



**SISTEMA DE AQUISIÇÃO E CONTROLE DE FORÇA EM
CICLISMO ASSISTIDO POR ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA**

MARIEN CRISTINA NARVÁEZ DORADO

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA DE SISTEMAS
ELETRÔNICOS E AUTOMAÇÃO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**FACULDADE DE TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

**FORCE ACQUISITION SYSTEM AND CONTROL IN CYCLING
AIDED BY FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION**

**SISTEMA DE AQUISIÇÃO E CONTROLE DE FORÇA EM
CICLISMO ASSISTIDO POR ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA**

MARIEN CRISTINA NARVÁEZ DORADO

ORIENTADOR: ANTÔNIO PADILHA LANARI BÓ

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA DE
SISTEMAS ELETRÔNICOS E AUTOMAÇÃO**

BRASÍLIA/DF: FEVEREIRO - 2017

FICHA CATALOGRÁFICA

MARIEN CRISTINA NARVÁEZ,

Sistema de aquisição e controle de força em ciclismo assistido por estimulação elétrica [Distrito Federal] 2017.

59p59p., 210 x 297 mm (ENE/FT/UnB, Engenharia em Sistemas eletrônicos e de Automação, Engenharia Elétrica, 2017).

Dissertação de Mestrado – Universidade de Brasília, Faculdade de Tecnologia.

Departamento de Engenharia Elétrica

1. Estimulação Elétrica Funcional

2. Esporte adaptado

3. Força

4. Lesão medular

I. ENE/FT/UnB

II. Título (série)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

NARVÁEZ M (2017). Sistema de aquisição e controle de força em ciclismo assistido por estimulação elétrica , Dissertação de Mestrado, Publicação 658/2017 DM, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF,59p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Marien Cristina Narváez Dorado

TÍTULO: Sistema de aquisição e controle de força em ciclismo assistido por estimulação elétrica .

GRAU: Mestre ANO: 2017

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte dessa dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

Marien Cristina Narváez Dorado

Departamento de Eng. Elétrica (ENE) - FT

Universidade de Brasília (UnB)

Campus Darcy Ribeiro

CEP 70919-970 - Brasília - DF - Brasil

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**SISTEMA DE AQUISIÇÃO E CONTROLE DE FORÇA EM
CICLISMO ASSISTIDO POR ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA**

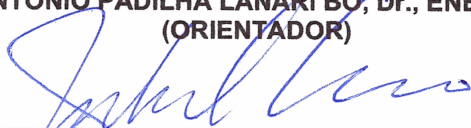
MARIEN CRISTINA NARVÁEZ DORADO

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA
ELÉTRICA DA FACULDADE DE TECNOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO
PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE.**

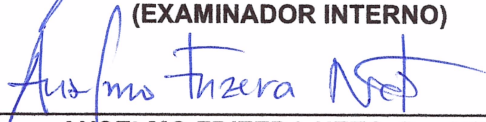
APROVADA POR:



**ANTONIO PADILHA LANARI BÓ, Dr., ENE/UNB
(ORIENTADOR)**



**JAKE CARVALHO DO CARMO, Dr., FEF/UNB
(EXAMINADOR INTERNO)**



**ANSELMO FRIZERA NETO, Dr., UFES
(EXAMINADOR EXTERNO)**

**Brasília, 17 de fevereiro de
2017.**

Às minhas três razões

AGRADECIMENTOS

Foram muitos os aprendizados e desafios ao longo destes dois anos e meio de mestrado. A adaptação num novo país, um novo idioma e uma nova cultura não foi fácil mais no caminho conheci pessoas que me ajudaram a superar as dificuldades. Primeiro quero agradecer ao meu orientador, o Professor Antônio por me dar a oportunidade de trabalhar com ele, pelos conhecimentos e ferramentas necessárias, pelo apoio e pela paciência desde o primeiro dia de trabalho. Também agradeço ao grupo EMA, Lucas, Ana, Georgie e Juliana pela ajuda e o apoio durante o desenvolvimento do projeto e os ensaios. Gostaria de agradecer pelos serviços, as instalações e os equipamentos fornecidos ao pessoal do Laboratório de Mecânica, da oficina do departamento de Engenharia Elétrica, do Laboratório de Metrologia da Universidade de Brasília e ao CETEFE. Este trabalho não seria possível sem o financiamento da Capes e do CNPQ. Agradeço especialmente ao melhor Laboratório: o LARA e a todos os meus colegas, pelas conversas o apoio constante, e todos os cafés compartilhados, David, Roberto, Mariana, Miguel, Arthur, Vinicius, Lucas e Luis, Obrigada!. O mestrado me deixou grandes amigos mas quero agradecer particularme a minha amiga e colega Mileny, obrigada pela paciência, a ajuda incondicional, o tempo, as compras e por estar sempre presente. Durante este tempo no Brasil, minha família neste país me fez sentir perto de casa, Alex e Ivonne, obrigada por tudo. Finalmente quero agradecer á minha família, a minha mãe Socorro, meu pãe Orlando e o meu irmão Santi, são as minhas razões para continuar sempre e por ser meu suporte incondicional quando as forças acabavam. O meu mais profundo agradecimento para vocês.

RESUMO

Título: Sistema de aquisição e controle de força em ciclismo assistido por estimulação elétrica

Autor: Marien Cristina Narváez Dorado

Orientador: Antônio Padilha Lanari Bó

Entre as técnicas utilizadas para reabilitação de pessoas com dificuldades motoras encontra-se a Estimulação Elétrica Funcional, FES. Esta técnica consiste na utilização de pulsos elétricos de curta duração para gerar contrações nos músculos e produzir assim um movimento funcional. Este trabalho estuda a aplicação da estimulação elétrica no contexto do ciclismo assistido para reabilitação e esporte considerando a medição de força e velocidade angular durante a pedalada. No ciclismo por estimulação elétrica o indivíduo aciona o movimento por meio das forças aplicadas sobre os pedais, se fazendo necessário o conhecimento das forças exercidas sobre os mesmos. Com a finalidade de obter informações relacionadas com o desempenho da pessoa pedalando, o processo de fadiga envolvido e o comportamento da força ao longo da pedalada. Foi implementado um sistema instalado no pedal composto de uma estrutura mecânica e uma estrutura eletrônica, para aquisição e processamento do sinal de força. Este sistema de medição permitiu a realização de testes com diferentes estratégias de controle em malha aberta e malha fechada e a avaliação dos mesmos. Os resultados dos testes mostraram o perfil da força durante a pedalada e demonstraram o desempenho satisfatório do controle em malha fechada usando controlador proporcional integral.

