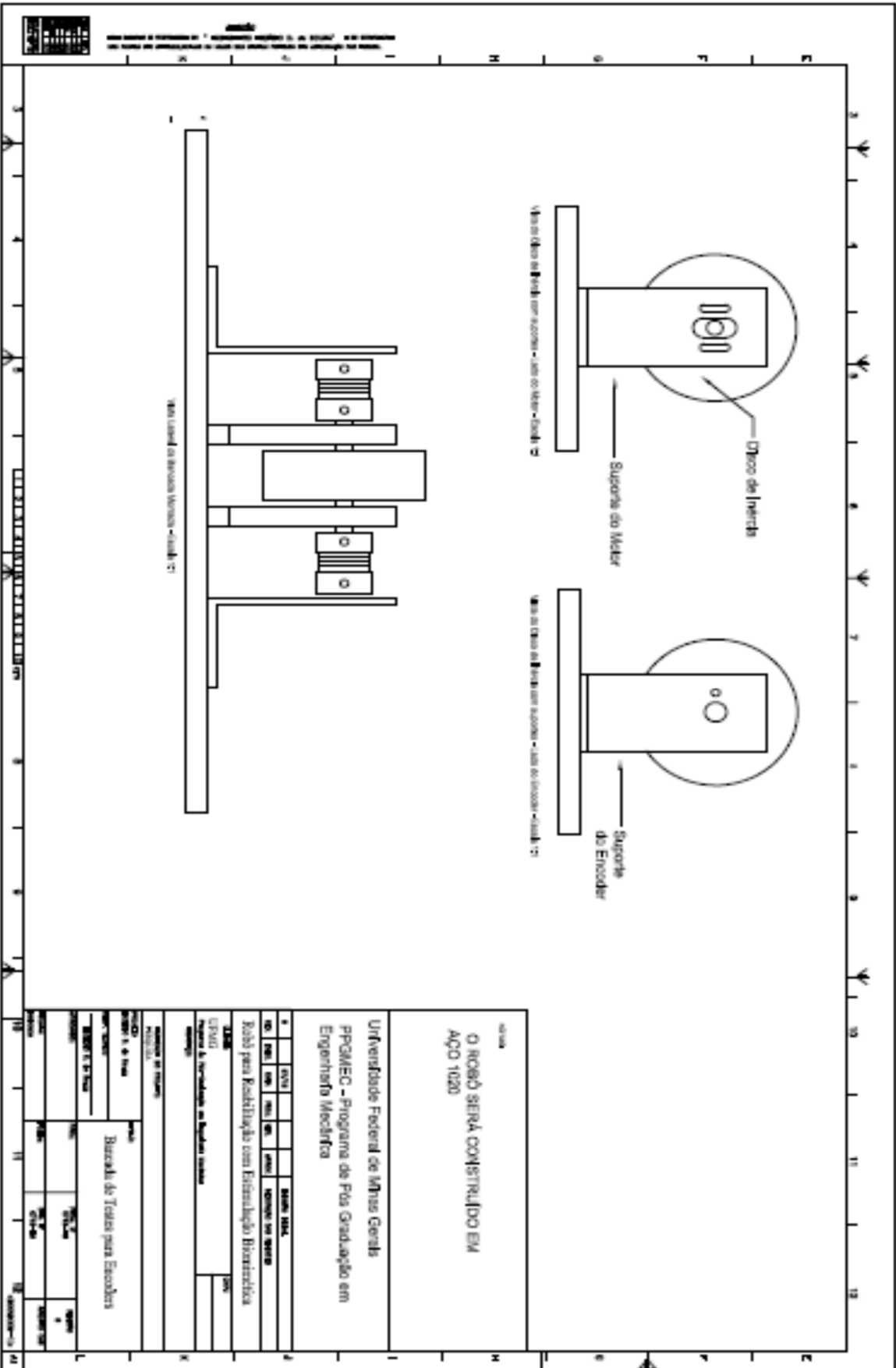


Rehab-Bot - R07 Circuito
 Universidade Federal de Minas Gerais
 Programa de Pós-graduação em Engenharia de Sistemas e Controle
 Aluno: Eduardo S. de Souza
 Data: 02/03/2011



ANEXO C

Bancada de testes para encoders



ALUNA
**O ROBO SERÁ CONSTRUÍDO EM
 AÇO 1020**

Universidade Federal de Minas Gerais
 PPGMEC - Programa de Pós-Graduação em
 Engenharia Mecânica

TÍTULO
 Robô para Realização com Estabilidade Híbrida

USO DO
 Trabalho de Conclusão de Curso

ASSUNTO DE INTERESSE

PROFESSOR
 Orientador: **Bernardo de Toledo para Encoders**

PROFESSOR	PROFESSOR	PROFESSOR	PROFESSOR
Nome	Nome	Nome	Nome
Assinatura	Assinatura	Assinatura	Assinatura
Assinatura	Assinatura	Assinatura	Assinatura



Este documento é propriedade da UFMG e não pode ser reproduzido sem a autorização da Diretoria de Engenharia Mecânica.

ANEXO D

Programa do robô – Versão 2.0

```

#include <16F877A.h>
#define ADC = 10 // Configura o número de bits que read_adc() retornará
#include <stdlib.h>
#include <stdio.h>
#include <math.h>
#include <string.h>
#define HS, NOWDT, NOPROTECT, NOBROWNOUT, NOLVP, NODEBUG
#define use delay(clock=20000000)
#define use rs232(BAUD=9600,XMIT=PIN_C6,RCV=PIN_C7,PARITY=N,BITS=8)

////////////////////////////////////
//
//           Rehab-Bot: Versão 2.0
//
//           UFMG - Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica
//
//
//           Aluno: Euzébio D. de Souza
//
//           Defesa de Tese - Data: 19/12/2018
////////////////////////////////////
////////////////////////////////////
////////////////////////////////////
//
//           O programa tem como função controlar o motor que executa
//           o acionamento dos componentes mecânicos do robô de reabilitação RehabBot.
//           Além disto o executará a medição de ângulos e realizará a comunicação serial
//           com um computador.
//
//           Avaliação do Programa
//
//           O programa é composto pelas seguintes rotinas:
//
//           Inicialização
//           Leitura do teclado
//           Leitura dos sensores de força e de ângulo
//           Acionamento do estimulador vibrotátil e do motor
//           com controle dos ângulos realizados pelo robô
//
//
//           O modo passivo é caracterizado por reproduzir os movimentos de dorsiflexão e
//           flexão plantar exigindo que p paciente inicie o movimento, desta forma
//           é capaz de gerar estimulação neoplástica. Algo que se deve a plataforma
//           bipartida que promove a estimulação dos mecanorreceptores na articulação do
//           antepé (Metatarso) e da percepção da intenção de movimento.
//           os sensores flexíveis de posição fornecem uma indicação do ângulo executado
//           pelo robô, garantindo desta forma que o paciente não será submetido a