ABSTRACT

Title: Force acquisition system and control in cycling aided by Functional Electrical Stimulation

Author: Marien Cristina Narváez Dorado

Supervisor: Antônio Padilha Lanari Bó

One of the most used techniques for rehabilitation of people with motor difficulties is the Functional Electrical Stimulation, FES. This technique consists in the use of electric pulses of short duration to generate contractions in the muscles and to produce thus a functional movement. This work studies the application of electrical stimulation in the context of assisted cycling for rehabilitation and sport considering the measurement of strength and angular speed during pedaling. In cycling by electrical stimulation the individual activates the movement by means of the applied forces on the pedals, being necessary the knowledge of the forces exerted on them. In order to obtain information related to the performance of the person pedaling, the process of involved fatigue and the behavior of the force along the pedaling. It was implemented a system installed in the pedal composed of a mechanical structure and an electronic structure, for acquisition and processing of the force signal. This measurement system allowed to execute tests with different control strategies in open and closed loop and the evaluation of them. The test results showed the profile of the force during the pedaling and demonstrated the satisfactory performance of the control in closed loop using integral proportional controller.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.2	DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	2
1.3	OBJETIVOS	3
1.3.1	OBJETIVO GERAL	3
1.3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	3
1.4	ORGANIZAÇÃO DO MANUSCRITO	3
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	5
2.1	ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL	5
2.1.1	FUNDAMENTOS DA FES	5
2.1.2	PARÂMETROS DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA	8
2.2	CICLISMO ASSISTIDO USANDO FES	8
2.2.1	SISTEMAS DE CONTROLE EM CICLISMO ASSISTIDO POR FES	9
2.2.2	MEDIÇÃO DE FORÇA NO CICLISMO ASSISTIDO POR FES	10
2.2.3	BIOMECÂNICA DO CICLISMO	10
2.3	MEDIÇÃO DA FORÇA EM PEDAIS	11
2.3.1	MEDIÇÃO DA FORÇA	12
2.3.2	SENSORES PARA MEDIÇÃO DE FORÇA	14
2.3.2.1	TRANSDUTORES DE FORÇA PIEZOELÉTRICOS	14
2.3.2.2	SENSORES TÁCTEIS	15
2.3.2.3	<i>Strain Gages</i>	16
2.3.3	INSTRUMENTAÇÃO DE PEDAIS PARA MEDIÇÃO DE FORÇA	19
3	MATERIAIS E MÉTODOS	22
3.1	PLATAFORMA EXPERIMENTAL	22
3.1.1	TRICICLO	22
3.1.2	ESTIMULADOR ELÉTRICO	22
3.1.3	UNIDADE DE MEDIDA INERCIAL (IMU)	23
3.1.4	PEDAIS INSTRUMENTADOS	23
3.2	SISTEMA DE MEDIÇÃO DE FORÇA	24
3.2.1	PEDAIS	24
3.2.2	SENSORES PARA MEDIÇÃO DE FORÇA	24
3.2.3	ESTRUTURA MECÂNICA DO SISTEMA DE MEDIÇÃO DE FORÇA	25
3.2.4	ESTRUTURA ELETRÔNICA DO SISTEMA DE MEDIÇÃO DE FORÇA	27
3.2.5	CALIBRAÇÃO	29
3.3	PROJETO DE <i>Software</i>	29
3.3.1	<i>Software</i> EMBARCADO	29
3.3.2	SOFTWARE PARA PC	31
3.4	ESTRATÉGIAS DE CONTROLE	31
3.4.1	CONTROLE DAS FASES DE ESTIMULAÇÃO	32
3.4.2	CONTROLE DE VELOCIDADE	32

3.4.3	CONTROLE DE FORÇA	33
3.4.3.1	CONTROLE EM MALHA ABERTA	34
3.4.3.2	CONTROLE EM MALHA FECHADA	34
3.5	PROTOCOLOS EXPERIMENTAIS	35
4	RESULTADOS.....	37
4.1	INSTRUMENTAÇÃO DO PEDAL	37
4.1.1	ESTRUTURA MECÂNICA DO SISTEMA DE MEDIÇÃO DE FORÇA	37
4.1.2	ESTRUTURA ELETRÔNICA DO SISTEMA DE MEDIÇÃO DE FORÇA	38
4.1.3	PRIMEIRO PROTÓTIPO	39
4.1.4	SEGUNDO PROTÓTIPO	40
4.1.5	CALIBRAÇÃO	40
4.1.6	DISCUSSÃO	42
4.2	CONTROLE DO SISTEMA	44
4.2.1	CONTROLE EM MALHA ABERTA	44
4.2.2	CONTROLE EM MALHA FECHADA	47
4.2.2.1	CONTROLE P DE FORÇA	47
4.2.2.2	CONTROLE PI DE FORÇA	48
4.3	DISCUSSÃO.....	50
5	CONCLUSÕES.....	53
5.1	CONSIDERAÇÕES FINAIS	53
5.2	TRABALHOS FUTUROS	54
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	55
	APÊNDICES.....	59

Lista de Figuras

2.1	Ativação muscular em função da frequência. A linha vermelha representa a contração muscular. A linha azul os potenciais de ação. Figura modificada de [1]	6
2.2	Eletrodos de superfície e eletrodos invasivos.	7
2.3	Comparação entre estimulação regulada por corrente (A) e estimulação regulada por tensão (B). A divisão superior corresponde à saída do estimulador e a inferior apresenta a corrente e tensão aplicada sobre o tecido. Figura modificada de [2]	7
2.4	Sistemas comerciais para medição de força e potência em pedais: (a) A medição de força é feita no pedivela e a transmissão dos dados é feita via <i>Bluetooth</i> até o computador ou <i>smartphone</i> . Avalia as forças da pedalada do lado esquerdo e do direito independentemente; (b) O sistema é instalado diretamente sobre o pedal onde é feita a medição da força por deflexão.	11
2.5	Músculos usados no ciclismo segundo o trabalho apresentado em [3]. O Grupo A são os extensores de quadril (glúteos), o B corresponde aos extensores de joelho (quadríceps), o C é o grupo do tríceps sural, o D corresponde ao tibial anterior, o grupo E são os flexores do joelho (isquiotibiais) e o grupo F os flexores de quadril. Fonte:	12
2.6	Componentes em três dimensões das forças aplicadas sobre a superfície do pedal. F_x corresponde à força anterior-posterior, F_y a força normal e F_z a força meio-lateral. Fonte:[4]	12
2.7	Estrutura geral de um sistema de medição. O Elemento sensor está em contato com o processo e captura um sinal de entrada que depende da variável a ser medida. O Elemento condicionamento de sinal converte a saída do sensor em um sinal mais adequado para o processamento no Elemento processamento de sinal. Finalmente é apresentado o valor medido de forma que seja reconhecido pelo observador [5].	13
2.8	Metal carregado em tensão uniaxial (a), compressão uniaxial (b) ou cisalhamento (c), até atingir um valor crítico de estresse normal ou estresse por cisalhamento. F e p representam a direção das forças aplicadas sobre o material.Fonte: [6]	13
2.9	Sensores piezoelétricos tipo botão [7]	15
2.10	Membrana com sensor táctil. Modificado de [8]	15
2.11	Estrutura e componentes de um <i>strain gage</i> típico.	16
2.12	Pedais instrumentados para medição das componentes normal e anterior-posterior	21
3.1	Triciclo instrumentado com os equipamentos usados	23
3.2	Pedais <i>Wellgo M-998</i> com Clip e Plataforma [9].	25
3.3	<i>Strain gage</i> para medição de força <i>CEA-13-125UN-350</i>	25
3.4	Estrutura mecânica para instrumentar o pedal projetada no <i>software CAD SolidWorks</i> .. A Figura 3.4a apresenta a vista superior da estrutura, a Figura 3.4b ilustra a vista para um dos lados da peça, onde F representa a força que será aplicada. A Figura 3.4c corresponde a peça vista abaixo.	26
3.5	Diagrama geral da estrutura eletrônica para instrumentação do pedal. A força aplicada no pedal instrumentado produz uma deformação que é lida e adequada pelo bloco Amplificador e filtro. O sinal amplificado e filtrado é transformado num sinal digital pelo microcontrolador, para finalmente ser transmitido pelo bloco Transmissor como uma sinal de força ao computador.	27

3.6	Configuração de meia ponte de Wheatstone. Uma estrutura recebe uma força F na direção normal que produz tensão e compressão nos <i>strain gages</i> fixados nela respectivamente. Estas variações resultam em mudanças de resistência ΔR segundo a tensão ou compressão. Fonte: Modificado de [10]	28
3.7	Calibração do circuito dos pedais	30
3.8	Perfil de estimulação em diferentes cadências. A fase azul representa a fase de estimulação do quadríceps esquerdo (QL) e a fase verde a fase de estimulação do quadríceps direito (QR). Fonte: [11]	33
3.9	Diagrama de blocos do controlador em malha fechada. O Controle PW recebe o erro entre a velocidade angular medida e a velocidade de referência para calcular o sinal de controle. Os parâmetros de posição angular da pedivela e a velocidade determinam o perfil de estimulação que avalia o momento em que deve ocorrer a estimulação. Assim, o estímulo dado pelo estimulador depende do sinal de controle, do perfil de estimulação, e da intensidade de corrente fixada pelo usuário. O estímulo causa a contração muscular em cada uma das pernas possibilitando o movimento medido no pedivela [11].	33
3.10	Diagrama de blocos do controle de força em malha aberta. O controlador de força, recebe uma força de referência pré-estabelecida pelo usuário o qual determinará o valor do parâmetro da corrente de estimulação I_s , este valor variava segundo a observação das forças medidas em cada pedal. O controlador de força atua em paralelo ao controle de velocidade descrito na seção 3.4.2.	34
3.11	Diagrama geral do controle em malha fechada. O controlador de força calcula o sinal de controle que determina o valor da intensidade de corrente. Este sinal está baseado na diferença das forças medidas em cada pedal para cada ciclo de pedalada e a força de referência pré-estabelecida. As forças medidas em cada pedal passam por um detector de pico de força que determina o valor médio das forças máximas acontecidas durante um ciclo de pedalada. O controlador de velocidade e das fases de estimulação atuam em paralelo ao controlador de velocidade, apresentado na Figura 3.9. O valor de frequência de estimulação é fixo e determinado pelo usuário.	35
4.1	Simulação da força aplicada sobre a estrutura mecânica feita em aço projetada no <i>SolidWorks</i> . As setas verdes representam as forças de fixação da peça e as setas roxas a força aplicada na direção normal. A escala do lado direito denota o valor da deformação. As cores sobre a superfície da peça representam um grau específico de deflexão, onde o vermelho é o maior valor e o azul o valor mínimo.	38
4.2	Estrutura mecânica desde diferentes vistas.....	39
4.3	Placa implementada do Primeiro Protótipo. (1) Conexão com <i>Strain gages</i> , (2) Amplificador AD620, (3) Conexão com a fonte simétrica, (4) Conexão da saída do amplificador para o Arduino.	40
4.4	Circuito para medição de força instalado no pedal.	41
4.5	Curva Tensão Vs. Peso para ambos pedais. A linha azul representa os pontos medidos no processo da calibração e as linhas vermelha e roxa representam a aproximação quadrática obtida. ..	43
4.6	Indivíduo pedalando em malha aberta	44