```

```

// esforços prejudiciais.
//
// Os sensores de força detectam a intenção de movimento por parte do paciente
// desta forma, o paciente tem que contribuir, recebendo auxílio para executar
// o movimento. No caso de oscilações de movimento ou indecisões do paciente
// como os sensores de força monitoram a força exercida, a detecção da intenção
// de movimento pode ser resumida da seguinte forma:
//
//
//          Dorsiflexão: ultimovalor1 != calcaneo
//          Flexão Plantar: ultimovalor2 != antepe
//          Robô parado:
//                  ultimovalor1 igual ao valor lido
//                  ultimovalor2 igual ao valor lido
//
// O modo passivo apresenta uma lógica que reproduz o comportamento de um
// atuador serial elástico, ou seja a rigidez do atuador é controlada,
// possibilitando a absorção de oscilações e movimentos descontínuos por parte
// do paciente.
//
// Na função percepção inicialmente se busca detectar o movimento e o sentido
// algo efetuado por meio dos flags A1,A2 e A3, no que se refere a deslocamento.
// Quanto ao sentido do deslocamento, este é determinado por meio dos flags
// Sentido1 e 2, sendo que a combinação destes com os flags A determinam a
// a percepção de movimento de acordo com a tabela 7 do texto da tese.
//
// A rotina de discernimento associada ao modo passivo detecta se o paciente
// segue com o movimento, levando o robô a interagir com o paciente, por meio de
// mensagens de estímulo através da interface gráfica. No modo passivo o tempo
// não será monitorado, sendo mais importante a detecção do esforço físico
// por parte do paciente para continuar o movimento.
//
// Na geração da curva FRS o tempo é gerado indiretamente, a partir da detecção
// da intenção do movimento. Sendo a geração caracterizada por dois cenários.
// No primeiro a curva FRS alcança amplitude de 10 5 da força gerada pelo
// robô. No segundo cenário a curva FRS alcança 50% da força gerada pelo robô.
// Estes valores foram escolhidos para garantir a segurança do paciente.
//
//
// Nota:
// A biblioteca lcd2 quando empregada. deve ser inserida no cabeçalho após a
// diretiva #use delay,caso isto não seja observado o funcionamento do display
// se torna instável.
//
////////////////////////////////////
// Definição das variáveis

long int valor1,valor2,valor3,valor4,valor5,valor6, curvaFRS = 0;
long int A1 = 0, A2 = 0, Sent1 = 0, Sent2 = 0;
long int ParaDorsiflexao = 0, ParaFlexao = 0;

```

```

float calcaneo,antepe,enviovalor1,ultimovalor1,enviovalor2,ultimovalor2;
float tensao3,tensao4,Sensor1,Sensor2,Dist1,Dist2;
float Mensagem, FRScalcaneo, FRSantepe;
float Rflex3 = 0, Rflex4 = 0;
float Dorsiflex = 0, Flexao = 0, C = 0;

float Distanterior1=0, Distanterior2 = 0;

int led1 = 0, led2 = 0,led3 = 0, led4= 0, controle = 0;
int Desgaste = 0, Recuperacao = 0, cenario = 0;

```

```

//////////////////// Rotina de Discernimento //////////////////////

```

```

void Discernimento() // Implementação da rotina de computação autônoma
{
    if (Dorsiflex >= 20)
    {
        Mensagem = 7; // Código equivale a "Você conseguiu"

        printf("M1%f",Mensagem); // Protocolo de comunicação com o
                                //valor padrão RS232 medido ou calculado
        printf("\n\r");
    }
    else
    {
        Mensagem = 8; // Código equivale a "Continue tentando"

        printf("M1%f",Mensagem); // Protocolo de comunicação com o
                                //valor padrão RS232 medido ou calculado
        printf("\n\r");
    }

    if (Flexao >= 40)
    {
        Mensagem = 7; // Código equivale a "Você conseguiu"

        printf("M1%f",Mensagem); // Protocolo de comunicação com o
                                //valor padrão RS232 medido ou calculado
        printf("\n\r");
    }
}

```

```

else
{
    Mensagem = 8;      // Código equivale a "Continue tentando"

    printf("M1%f",Mensagem); // Protocolo de comunicação com o
                          //valor padrão RS232 medido ou calculado
    printf("\n\r");

}

if (Dorsiflex >= 20)
{
    Mensagem = 7;      // Código equivale a "Você conseguiu"

    printf("M1%f",Mensagem); // Protocolo de comunicação com o
                          //valor padrão RS232 medido ou calculado
    printf("\n\r");

}

if ((Dorsiflex < 0)|| (Dorsiflex >20))
{
    Mensagem = 10;     // Código equivale a "Condição não fisiológica"

    printf("M1%f",Mensagem); // Protocolo de comunicação com o
                          //valor padrão RS232 medido ou calculado
    printf("\n\r");

}

if ((Flexao < 0)|| (Flexao >40))
{
    Mensagem = 10;     // Código equivale a "Condição não fisiológica"

    printf("M1%f",Mensagem); // Protocolo de comunicação com o
                          //valor padrão RS232 medido ou calculado
    printf("\n\r");

}

if ((Desgaste >= 4)&&(Recuperacao <= 3)) // Testa a condição de fadiga
{
    Mensagem = 11;     // Código equivale a "Fadiga"

    Recuperacao = 0;

    printf("M1%f",Mensagem); // Protocolo de comunicação com o
                          //valor padrão RS232 medido ou calculado

```

```

printf("\n\r");

////////// Interrompe Dorsiflexão //////////
output_low(PIN_B5);      // Condição segura com o motor
output_low(PIN_B6);      // parado e sem estimulação vibrotactil
output_low(PIN_C0);
output_low(PIN_C1);
output_low(PIN_C2);
//////////

}
if (Recuperacao > Desgaste) // Testa a condição de recuperação
{
    Desgaste = Desgaste - 1;

    Mensagem = 12;        // Código equivale a "Recuperação"

    printf("M1%f",Mensagem); // Protocolo de comunicação com o
                               //valor padrão RS232 medido ou calculado
    printf("\n\r");
}

}
////////// Inicia a leituras das forças de reação //////////
void leitura()
{

////////// Leitura do sensor de força no calcâneo //////////

    set_ADC_channel(0);    // Seleciona o canal (AN0).

    delay_us(20);          // Tempo para o ADC realizar a conversão

    valor1 = read_adc();    // Leitura do valor
                               // Convertendo o sinal digital em analógico
    calcaneo = (valor1*5.0/1023.0);

    FRSCalcaneo = (calcaneo-0.5127)/0.2373; // Força em Newtons calculada
                                               // a partir do modelo matemático
                                               // do datasheet do sensor

////////// Leitura do sensor de força no antepé //////////

    set_ADC_channel(1);    // Seleciona o canal (AN1).

    delay_us(20);          // Tempo para o ADC realizar a conversão

    valor2 = read_adc();    // Leitura do valor
                               // Convertendo o sinal digital em analógico