4.7	Comportamento da força no pedal direito respeito à posição da pedivela. A linha vermelha representa um perfil de força para 12 segundos de pedalada onde cada quadrado preto representa a posição angular (Y) e o valor de tempo (X) que indica onde iniciam e terminam forças máximas.	45
4.8	Comportamento da força no pedal esquerdo respeito à posição da pedivela. A linha azul representa um perfil de força para 12 segundos de pedalada onde cada quadrado preto representa a posição angular (Y) e o valor de tempo (X) que indica onde iniciam e terminam forças máximas.	45
4.9	Diagrama de fase polar entre a força e a posição angular para ambos pedais. A linha vermelha representa a força exercida pelo pé direito, enquanto a linha azul representa a força exercida pelo pé esquerdo.....	46
4.10	Perfil das forças na pedalada em malha aberta durante 6.6 minutos para um indivíduo. A linha vermelha representa a força medida no pedal direito e a linha azul representa a força medida no pedal esquerdo.....	47
4.11	Perfil de forças obtidas para o sujeito 3 após teste do controle P. A linha azul representa a força medida no pedal direito e a linha azul representa a força medida no pedal esquerdo, a linha verde representa a força de referência e a velocidade de referência. E a linha rosa representa a velocidade instantânea.	48
4.12	Perfil das forças obtidas para o sujeito 1 no pedal esquerdo (Linha vermelha) e no pedal direito (Linha azul)	49
4.13	Perfil de forças obtidas para o sujeito 3 após teste do controle PI. A linha azul representa a força medida no pedal esquerdo e a linha vermelha representa a força medida no pedal direito, a linha verde representa a força de referência e a velocidade de referência.	50
4.14	Sinais de controle para Controlador PI para o Indivíduo 3 durante 90 s	51

Lista de Tabelas

2.1	Equações para cálculo do estresse e de um metal de acordo com o tipo de força aplicada.....	14
2.2	Saída de tensão nas 4 configurações de ponte de acordo com o número de elementos ativos. R representa o valor de resistência nominal, ΔR corresponde a variações na resistência. V_B é o valor da tensão de alimentação da ponte e V_o corresponde à saída de tensão da ponte.	18
2.3	Tecnologias para medição de força em pedais durante a pedalada. Modificado de [12]	20
4.1	Variação da resistência nos materiais testados (dois tipos de aço e latão) do experimento descrito na seção 3.2.3 Dados obtidos para 3 pessoas pedalando.	38
4.2	Valores de tensão e peso obtidos no processo de calibração para cada um dos pedais	42
4.3	Valores médios de força máxima e velocidade após estimulação elétrica para 2 sujeitos	48
4.4	Valores médios da força máxima e erro obtidos para 3 sujeitos após implementação do controle P	49
4.5	Valores médios de força máxima e velocidade para 3 sujeitos após implementação do Controle PI.	49

Lista de Símbolos

Símbolos Latinos

A	Área	
e	Deformação	$\mu\varepsilon$
F	Força	N
F_{cr}	Valor de tensão de calibração do pedal direito	bits
F_{cl}	Valor de tensão de calibração do pedal esquerdo	bits
\bar{F}_{maxr}	Força média máxima pedal direito	N
\bar{F}_{maxl}	Força média máxima pedal esquerdo	N
F_x	Força anterior-posterior	N
F_y	Força normal	N
f	Frequência de estimulação	Hz
G	Ganho do amplificador	
I	Intensidade da corrente de estimulação	mA
$I_{nominal}$	Corrente de estimulação nominal	mA
K_P	Ganho proporcional	
K_I	Ganho integral	
L	Comprimento	mm
P_w	Largura de pulso	μs
R	Resistor	Ω
S	Tensão normal	
V_{IN}	Tensão de entrada do amplificador operacional	V
V_B	Tensão de entrada	V
V_0	Tensão de saída	V
V_{res}	Resolução do conversor Analógico/Digital	mV

Símbolos Gregos

τ	Tensão por cisalhamento
ρ	Resistividade
θ	Posição angular
ω	Velocidade angular
ω_{ref}	Velocidade angular de referência
γ	Deformação

Siglas

<i>GF</i>	<i>Gage factor</i>
<i>IMU</i>	<i>Inertial measurement unit</i>
<i>QR</i>	Quadríceps direito
<i>QL</i>	Quadríceps esquerdo

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

O acidente vascular cerebral ou a lesão medular são doenças que afetam diretamente o Sistema Nervoso Central causando fraqueza ou paralisia, devido à rápida denervação dos músculos. Esse bloqueio da inervação neural torna o músculo incapaz de produzir as forças voluntárias necessárias para realizar um movimento [13].

As consequências da lesão medular frequentemente são irreversíveis e podem causar a perda das funções motoras e sensoriais nas partes do corpo inervadas pelas vias neurais abaixo do nível da lesão. Esse tipo de lesão traz diferentes efeitos colaterais, entre os mais comuns encontram-se os espasmos musculares, perda da força muscular, doenças cardiovasculares e osteoporose [14]. Assim, a paralisia das pernas devido à lesão medular causa complicações médicas que se associam com a restrição da atividade muscular, ocasionando perda da massa muscular e problemas de circulação. Dessa forma surgem nas pessoas úlceras por pressão, edemas, perda da massa óssea e baixa autoestima [15]. Consequentemente muitas destas pessoas estão destinadas a levar um estilo de vida extremamente sedentário.

Tradicionalmente, terapia física é administrada a indivíduos com paraplegia como treinamento funcional dos membros [16]. A robótica pode ajudar a movimentar os membros e auxiliar no processo de reabilitação [17]. Outra forma de terapia e exercício recreativo inclui os esportes indicados para pessoas com deficiência segundo o tipo de lesão, tais como ciclismo com o uso das mãos, natação ou esportes em cadeiras de rodas [18]. Os benefícios potenciais que traz a prática de exercício para estas pessoas inclui condicionamento e melhora da capacidade pulmonar, cardiovascular e das funções musculoesqueléticas. Estudos [18],[19],[20],[21] sugerem também que o exercício habitual pode reduzir a fadiga, dor, fraqueza, deterioração articular e incipientes deficiências neurológicas que aparecem com a idade. Essas deficiências desafiam a capacidade destas pessoas para realizar atividades diárias essenciais após a lesão, desta forma a prevenção das mesmas irá promover uma melhor qualidade de vida [18].

Uma das condições mais comuns tratadas com Estimulação Elétrica Funcional (FES) é a lesão medular. A FES é uma técnica para o melhoramento e restauração da função motora. Consiste em estimular eletricamente nervos motores por meio de eletrodos com o propósito de gerar contrações nos músculos e produzir um movimento funcional ou torque [14].

Assim, restaurar e melhorar as funções motoras provenientes dessa condição, pode incrementar substancialmente a qualidade de vida dos pacientes. Dessa forma, o ciclismo assistido usando FES torna-se uma terapia viável que oferece os benefícios da estimulação elétrica e as vantagens adicionais próprias da prática do ciclismo, a qual resulta em melhora das funções respiratórias, cardiovasculares, o aumento da massa óssea, massa muscular e a diminuição da atrofia muscular [3].

Este trabalho faz parte da pesquisa desenvolvida em ciclismo assistido usando FES do projeto EMA (*Empowering Mobility and Autonomy*). O grupo EMA desenvolve projetos de engenharia e fisioterapia para o empoderamento de pessoas com dificuldade de locomoção, o trabalho mais recente foi focado na instrumentação de um veículo de três rodas sem motores: a EMA *Trike*. Esta bicicleta está destinada às pessoas que perderam o movimento dos membros inferiores por lesão medular e lhes permite pedalar por meio da eletroestimulação. O seu propósito é auxiliar na reabilitação e proporcionar um meio de locomoção e de atividade

física ao ar livre, promovendo uma maior integração à sociedade e um estilo de vida mais saudável.

1.2 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

No corpo humano, a ação coordenada de neurônios motores ativa os músculos esqueléticos que geram torques sobre as articulações e produzem assim movimentos complexos. As desordens neurológicas que danificam os neurônios motores podem levar a parestesia ou paralisia e comprometimento do movimento. Especificamente, as pessoas que sofrem de distúrbios do neurônio motor superior como acidente vascular cerebral e lesão da medula espinhal têm dificuldade em realizar movimentos funcionais como ficar em pé, caminhada ou ciclismo. A FES procura recuperar a função perdida dos neurônios motores através de correntes elétricas aplicadas artificialmente para recuperar algum movimento funcional. Desta forma o ciclismo induzido por FES tem sido designado como fisiologicamente e psicologicamente benéfico para pessoas que sofrem de lesões que afetam os músculos dos membros inferiores.

Os benefícios que pode trazer a prática do ciclismo assistido por FES são variados. Geralmente focados nos sistemas pulmonar, cardiovascular, neuromuscular e esquelético. No trabalho [16] é feita uma descrição detalhada da eficácia clínica do treinamento do ciclismo usando FES para os sistemas do corpo citados. Entre as vantagens para usuários com lesão medular, encontram-se a redução da atrofia do músculo-esquelético, o aumento da circulação dos membros inferiores, melhoras na função do sistema imune, redução de edemas, aumento na densidade óssea, redução da espasticidade [16], [22], em combinação com o incentivo psicológico [23] de uma atividade locomotora, segura e independente.

O tempo e a intensidade do treinamento são fatores importantes que determinam a eficácia da terapia. De forma ilustrativa, no estudo [24] foi desenvolvido um protocolo de estimulação para ciclismo com FES com 18 indivíduos com lesão medular que receberam treinamento de 2 a 3 vezes por semana durante 10 semanas, com sessões aproximadas de 30 minutos. Os resultados incluíram, aumento na massa muscular e mudanças no metabolismo dos indivíduos, tais como diminuição dos níveis de glicose e insulina no sangue. O trabalho [25] apresenta os efeitos sobre a massa óssea de 15 pacientes que receberam terapia durante 6 meses, com uma intensidade de 5 vezes por semana em sessões de 30 minutos, e observou-se um aumento na massa óssea dos membros inferiores paralisados (tíbia proximal e fêmur distal).

Para gerar força e provocar movimento os músculos se contraem e diminuem de comprimento. Para que exista uma contração muscular é essencial que ocorra a ativação do músculo através do nervo ligado a ele, desta forma todos os movimentos do corpo humano gerados por músculos são planejados, controlados e executados pelo Sistema Motor [11]. Em pessoas com paraplegia não existe controle voluntário dos movimentos, porém, experimentam movimentos involuntários. Assim se faz necessária uma aplicação de FES controlada para produzir movimentos coordenados e cíclicos. No ciclismo assistido por estimulação elétrica, o indivíduo aciona o movimento por meio das forças aplicadas sobre os pedais. O estimulador envia uma sequência de estímulos específicos até os músculos da perna para produzir um movimento cíclico, esta sequência é definida como o padrão de ativação muscular [26].

Se os padrões de ativação muscular não são os devidos, então é possível que sejam necessárias forças musculares maiores para produzir determinada quantidade de trabalho no pedal para manter o exercício. Forças musculares maiores gerariam maiores custos metabólicos e demandariam de maior energia. Neste ponto a fadiga acontece rapidamente interrompendo o exercício. Além disso a força aplicada sobre os pedais fornece

informações diretas da pedalada para cada indivíduo. Assim, o conhecimento das forças exercidas sobre os pedais permite avaliar a eficiência das pedaladas ao longo do tempo e o efeito da força com relação à estimulação fornecida. Além disso, os pedais podem oferecer informações significativas sobre o condicionamento físico, desempenho do ciclista, processo de fadiga e a forma como o indivíduo gera e emprega a força [27]. Daí a importância do controle das forças aplicadas através do padrão certo de estimulação.

A medição de força no ciclismo pode ser feita sobre a pedivela para obter as forças totais exercidas na pedalada, unilateral sobre um pedal para conhecer as forças de apenas uma perna e bilateral para o conhecimento das forças exercidas por cada perna com a instrumentação dos dois pedais [27], [12]. Além disso a maioria de estudos para monitoramento das forças em ciclismo baseiam-se em tecnologias limitadas ao ambiente laboratorial [12].

Este trabalho aborda a instrumentação de dois pedais para medição bilateral da força, o que permite o conhecimento da mesma levando em conta a característica humana de assimetria. Também será estudada a tecnologia FES aplicada ao ciclismo assistido envolvendo o controle da força através do padrão de estimulação.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo Geral

Desenvolver um sistema que permita a aquisição e o controle da força exercida sobre os pedais de um triciclo, para ciclismo assistido usando estimulação elétrica, numa primeira abordagem para pessoas hígdas, servindo como etapa intermediária para aplicação em pacientes com lesão medular.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Desenvolver um sistema eletromecânico para medição e aquisição da força normal aplicada sobre os pedais de um triciclo.
- Conceber e implementar algoritmos de controle capazes de regular a força normal exercida sobre os pedais de um triciclo, usando estimulação elétrica.
- Avaliar técnicas de controle em malha fechada para ciclismo assistido por estimulação elétrica em pessoas hígdas.