```

```

antepe = (valor2*5.0/1023.0);

FRSantepe = (antepe-0.5127)/0.2373; // Força em Newtons calculada
// a partir do modelo matemático
// do datasheet do sensor

////////// Leitura do sensor flexível de posição para dorsiflexão //////////

set_ADC_channel(2); // Seleciona o canal (AN2).

delay_us(20); // Tempo para o ADC realizar a conversão

valor3 = read_adc(); // Leitura do valor
// Convertendo o sinal digital em analógico
tensao3 = (valor3*5.0/1023.0);
Rflex3 = 10000*(5.0/(tensao3 - 1)); // Conversão para resistência
// do sensor flexível, onde 10000
// é o valor ôhmico da resistência
//do divisor de tensão.
Dorsiflex = ((Rflex3 - 37000)*90)/(90000-37000); // Conversão de resistência
// para ângulo de 0 a 90°.
// Estes valores são os limites
// dados em função dos sensores.

///// Leitura do canal sensor flexível de posição para flexão plantar /////

set_ADC_channel(3); // Seleciona o canal (AN3).

delay_us(20); // Tempo para o ADC realizar a conversão

valor4 = read_adc(); // Leitura do valor
// Convertendo o sinal digital em analógico
tensao4 = (valor4*5.0/1023.0);
Rflex4 = 10000*(5.0/(tensao4 - 1)); // Conversão para resistência
// do sensor flexível, onde 10000
// é o valor ôhmico da resistência
Flexao = ((Rflex4 - 37000)*90)/(90000-37000); // Conversão de resistência
// para ângulo de 0 a 90°.
// Estes valores são os limites
// dados em função dos sensores.

//////////////////////////////////// Leitura do sensor ótico 1 //////////////////////////////////////

set_ADC_channel(4); // Seleciona o canal (AN4).

delay_us(20); // Tempo para o ADC realizar a conversão

valor5 = read_adc(); // Leitura do valor
// Convertendo o sinal digital em analógico
Sensor1 = (valor5*5.0/1023.0);

```

```

    Dist1 = 65*(1/Sensor1); // Equação desenvolvida a partir do gráfico
        // da tensão de saída para o sensor Sharp
        // GP2Y0A02YK0F, onde para 1 volt de saída
        // tem-se uma distância de 65 cm aproximadamente.

////////// Leitura do sensor ótico 2 //////////

    set_ADC_channel(5);    // Seleciona o cana5 (AN5).

    delay_us(20);        // Tempo para o ADC realizar a conversão

    valor6 = read_adc();  // Leitura do valor
        // Convertendo o sinal digital em analógico
    Sensor2 = (valor6*5.0/1023.0);

    Dist2 = 65*(1/Sensor2); // Equação desenvolvida a partir do gráfico
        // da tensão de saída para o sensor Sharp
        // GP2Y0A02YK0F, onde para 1 volt de saída
        // tem-se uma distância de 65 cm aproximadamente.

////////// Fim da função Leitura //////////
}

////////// Rotina de Percepção //////////
void Percepcao()    // Implementação das funções colaborativas
{
    ////////// Detecção do Movimento e Sentido //////////
    if(Dist1<= 30)
    {
        Distanterior1 = Dist1; // Detecção de deslocamento
        A1 = 1;

        if(Sent2 == 0)
        {
            Sent1 = 1;    // Detecção do sentido do movimento
        }
    }

    if(Dist2<=30)
    {
        Distanterior2 = Dist2; // Detecção de deslocamento
        A2 = 1;
        if(Sent1 == 0)
        {
            Sent2 = 1;    // Detecção do sentido do movimento
        }
    }
}

////////// Rotina de determinação da interação //////////

```

```

if(A1&&Sent1)          // Deslocamento a direita
{
  ParaDorsiflexao = 1;
  ParaFlexao = 1;

  Mensagem = 3;        // Código equivale a "Deslocamento à direita"

  printf("M1%f",Mensagem); // Protocolo de comunicação com o
                          //valor padrão RS232 medido ou calculado
  printf("\n\r");
}
if(A2&&Sent2)          // Deslocamento a esquerda
{
  ParaDorsiflexao = 1;
  ParaFlexao = 1;

  Mensagem = 4;        // Código equivale a "Deslocamento à esquerda"

  printf("M1%f",Mensagem); // Protocolo de comunicação com o
                          //valor padrão RS232 medido ou calculado
  printf("\n\r");
}
if(A1&&Sent1&& A2)      // Deslocamento de cima para baixo
{
  ParaDorsiflexao = 1;

  Mensagem = 5;        // Código equivale a "Deslocamento para baixo"

  printf("M1%f",Mensagem); // Protocolo de comunicação com o
                          //valor padrão RS232 medido ou calculado
  printf("\n\r");
}
if(A1&&Sent2&& A2)      // Deslocamento de baixo para cima
{
  ParaFlexao = 1;

  Mensagem = 6;        // Código equivale a "Deslocamento para cima"

  printf("M1%f",Mensagem); // Protocolo de comunicação com o
                          //valor padrão RS232 medido ou calculado
  printf("\n\r");
}
}
}

```

```

////////// Rotina de Operação Passiva //////////
void ModoPassivo()

```

```

{
  leitura();

  if(FRSCalcaneo != (enviovalor1 )) // Histerese de 0.2 V detecta a
  {
    // intenção de movimento por parte do
    // paciente.

    enviovalor1 = FRSCalcaneo; // Armazena a última medição
    Percepcao(); // Interação no ambiente externo
    Discernimento(); // Interação com o paciente
    // Sinaliza leitura em andamento no Sensor 1

    output_high(PIN_B0); // Pisca o LED de leitura dos sensores
    output_low(PIN_B1); // Pisca o LED de leitura dos sensores

    if(Dorsiflex > 15)
    {
      output_high(PIN_B5); // Estimulação vibrotactil
      delay_ms(100); // Temporização de estimulação
      output_low(PIN_B5); // Finaliza a estimulação vibrotactil
    }

    if((Dorsiflex < 20)&&(ParaDorsiflexao == 0)&&(Mensagem != 10))
    {
      // Limite de acionamento
      output_low(PIN_C0); // Acionamento do motor
      output_high(PIN_C1); // Acionamento do motor
      output_high(PIN_C2); // Habilitação da ponte H L298

    }

    printf("V1%f",enviovalor1); // Protocolo de comunicação com o
    //valor padrão RS232 medido ou calculado
    printf("\n\r");

    delay_ms(100); // Temporização de estimulação

    printf("V2%f",Dorsiflex); // Protocolo de comunicação com o
    //valor padrão RS232 medido ou calculado
    printf("\n\r");

    delay_ms(100); // Temporização de estimulação

  }
  else
  {
    //////////////////////////////////// Interrompe Dorsiflexão ////////////////////////////////////