1.4 ORGANIZAÇÃO DO MANUSCRITO

O documento apresenta o desenvolvimento envolvido no sistema proposto para aquisição e controle de força em ciclismo assistido por estimulação elétrica, bem como resultado de avaliação preliminar com indivíduos hígdos. O capítulo 2 contém a fundamentação teórica da estimulação elétrica funcional e a medição de força em pedais, que são os principais temas tratados ao longo deste trabalho. Posteriormente o capítulo 3 descreve os métodos para o desenvolvimento do *hardware* e *software* usado na medição, seguido do *setup experimental* com que foram feitos os testes com o respectivo protocolo e controle desenvolvido. O capítulo 4 exhibe os

resultados obtidos para o *hardware* desenvolvido e nos experimentos realizados com as estratégias de controle propostas. Finalmente, no capítulo 5 se apresentam as considerações finais deste trabalho e são propostos trabalhos futuros visando melhorar e complementar o presente.

2

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo são apresentados os conceitos básicos da estimulação elétrica aplicados ao ciclismo assistido e os fundamentos necessários para a medição de força em pedais.

2.1 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL

Num indivíduo sem lesão medular, o sinal para contração muscular é gerado no Sistema Nervoso Central (SNC), é propagado ao longo do nervo periférico e via sinapses é transferido ao músculo, onde acontece a contração. A Estimulação Elétrica Funcional (FES) pode ser usada para restaurar as funções motoras perdidas em indivíduos com lesão medular e auxiliar eles na execução de movimentos funcionais, de forma semelhante aos impulsos elétricos gerados no SNC [2].

2.1.1 Fundamentos da FES

Os sistemas FES visam melhorar a integração da função sensório-motora, ativando neurônios motores ou vias de reflexos por meio da estimulação de fibras nervosas sensoriais, através de sinais elétricos [2]. A FES fornece trens de impulsos elétricos imitando, em certa medida, o fluxo natural dos sinais de excitação gerados pelo Sistema Nervoso (SN) em estruturas sem lesão. Estes impulsos são transmitidos por meio de eletrodos que despolariza as membranas celulares dos neurônios próximos. Se a despolarização atinge um limiar crítico, um influxo de íons de sódio desde o espaço extracelular até o espaço intracelular produz um potencial de ação que se propaga em ambas direções distante do local de estimulação. Quando o estímulo aplicado alcança esse limiar é desencadeado um impulso nervoso na forma tudo ou nada. Isso significa que um estímulo abaixo do limiar não gera um impulso menor, e um estímulo acima do limiar não gera um impulso maior. Se esse estímulo for aplicado em um nervo motor, esse impulso pode viajar até o músculo correspondente e ativar fibras musculares daquela unidade motora. Essas fibras são ativadas também na forma tudo ou nada. Assim, um maior estímulo nessa unidade motora não gera uma maior ativação [28].

O músculo responde ao impulso nervoso, chamado também de potencial de ação, com uma contração rápida e fraca chamada de *twitch*. O *twitch* corresponde a uma resposta tudo ou nada do músculo e possui uma duração de até 100 ms. Se um segundo potencial de ação ativar as fibras antes de terminar a contração, essa segunda ativação será mais forte e é chamada de soma. Se vários impulsos chegarem em sequência ocorre uma contração tetânica, onde a resposta do músculo acrescenta com cada novo impulso. Se a frequência de potenciais de ação for alta, acima de 20 Hz para a maioria dos músculos do corpo humano [2], acontecerá uma contração tetânica completa onde o músculo consegue atingir a força máxima, como pode ser visto na Figura 2.1.

A ativação elétrica do tecido neuromuscular requer de ao menos 2 eletrodos para produzir um fluxo de corrente. Os eletrodos são tipicamente dispostos em configuração monopolar ou bipolar. Em ambas configurações, um eletrodo geralmente referido como o eletrodo ativo, é colocado perto do nervo periférico a ser estimulado. Na estimulação monopolar, o outro eletrodo, conhecido como o eletrodo de retorno, é localizado

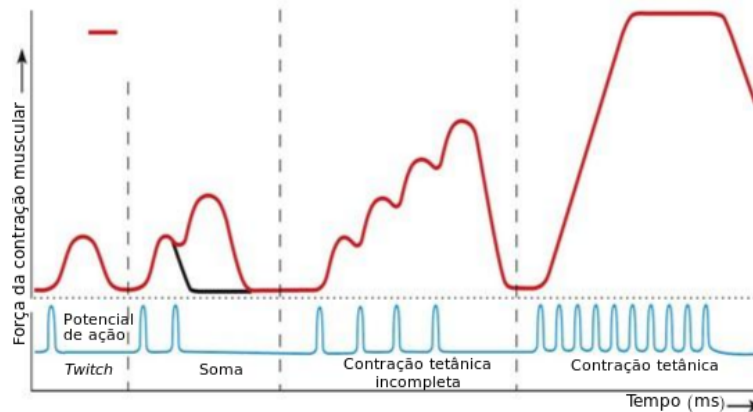


Figura 2.1: Ativação muscular em função da frequência. A linha vermelha representa a contração muscular. A linha azul os potenciais de ação. Figura modificada de [1]

numa área distante perto de tecido menos excitável, como tendão ou fáscia. Frequentemente o eletrodo de referência tem uma superfície de área maior do que o eletrodo ativo. Na estimulação bipolar, o eletrodo de referência é colocado perto do eletrodo ativo, fechando o circuito entre esses eles. A estimulação bipolar tem a vantagem de permitir maior seletividade na ativação dado que cada par de eletrodos cria um campo elétrico mais localizado[28],[2].