```

```

output_low(PIN_B5);          // Condição segura com o motor
output_low(PIN_B6);          // parado e sem estimulação vibrotactil
output_low(PIN_C0);
output_low(PIN_C1);
output_low(PIN_C2);
////////////////////////////////////

}

if(Dorsiflex >= 20)           // Reinicialização do ciclo de
{                               // movimento passivo.

    Dorsiflex = 0;

}

if(FRSantepe != (enviovalor2)) // Histerese de 0.2 V detecta a
{                               // intenção de movimento por parte
                               // do paciente.
    enviovalor2 = FRSantepe;    // Armazena a última medição
    Percepcao();                // Interação no ambiente externo
    Discernimento();           // Interação com o paciente

    // Sinaliza leitura em andamento no Sensor 2

output_low(PIN_B0); // Pisca o LED de leitura dos sensores
output_high(PIN_B1); // Pisca o LED de leitura dos sensores

if(Flexao > 38)
{
    output_high(PIN_B6);        // Estimulação vibrotactil
    delay_ms(100);             // Temporização de estimulação
    output_low(PIN_B6);        // Finaliza a estimulação vibrotactil
}
if((Flexao <40 )&&(ParaFlexao == 0)&&(Mensagem != 10))
{                               // Limite de acionamento
    //Discernimento();         // Interação com o paciente
    output_high(PIN_C0);       // Acionamento do motor
    output_low(PIN_C1);       // Acionamento do motor
    output_high(PIN_C2);      // Habilitação da ponte H L298

}

printf("V3%f",enviovalor2);    // Protocolo de comunicação com o
                               //valor padrão RS232 medido ou calculado
printf("\n\r");

delay_ms(100);                // Temporização de estimulação

```

```

printf("V4%f",Flexao);      // Protocolo de comunicação com o
                             //valor padrão RS232 medido ou calculado
printf("\n\r");

}
else
{
////////// Interrompe Flexão Plantar //////////
output_low(PIN_B5);        // Condição segura com o motor
output_low(PIN_B6);        // parado e sem estimulação vibrotactil
output_low(PIN_C0);
output_low(PIN_C1);
output_low(PIN_C2);
//////////

}

if(Flexao >= 40)            // Reinicialização do ciclo de
{                            // movimento passivo.

    Flexao = 0;

}

}
//////////

////////// Rotina de seleção dos cenários //////////

void cenario_D()
{
if (FRScalcaneo <= 1.2)      // F1 Força de contato inicial
{                            // ao solo
    curvaFRS = (31 - cenario);
}

if ((FRScalcaneo <= 2.4)&& (FRScalcaneo <1.2)) // F2 Força equivalente ao
{                            // apoio médio
    curvaFRS = (62 - cenario);
}

if ((FRScalcaneo <= 3.6)&& (FRScalcaneo <2.4)) // F3 Força equivalente ao
{                            // apoio terminal
    curvaFRS = (93 - cenario);
}
}

```

```

if ((FRScalcaneo <= 4.8)&& (FRScalcaneo <3.6)) // F4 Força equivalente ao
{
    // fim do apoio terminal
    curvaFRS = (120 - cenario);
}

// Geração da curva FRS para a fase de contato inicial até o pico de carga
// O emprego das tensões como elemento de detecção simplifica a geração
// da curva FRS. Além disto, torna possível a geração da curva FRS no sentido
// crescente da força de reação, bem como no sentido decrescente.
}

void cenario_F()
{
    if (FRSantepe <= 1.2) // F1 Força de contato inicial
    {
        // ao solo
        curvaFRS = (31 - cenario);
    }

    if ((FRSantepe <= 2.4)&& (FRSantepe <1.2))// F2 Força equivalente ao apoio
    {
        // médio
        curvaFRS = (62 - cenario);
    }

    if ((FRSantepe <= 3.6)&& (FRSantepe <2.4))// F3 Força equivalente ao apoio
    {
        // apoio terminal
        curvaFRS = (93 - cenario);
    }

    if ((FRSantepe <= 4.8)&& (FRSantepe <3.6))// F4 Força equivalente ao fim do
    {
        // apoio terminal
        curvaFRS = (120 - cenario);
    }

    // Geração da curva FRS para a fase de apoio médio até o apoio terminal
    // O emprego das tensões como elemento de detecção simplifica a geração
    // da curva FRS. Além disto, torna possível a geração da curva FRS no sentido
    // crescente da força de reação, bem como no sentido decrescente.
    }
    //////////////////////////////////////

    ////////////////////////////////////// Rotina de Operação Ativa //////////////////////////////////////
    void ModoAtivo()
    {
        if ((FRSCalcaneo > (ultimovalor1 + 0.2))&&(FRSCalcaneo <4.2))
        {
            ultimovalor1 = FRSCalcaneo; // Armazena a última medição
            enviovalor1 = (ultimovalor1);

            // Sinaliza leitura em andamento no Sensor 1

```

```

output_high(PIN_B0); // Pisca o LED de leitura dos sensores
output_low(PIN_B1); // Pisca o LED de leitura dos sensores

if(Dorsiflex > 15)
{
    output_high(PIN_B6); // Estimulação vibrotátil
    delay_ms(100); // Temporização de estimulação
    output_low(PIN_B6); // Finaliza a estimulação vibrotátil
}

if((Dorsiflex < 20)&& (ParaDorsiflexao == 0)) // Limite de acionamento
{
    cenario_D ();
    output_high(PIN_C0); // Acionamento do motor
    output_low(PIN_C1); // Acionamento do motor
    //output_high(PIN_C2); // Habilitação da ponte H L298
    set_pwm1_duty(curvaFRS); // Geração de força conforme o cenário
    // selecionado.
}

printf("V1%f",enviovalor1); // Protocolo de comunicação com o
//valor padrão RS232 medido ou calculado
printf("\n\r");

printf("V2%f",Dorsiflex); // Protocolo de comunicação com o
//valor padrão RS232 medido ou calculado
printf("\n\r");

if(Desgaste > 0) // Seta o flag que indica recuperação
{
    Recuperacao = Recuperacao + 1; // Flga de recuperação
}
Percepcao(); // Interação no ambiente externo
Discernimento(); //Interação com o paciente

}
else
{
    //////////////////////////////////// Interrompe Dorsiflexão ////////////////////////////////////
    output_low(PIN_B5); // Condição segura com o motor
    output_low(PIN_B6); // parado e sem estimulação vibrotátil
    output_low(PIN_C0);
    output_low(PIN_C1);
    output_low(PIN_C2);
    Desgaste = Desgaste + 1; // Seta o flag de desgaste

    ////////////////////////////////////