Os eletrodos podem ser divididos de forma geral em dois tipos, de superfície ou invasivos. Os eletrodos de superfície são colocados sobre a pele onde o estímulo será recebido, isto é próximo ao ponto motor que corresponde à região onde há maior concentração de junções neuromusculares daquele músculo específico. Os eletrodos devem apresentar as seguintes características: baixa impedância e mesma distribuição de corrente, flexibilidade para manter bom contato com a pele, facilidade na aplicação, remoção e montagem apropriada para evitar a irritação da pele. Um eletrodo de superfície está composto por 3 elementos: o condutor, a camada interfacial e o adesivo [2]. A principal limitação com o uso de eletrodos de superfície é que os músculos menores não podem ser seletivamente ativados e os músculos profundos não podem ser ativados sem primeiramente excitar músculos que são mais superficiais. A dor é um fator limitante na aplicação de FES com eletrodos de superfície em indivíduos com funções sensoriais preservadas. A Figura 2.2a apresenta eletrodos adesivos de diferentes tamanhos para estimulação de superfície.

Os eletrodos invasivos podem ser divididos entre aqueles em que o eletrodo é inserido no músculo e excita os neurônios motores e aqueles que estão em contato direto com o nervo que contém os neurônios, como ilustrado na Figura 2.2b. Comparado com os eletrodos de superfície, os eletrodos subcutâneos apresentam melhor seletividade e posicionamento permanente. A sensação para os usuários é muito mais confortável, desde que os eletrodos sejam colocados longe dos receptores da dor. Além disso a amplitude de corrente é muito inferior. A principal desvantagem deste tipo de eletrodo está na necessidade do procedimento cirúrgico para a implantação do mesmo, além de inconvenientes tais como o dano tecidual que pode ocorrer em decorrência do *layout* ou localização equivocada do eletrodo, e em caso de falha do mesmo a troca ou remoção do dispositivo [2].

As formas de onda aplicadas para estimulação são usualmente monofásicas ou bifásicas. Uma forma de onda monofásica consiste num impulso unidirecional repetitivo. As formas de onda bifásicas consistem num impulso de corrente repetitiva que tem uma fase catódica (negativa) seguida por uma fase anódica (positiva). A fase negativa ou também chamada de fase primária, desencadeia um potencial de ação em axônios próximos,

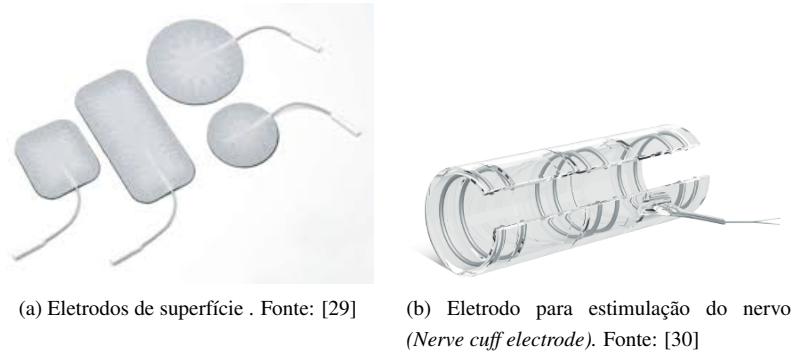


Figura 2.2: Eletrodos de superfície e eletrodos invasivos.

e o pulso positivo secundário equilibra a injeção de carga do pulso primário. A finalidade do pulso secundário é reverter os processos eletroquímicos potencialmente prejudiciais que podem ocorrer na interface eletrodo-tecido, durante o pulso primário.

Os estimuladores são projetados para assegurar valores de tensão ou corrente, tal operação é feita fixando um dos parâmetros e variando o outro. Na estimulação por tensão, esta é mantida fixa e a corrente sofre variações diretamente relacionadas a impedância do tecido estimulado. No entanto, nesta modalidade, questões relacionadas a durabilidade, qualidade e posicionamento dos eletrodos podem gerar variações bruscas na corrente fornecida, ocasionando desconforto ao paciente e um desgaste acelerado dos mesmos. Para estimulação por corrente, onde a tensão sofre variações, a carga aplicada ao tecido se mantém constante, levando a estímulos mais confortáveis e elevando a durabilidade dos eletrodos em se tratando de oxidação dos terminais, por exemplo. O uso da estimulação por corrente a corrente é diretamente controlada e não é afetada por mudanças na carga do tecido. Portanto, a quantidade de carga fornecida por pulso pode ser garantida. O uso de um estimulador regulado por corrente aumenta a probabilidade de obter uma maior repetibilidade nas respostas musculares [2],[28] . A Figura 2.3 expõe os sinais de saída do estimulador mencionados e os sinais entregues ao tecido.

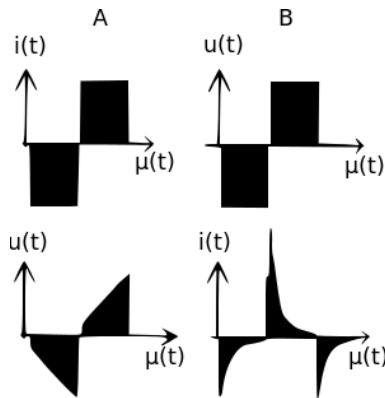


Figura 2.3: Comparação entre estimulação regulada por corrente (A) e estimulação regulada por tensão (B). A divisão superior corresponde à saída do estimulador e a inferior apresenta a corrente e tensão aplicada sobre o tecido. Figura modificada de [2]

2.1.2 Parâmetros da Estimulação Elétrica

A estimulação é fornecida como uma forma de onda de pulsos de corrente elétrica, que são caracterizados por três parâmetros: frequência, largura de pulso e intensidade de corrente. Desta forma, o entendimento dos parâmetros envolvidos na estimulação é vital para a segurança dos indivíduos e o sucesso dos experimentos.

A força da contração muscular é controlada pela manipulação desses parâmetros. Se a frequência do pulso for muito baixa, o músculo responde com uma série de *twitches*. As frequências da estimulação elétrica podem variar amplamente dependendo do objetivo da intervenção. No entanto, geralmente são usados padrões de 20-50 Hz para bons resultados [31]. Frequências de estimulação maiores (entre 50 e 80 Hz) resultam em maior conforto ao usuário, no entanto a força cai mais rapidamente, devido à fadiga muscular induzida [13]. A largura de pulso representa a duração do pulso e geralmente é medida em μs . Segundo a aplicação pode variar em uma ampla faixa em combinação com os outros parâmetros, geralmente está entre 50 e 500 μs [2]. Finalmente a amplitude de corrente usualmente é dada em *mA*. Quanto maior for a intensidade de corrente, maior será a força produzida, porém a fadiga será alcançada mais rapidamente, este parâmetro é configurado individualmente de acordo com a contração desejada.