```

```

}

if(Dorsiflex >= 20)          // Reinicialização do ciclo de
{                             // movimento passivo.

    Dorsiflex = 0;
    ultimovalor1 = 0;

}

////////////////////////////////////

if((FRSantepe > (ultimovalor2 + 0.2))&& (FRSantepe <4.2))
{
    ultimovalor2 = FRSantepe; // Armazena a última medição
    enviovalor2 = (ultimovalor2);

    // Sinaliza leitura em andamento no Sensor 2

    output_low(PIN_B0); // Pisca o LED de leitura dos sensores
    output_high(PIN_B1); // Pisca o LED de leitura dos sensores

    if(Flexao > 38)
    {
        output_high(PIN_B5); // Estimulação vibrotátil
        delay_ms(100); // Temporização de estimulação
        output_low(PIN_B5); // Finaliza a estimulação vibrotátil
    }
    if((Flexao <40 )&&(ParaFlexao == 0)) // Limite de acionamento
    {
        cenario_F();
        output_high(PIN_C0); // Acionamento do motor
        output_low(PIN_C1); // Acionamento do motor
        //output_high(PIN_C2); // Habilitação da ponte H L298
        set_pwm1_duty(curvaFRS); // Geração de força conforme o cenário
        // selecionado.
    }

    printf("V3%f",enviovalor2); // Protocolo de comunicação com o
    //valor padrão RS232 medido ou calculado
    printf("\n\r");

    printf("V4%f",Flexao); // Protocolo de comunicação com o
    //valor padrão RS232 medido ou calculado
    printf("\n\r");

    if(Desgaste > 0) // Seta o flag que indica recuperação
    {
        Recuperacao = Recuperacao + 1; // Flag de recuperação
    }
}

```

```

    }

    Percepcao();          // Interação no ambiente externo
    Discernimento();     //Interação com o paciente

    }
    else
    {
    //////////////////////////////////////////////////////////////////// Interrompe Flexão Plantar ////////////////////////////////////////////////////////////////////
    output_low(PIN_B5);    // Condição segura com o motor
    output_low(PIN_B6);    // parado e sem estimulação vibrotactil
    output_low(PIN_C0);
    output_low(PIN_C1);
    output_low(PIN_C2);
    Desgaste = Desgaste + 1; // Seta o flag que indica desgaste
    ////////////////////////////////////////////////////////////////////

    }

    if(Flexao >= 40)      // Reinicialização do ciclo de
    {                    // movimento passivo.

        Flexao = 0;
        ultimovalor2 = 0;

    }

}
//////////////////////////////////////////////////////////////////

////////////////////////////////////////////////////////////////// Rotina Principal ////////////////////////////////////////////////////////////////////
void main(void)
{

    //////////////////////////////////////////////////////////////////// Configura as Interrupcoes ////////////////////////////////////////////////////////////////////

    setup_timer_0(RTCC_INTERNAL|RTCC_DIV_64); //Define o prescaler do timer 0
        // e o clock interno
    enable_interrupts(globallint_timer0); // Habilita a interrupção do timer0

    set_timer0(6);        // inicializa o contador do timer em 6

    setup_timer_2(T2_DIV_BY_4,255,1); //from 20MHz clock about 5000Hz
    setup_ccp2(CCP_PWM); // Ativa a saída RC2 como PWM
    enable_interrupts(INT_TIMER2);

```

```

enable_interrupts(global); // Habilita a interrupção do timer0
enable_interrupts(int_ext); // Habilita a interrupção externa

//////////////////////////////////// Configura os conversores AD //////////////////////////////////////

setup_ADC_ports(ALL_ANALOG); // Configura os pinos A0, A1 e A2 como
// analógicos e os demais como digitais
// O +5V é usado como referência.
setup_ADC(ADC_CLOCK_INTERNAL); // Configura como sera a referencia de
// de tempo do ADC.

printf("**** Robô Aguardando ****"); // Protocolo de comunicação para
//sinalizar Ativação
printf("\n\r");

printf("**** Rehab-Bot 2.0 ****"); // Protocolo de comunicação para
//sinalizar Ativação
printf("\n\r");

//////////////////////////////////// Inicialização segura //////////////////////////////////////
output_low(PIN_B4); // Inicialização segura com o motor
output_low(PIN_B5); // parado e sem estimulação vibrotactil
output_low(PIN_B6);
output_low(PIN_B7);
output_low(PIN_C1);

////////////////////////////////////
do{
//////////////////////////////////// Teclado //////////////////////////////////////

//////// Push botton Modo Passivo com debounce //////////

if(input(PIN_B2) == 0) // Testa o Push botton 1
{
delay_ms(100); // Cancelamento do bounce

if(input(PIN_B2) == 0)
{
led1 = !led1; // Verifica se o push botton 1 continua ativo
}
}
if(led1) // Pisca o LED ligado ao pino B0
{
output_high(PIN_B0);
delay_ms(300); // Temporização do led aceso
output_low(PIN_B0);
controle = 1; // Modo passivo selecionado

Mensagem = 1; // Código equivale a "Passivo"
}
}

```

```

printf("M1%f",Mensagem); // Protocolo de comunicação com o
//valor padrão RS232 medido ou calculado
printf("\n\r");

led1 = 0;

}

}

////////////////////////////////////

//////// Push botton Modo Ativo com debounce //////////

if(input(PIN_B4) == 0) // Testa o Push botton 2
{
delay_ms(100); // Cancelamento do bounce

if(input(PIN_B4) == 0)
{
led2 = !led2; // Verifica se o push botton 1 continua ativo
}
if(led2) // Pisca o LED ligado ao pino B0
{
output_high(PIN_B0);
delay_ms(300); // Temporização do led aceso
output_low(PIN_B0);
controle = 2; // Modo Ativo selecionado

Mensagem = 9; // Código equivale a "Ativo"

printf("M1%f",Mensagem); // Protocolo de comunicação com o
//valor padrão RS232 medido ou calculado
printf("\n\r");

led2 = 0;

}
}

//////////////////////////////////// Rotina de Seleção do Cenário //////////////////////////////////////

//////// Push botton Seleção do Cenário com debounce //////////

if(input(PIN_B7) == 0) // Testa o Push botton 4
{

```

```

delay_ms(100);      // Cancelamento do bounce

if(input(PIN_B7) == 0)
{
  led3 = !led3;    // Verifica se o push botton 4 continua ativo
}
if(led3)           // Pisca o LED ligado ao pino B0
{
  output_high(PIN_B0);
  delay_ms(300);   // Temporização do led aceso
  output_low(PIN_B0);
  led3 = 0;

  C=C+1;          // Seleção do cenário
}
}
switch (C)
{
  case 1:          // Cenário Default

    cenario = 16; // Redução de 15% nos picos da curva FRS.

    Mensagem = 13; // Código equivale a "Cenário 1"

    printf("M1%f",Mensagem); // Protocolo de comunicação com o
                             //valor padrão RS232 medido ou calculado
    printf("\n\r");

    break;

  case 2:

    cenario = 26; // Redução de 205 nos picos da curva FRS.

    Mensagem = 14; // Código equivale a "Cenário 2"

    printf("M1%f",Mensagem); // Protocolo de comunicação com o
                             //valor padrão RS232 medido ou calculado
    printf("\n\r");

    break;

  case 3:

    cenario = 31; // Redução de 25% nos picos da curva FRS.

    Mensagem = 15; // Código equivale a "Cenário 3"

    printf("M1%f",Mensagem); // Protocolo de comunicação com o
                             //valor padrão RS232 medido ou calculado

```

```

    printf("\n\r");

break;

default:

    cenario = 0; // Cenário default da curva FRS.

    Mensagem = 16;      // Código equivale a "Cenário 4"

    C=0;

break;
}

```

//////////////////////////////////// Controle Operacional do Robô //////////////////////////////////////

```

switch (controle)
{
case 1:          // Executa o Modo Passivo

    ModoPassivo();

break;

case 2:          // Executa o Modo Ativo

    ModoAtivo();
break;

default:        // Condição segura

    output_low(PIN_B4);    // Inicialização segura com o motor
    output_low(PIN_B5);    // parado e sem estimulação vibrotactil
    output_low(PIN_B6);
    output_low(PIN_B7);
    output_low(PIN_C1);

break;

}

```

//////////////////////////////////// Fim da rotina de controle //////////////////////////////////////

```

//////// Push botton Desativar com debounce //////////

if(input(PIN_B3) == 0) // Testa o Push botton 2
{
  delay_ms(100); // Cancelamento do bounce

  if(input(PIN_B3) == 0)
  {
    led4 = !led4; // Verifica se o push botton 2 continua ativo
  }
  if(led4) // Pisca o LED ligado ao pino B0
  {
    output_high(PIN_B0);
    delay_ms(300); // Temporização do led aceso
    output_low(PIN_B0);
    controle = 0; // Desativa da seleção de modo operacional

    Mensagem = 2; // Código equivale a "Desativar"

    printf("M1%f",Mensagem); // Protocolo de comunicação com o
//valor padrão RS232 medido ou calculado
    printf("\n\r");

    printf("***** Robô Desativado *****"); // Protocolo de comunicação para
//sinalizar Ativação
    printf("\n\r");
    led4 = 0;
  }
}

```

```

////////////////////////////////////

```

```

}while(true);

```

```

////////////////////////////////////
//
//      Caracteres de formatação importantes
//
// A opção \f permite limpar a tela do display
// A opção de formatação %s permite a impressão de um string.
// A opção de formatação %f permite a impressão de um float.

```

```

// A opção de formatação %c permite a impressão de um caractere.
// A opção de formatação %u permite a impressão de um inteiro.
// A opção de formatação %e permite a impressão de um numero real.
// A opção de formatação%.2f permite a impressão com duas casas decimais
// para um dado tipo float.
// A opção de formatação%6.4f permite a impressão de 6 algarismos com quatro
// casa decimais para um dado tipo float.
////////////////////////////////////

//////////////////////////////////// Tabela de mensagens //////////////////////////////////////
//
//      Lista de códigos de mensagens para o string M1
//
// (M 1) = 1: Modo Passivo
// (M 1) = 2: Desativar
// (M 1) = 3: Deslocamento a direita
// (M 1) = 4: Deslocamento a esquerda
// (M 1) = 5: Deslocamento para baixo
// (M 1) = 6: Deslocamento para cima
// (M 1) = 7: Você consegue
// (M 1) = 8: Continue tentando
// (M 1) = 9: Modo Ativo
// (M 1) = 10:Condição não fisiológica
// (M 1) = 11: Fadiga
// (M 1) = 12: Recuperação
// (M 1) = 13: Cenário 1
// (M 1) = 14 Cenário 2
// (M 1) = 15 Cenário 3
// (M 1) = 16 Cenário 4
//
////////////////////////////////////
}

```

ANEXO E

Programa da interface gráfica – Versão 2.0

```

using System;
using System.Collections.Generic;
using System.ComponentModel;
using System.Data;
using System.Drawing;
using System.Linq;
using System.Text;
using System.Threading.Tasks;
using System.Windows.Forms;
using System.IO.Ports;
using System.IO;

namespace Gait_Data_R03
{
    public partial class Form1 : Form
    {
        string bfRecebe = string.Empty;           // Variável que receberá os
        dados vindos do circuito eletrônico

        public delegate void Fdelegate(string a); // Método que recebe o
        string a

        float eixo1_x = 0;
        float eixo1_y = 0;

        float eixo2_x = 0;
        float eixo2_y = 0;

        //float eixo3_x = 0;
        //float eixo3_y = 0;

        float V1 = 0;
        float V2 = 0;
        float V3 = 0;
        float V4 = 0;

        float Mensagem = 0;

        List<string> TempList = new List<string>();
        string txt_list = string.Empty;
        int qtde_data = 0;           // Variável que determina o tamanho
        da lista de dados
        Decimal n = 0;
        DateTime data_hora;

```

```

public Form1()
{
    InitializeComponent();
    getAvaliablePorts();
    serialPort1.DataReceived += new
SerialDataReceivedEventHandler(serialPort1_DataReceived);
    label4.Visible = true;
    label3.Visible = false;

    GRF.Legends.Clear();
    this.GRF.Titles.Add("Reação ao Solo - (Ncm)");
    GRF.Series[0].ChartType =
System.Windows.Forms.DataVisualization.Charting.SeriesChartType.Line;
    GRF.Series[0].BorderWidth = 3;
    GRF.Series[0].Color = Color.Red;

    Cinematica.Legends.Clear();
    this.Cinematica.Titles.Add("Cinematica do tornozelo - (°)");
    Cinematica.Series[0].ChartType =
System.Windows.Forms.DataVisualization.Charting.SeriesChartType.Line;
    Cinematica.Series[0].BorderWidth = 3;
    Cinematica.Series[0].Color = Color.Red;
}

private void SerialPort1_DataReceived1(object sender,
System.IO.Ports.SerialDataReceivedEventArgs e)
{
    throw new NotImplementedException();
}

private void SerialPort1_DataReceived(object sender,
System.IO.Ports.SerialDataReceivedEventArgs e)
{
    throw new NotImplementedException();
}

void getAvaliablePorts()
{
    String[] ports = SerialPort.GetPortNames();
    comboBox1.Items.AddRange(ports);
}

void serialPort1_DataReceived(object sender, SerialDataReceivedEventArgs e)
{
    //throw new NotImplementedException();
}

```

```

        bfRecebe = serialPort1.ReadExisting();           // Atribui a variável
bfRecebe os dados vindos do circuito

        this.BeginInvoke(new Fdelegate(recebe_serial), new object[] { bfRecebe }); //
Executa o método Fdelegate
    }

    public void recebe_serial(string a)
    {
        string leitura = string.Empty;

        textBox2.Text = "";
        leitura += a;
        textBox2.Text = leitura;

        /////////////////////////////////////////////////////////////////// Protocolo de comunicação
        ///////////////////////////////////////////////////////////////////

        if ((leitura.Length > 5) & (leitura.Length < 22))
        {
            timer2.Enabled = true;                       // Ativa o timer 2 que alimenta o
gráfico
            timer2.Start();

            if (leitura.Substring(0, 2) == "V1")         // Leitura da força de reação ao
solo do calcâneo (Contato inicial)
            {
                Contato_Inicial.Text = a.Substring(2, 4); // Carrega o valor da
FRS Calcâneo no display
                //Dorsiflexao.Text = a.Substring(2, 4); // Carrega o valor do
ângulo no display
                V1 = float.Parse(a.Substring(2, 4));     // Prepara a leitura para o
gráfico e armazenamento
                //V2 = 0;
                //V3 = 0;
                // V4 = 0;

            }

            if (leitura.Substring(0, 2) == "V2")         // Leitura do ângulo de
dorsiflexão
            {

```

```

        Dorsiflexao.Text = a.Substring(2, 4);           // Carrega o valor do
ângulo no display
        //Contato_Inicial.Text = a.Substring(2, 4);     // Carrega o valor da
FRS Calcaneo no display

        V2 = float.Parse(a.Substring(2, 4));           // Prepara a leitura para o gráfico
e armazenamento
        //V1 = 0;
        //V3 = 0;
        //V4 = 0;

    }

    if (leitura.Substring(0, 2) == "V3")               // Leitura da força de reação ao
solo do antepé (Apoio final)
    {

        //Flexao.Text = a.Substring(2, 4);             // Carrega o valor da FRS
Antepé no display
        Apoio_final.Text = a.Substring(2, 4);         // Carrega o valor do
ângulo no display

        V3 = float.Parse(a.Substring(2, 4));           // Prepara a leitura para o gráfico
e armazenamento
        //V2 = 0;
        //V1 = 0;
        //V4 = 0;

    }

    if (leitura.Substring(0, 2) == "V4")               // Leitura do ângulo de flexão
    {
        //Apoio_final.Text = a.Substring(2, 4);         // Carrega o valor do
ângulo no display
        Flexao.Text = a.Substring(2, 4);             // Carrega o valor da FRS
Antepé no display
        V4 = float.Parse(a.Substring(2, 4));           // Prepara a leitura para o
gráfico e armazenamento
        //V3 = 0;
        //V2 = 0;
        //V1 = 0;

    }

```

```

        if (leitura.Substring(0, 2) == "M1")           // Leitura da força de reação ao
solo do calcâneo (Contato inicial)
        {

                Mensagem = float.Parse(a.Substring(2, 1));           // Prepara a leitura para
o gráfico e armazenamento

                switch (Mensagem)           // Decodifica a mensagem recebida e
gera a resposta para o paciente
                {
                        case 1:

                                DInterativo.Text = "Pass";           // Carrega o valor da mensagem para
a seleção do modo de operação
                                Interativo.Text = "Pass";           // Carrega o valor da mensagem para a
seleção do modo de operação
                                break;

                        case 2:

                                DInterativo.Text = "Desa";           // Carrega o valor da mensagem para a
seleção da operação
                                break;

                        case 3:

                                DInterativo.Text = "Deslocamento a direita";           // Carrega o valor da
mensagem para a seleção da operação
                                break;

                        case 4:

                                DInterativo.Text = "Deslocamento a esquerda";           // Carrega o valor
da mensagem para a seleção da operação
                                break;

                        case 5:

                                DInterativo.Text = "Deslocamento para baixo";           // Carrega o valor
da mensagem para a seleção da operação
                                break;

                        case 6:

                                DInterativo.Text = "Deslocamento de baixo para cima";           //
Carrega o valor da mensagem para a seleção do modo de operação
                                break;

                        case 7:

```

```

        DInterativo.Text = "Voce conseguiu";    // Carrega o valor da
mensagem para a seleção da operação
        break;

        case 8:

            DInterativo.Text = "Continue tentando";    // Carrega o valor da
mensagem para a seleção da operação
            break;

        case 9:

            DInterativo.Text = "Ativo";    // Carrega o valor da mensagem para
a seleção da operação
            break;

        case 10:

            //DInterativo.Text = "Condição não fisiológica";    // Carrega o valor
da mensagem para a seleção da operação
            break;

        case 11:

            DInterativo.Text = "Fadiga";    // Carrega o valor da mensagem
para a seleção do modo de operação
            break;

        case 12:

            DInterativo.Text = "Recuperação";    // Carrega o valor da
mensagem para a seleção da operação
            break;

        case 13:

            CenarioSel.Text = "Cenário 1";    // Carrega o valor da mensagem
para a seleção da operação
            break;

        case 14:

            CenarioSel.Text = "Cenário 2";    // Carrega o valor da mensagem
para a seleção da operação
            break;

        case 15:

            CenarioSel.Text = "Cenário 3";    // Carrega o valor da mensagem
para a seleção da operação

```

```

        break;

        case 16:

            CenarioSel.Text = "Cenário 4";    // Carrega o valor da mensagem
para a seleção da operação
            break;

        case 17:

            DInterativo.Text = "Não utilizado";    // Carrega o valor da
mensagem para a seleção da operação
            break;

    }

}

}

```

```

////////////////////////////////////
////

```

```

        leitura = string.Empty;          // Reinicializa a variável que recebe o
valor medido
        a = string.Empty;
    }

```

```

private void timer1_Tick_1(object sender, EventArgs e)
{
    data_hora = DateTime.Now;
    Calendario.Text = data_hora.ToLongDateString();
}

```

```

private void timer2_Tick_1(object sender, EventArgs e)
{
    TempList.Add(DateTime.Now + " - " + txt_list);
    qtde_data++;          // Incremento da variável que
controla o tamanho da lista
}

```

```

        eixo1_y = V1 - V3;          // V1 = último valor da FRS no
calcâneo

```

```

        eixo1_x++; // V2 = último valor da FRS no
antepe // V1 - V2 reproduzem a variação no
tempo da curva FRS

        eixo2_y = V2 - V4; // V3 = último valor do ângulo de
dorsiflexão do calcâneo // V4 = último valor o ângulo de
        eixo2_x++; // V3 - V4 reproduzem a cinemática do
flexão plantar para o calcâneo
tornozelo
        GRF.Series[0].Points.AddXY(eixo1_x, eixo1_y);

        Cinematica.Series[0].Points.AddXY(eixo2_x, eixo2_y);
    }

private void Form1_Load(object sender, EventArgs e)
{
}

private void sairToolStripMenuItem_Click_1(object sender, EventArgs e)
{
    if (serialPort1.IsOpen)
    {
        timer2.Enabled = false;
        timer2.Stop();

        serialPort1.Close();
        Close();
    }
    else
    {
        Close();
    }
}

private void Desconectar_Click_1(object sender, EventArgs e)
{
    timer2.Enabled = false;
    timer2.Stop();

    serialPort1.Close();
    progressBar1.Value = 0;
    Conectar.Enabled = true;
}

```

```

Desconectar.Enabled = false;
Enviar.Enabled = true;
label4.Visible = true;
label3.Visible = false;
textBox1.Enabled = false;
}

private void Conectar_Click_1(object sender, EventArgs e)
{
    try
    {
        if (comboBox1.Text == "" || comboBox2.Text == "")
        {
            textBox2.Text = "Por favor, configure a porta.";
        }
        else
        {
            serialPort1.PortName = comboBox1.Text;
            serialPort1.BaudRate = Convert.ToInt32(comboBox2.Text);
            serialPort1.Open();
            progressBar1.Value = 100;
            Conectar.Enabled = false;
            Desconectar.Enabled = true;
            Enviar.Enabled = true;
            label4.Visible = false;
            label3.Visible = true;
            textBox1.Enabled = true;
        }
    }
    catch (UnauthorizedAccessException)
    {
        textBox2.Text = "Acesso não autorizado";
    }
}

private void Enviar_Click_1(object sender, EventArgs e)
{
    serialPort1.WriteLine(textBox1.Text);
    textBox1.Text = "";
}

private void salvarToolStripMenuItem_Click_1(object sender, EventArgs e)
{
    TextWriter Arq; // Escreve strings em um arquivo
    try
    {

```

```

        if (saveFileDialog1.ShowDialog() == DialogResult.OK) // Abre a caixa de
diálogo save
        {
            Arq = File.AppendText(saveFileDialog1.FileName); // Cria o arquivo que
receberá os dados

            for (int i = 0; i < qtde_data; i++) // Carrega os valores no arquivo
a ser salvo
            {
                Arq.WriteLine(TempList[i]); // Armazena os arquivos na
lista

            }
            Arq.Close(); // Finaliza a criação e inserção dos
dados no arquivo
        }
        MessageBox.Show("Cadastro realizado com sucesso!");
    }
    catch (Exception erro)
    {
        MessageBox.Show(erro.ToString());
    }
}

private void abrirToolStripMenuItem_Click_1(object sender, EventArgs e)
{
    StreamReader Arq;
    string recebe = string.Empty;

    try
    {
        if (openFileDialog1.ShowDialog() == DialogResult.OK)
        {
            Arq = new StreamReader(openFileDialog1.FileName);
            while (!(Arq.EndOfStream))
            {
                recebe = Arq.ReadLine().Substring(22, 4); // Extrai os dados do
arquivo gravado eliminando
// a data e horário
//eixo_y = int.Parse(recebe);
// converte os dados de string para inteiro
// recompondo o eixo y do gráfico
//eixo_x++;

                // Incrementa a variável do eixo x

                //chart1.Series[0].Points.AddXY(eixo_x, eixo_y); // Carrega os
pontos do gráfico e plota o gráfico

            }
        }
    }
}

```

```
    }
    catch (Exception erro)
    {
        MessageBox.Show(erro.ToString());
    }
}

private void Finalizar_Click_1(object sender, EventArgs e)
{
    timer2.Enabled = false;
    timer2.Stop();

    if (!serialPort1.IsOpen)
    {
        MessageBox.Show("A porta serial não está abaerta!",
            "Erro", MessageBoxButtons.OK, MessageBoxIcon.Error);
    }
    else
    {
        //pictureBox3.SendToBack();
        serialPort1.Write("b000\r");
    }
}

private void Iniciar_Click_1(object sender, EventArgs e)
{
    if (!serialPort1.IsOpen)
    {
        MessageBox.Show("A porta serial não está abaerta!",
            "Erro", MessageBoxButtons.OK, MessageBoxIcon.Error);
    }
    else
    {
        //pictureBox3.SendToBack();
        serialPort1.Write("a000\r");
    }
}

}
}
////////////////////////////////////
///
///
//          Definição do Protocolo de Comunicação
//
// O protocolo de comunicação é composto por duas partes, sendo a pimerira o
protocolo de envio e a segunda o protocolo de
```

```

// recepção. O protocolo de envio é responsável por possibilitar que comandos sejam
// enviados da interface gráfica
// para o sensor, enquanto que o protocolo de recepção responde pelo envio de dados do
// sensor
// para a interface gráfica. O protocolo de envio é composto por um string que possui o
// formato dado a seguir:
//
//          c000\r
//
// Onde:
//
//  c: Caractere identificador que determina o destinatário na interface gráfica
//  000: dado numérico a ser enviado
//  \r: Caractere de controle para o envio via porta serial.
//
// A decodificação é efetuada por meio de um vetor no software do microcontrolador
// que tem seu índice igual a:
//
//  (i-1)
//
// Desta forma o caractere de identificação que se situa na posição inicial do vetor é
// descartado, no que se
// refere ao comprimento do vetor no software do sensor este deve possuir apenas um
// comprimento de três
// algarismos, portanto, os caracteres de controle serão excluídos.
//
// O protocolo de recepção é composto por um string enviado via porta serial a partir do
// microcontrolador do sensor.
// O envio do string é efetuado por meio da função Printf, sendo associado a variável de
// interesse os caracteres
// que identificam o destinatário dos valores contidos nas variáveis. O formato do
// protocolo portanto segue a seguinte
// composição:
//
//          printf(cc%Lu",variável);
//
// Onde:
//
//  cc: Caracteres que identificam o destinatário
//  variável: Valor medido ou cálculo enviado a partir do microcontrolador
//
// Uma vez construído o protocolo e enviado a partir microcontrolador via o comando
// printf cabe a decodificação,
// sendo esta efetuada via o comando substring que separa os caracteres de identificação
// do destinatário da
// variável que contém o valor medido ou calculado.
//
// Obs.:
//

```

```
// O comprimento total do string enviado via o comando printf via microcontrolador é
igual a soma do número de
// caracteres de identificação e do número de algarismos do valor medido ou calculado.
// Os caracteres de controle \r devem ser inseridos ao final do protocolo, caso contrário
os dados não serão
// reconhecidos.
//////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
//
```