De maneira geral os parâmetros de estimulação se complementam e devem ser alterados de acordo com a resposta do indivíduo ao estímulo. Para ativação de um potencial de ação, um limiar de tensão deve ser aplicado ao nervo. A informação referente ao valor deste limiar é dada pelo produto entre a amplitude de corrente do pulso e a largura deste, este limiar determina a carga total que deve ser injetada no músculo para sua despolarização [32] e a frequência é responsável por fornecer esses pulsos de forma rítmica e dentro de uma faixa que reduza a fadiga no paciente.

2.2 CICLISMO ASSISTIDO USANDO FES

O ciclismo assistido por estimulação elétrica é uma técnica de reabilitação que combina o exercício do ciclismo com a tecnologia FES para produzir movimento dos membros inferiores. Dado isso, é preciso uma instrumentação específica que permita ao usuário realizar o exercício de forma segura. No caso de um paciente com lesão medular tem sido desenvolvidos triciclos adaptados que permitem ao usuário manter o equilíbrio e fixar os pés aos pedais [33]. Entre os cicloergômetros comerciais usados no ambiente de reabilitação encontram-se o cicloergômetro BerkelBike (BerkelBike, Holanda) o Regys e o Ergys (Therapeutic Alliances, USA) e os sistemas de treinamento modificados para ciclismo assistido.

Para a realização do exercício além do estimulador e o cicloergômetro ou triciclo, são necessários sensores que provem informações em tempo real com relação ao estado do sistema. A leitura da posição angular é essencial, dado que as sequências de estímulos ou padrões de estimulação são definidas tipicamente por intervalos dos ângulos da pedivela durante os quais certos grupos musculares da perna são ativados para manter o movimento [31], [16]. Para sistemas com controle mais robustos podem ser usados sensores de força e de velocidade para a obtenção de informações mais completas.

O sistema de ciclismo assistido por FES utiliza um *software* para controlar a sequência de estímulos enviadas aos músculos das pernas e provocar movimentos cíclicos de pedalada. Normalmente os músculos ativados correspondem aos quadríceps, isquiotibiais e glúteos [33],[34]. O nível de estimulação aplicado aos músculos determina a quantidade de torque e a cadência produzida nos pedais.

O tipo mais comum de estimulação no ciclismo por FES é a estimulação com eletrodos de superfície [23]. Com estes eletrodos apenas são atingidos um número limitado de músculos. Com isso é necessária a escolha certa dos parâmetros de estimulação definidas pelo software de controle e pelos padrões de estimulação. Para converter as forças geradas pelos músculos em movimentos que permitam manter a pedalada.

Por outro lado, a estimulação elétrica com eletrodos de superfície não permite uma alta seletividade nos grupos musculares a contrair, por conseguinte músculos pequenos encarregados dos movimentos finos não podem ser ativados. Isso pode levar a uma coordenação imprecisa dos músculos flexores e extensores e resultar em ciclismo menos eficiente em termos biomecânicos. Esta ineficiência biomecânica é o fator que mais contribui na diminuição da potência produzida no ciclismo assistido por FES[22]. Comparado com a ativação normal do controle motor voluntário, o controle da estimulação elétrica é muito mais cru e o recrutamento dos músculos é feito bruscamente.

Se os padrões para o recrutamento muscular não são precisos, então é provável que forças musculares relativamente maiores sejam requeridas para produzir uma quantidade dada de trabalho externo no pedal. Forças maiores gerariam maiores custos metabólicos tanto a partir de fontes aeróbicas e anaeróbicas, o que pode explicar parcialmente a menor eficiência mecânica e o alto nível de lactato observado durante o exercício usando FES [35].

No entanto a escolha certa dos parâmetros da estimulação e o controle de variáveis envolvidas no exercício, como velocidade e força, podem melhorar o movimento com o aumento da potência associada ao ciclo de pedalada e o aumento do tempo no exercício.

2.2.1 Sistemas de Controle em Ciclismo Assistido por FES

A finalidade do sistema de controle no uso desta tecnologia é a ativação coordenada dos músculos dos membros inferiores para produzir movimento através da transferência de potência ao pedal. Em adição, a eficácia do ciclismo com FES pode vir a ser afetada por fatores como a configuração mecânica do cicloergômetro ou do sistema de treinamento, a posição do assento, o ângulo de encosto do assento e os parâmetros de estimulação [33].

Para avaliar os efeitos fisiológicos do ciclismo assistido é essencial que a cadência e as forças sejam bem controladas. As mudanças diárias devidas as condições físicas dos indivíduos, a resposta altamente não linear e variante no tempo dos músculos eletricamente estimulados, a fadiga muscular, as mudanças na força dos músculos e a ocorrência ocasional de espasticidade limitam a utilidade de um padrão de estimulação preestabelecido e do sistema de controle em malha aberta. Para resolver estes problemas e para controlar o exercício em diferentes protocolos de treino (por exemplo treino a várias velocidades e cargas), tem sido implementadas várias estratégias de controle em malha fechada referidas na literatura.

Em [36], foi implementado um controlador de velocidade Fuzzy para estimulação de quadríceps e isquiotibiais em ambas pernas, os valores da estimulação foram fixos e o controlador ajustava um ganho para a modificação dos mesmos, como do sistema foi obtida uma pedalada suave e prolongada, comparada com um controlador Proporcional Integral convencional. Os trabalhos implementados em [37],[38] também aplicam regras Fuzzy, estes controladores tem sido muito conhecidos por seu uso em sistemas complexos não lineares, como é o caso do controle dos músculos usando FES. [26] apresenta um estudo de caso onde é desenvolvido um sistema de controle *Feedback* para ciclismo focado na determinação automática dos padrões de estimulação para múltiplos grupos musculares fazendo medição de torque e velocidade, levando em conta o processo

de fadiga muscular, no final foi proposto um método para a implementação de um controlador robusto com compensador de atraso do músculo.[15] é implementado um sistema de controle, que fornece um padrão de estimulação para cada uma das 16 fases definidas na pedivela, o indivíduo conseguiu pedalar 1,2 km a uma cadência dentre 25 a 85 rpm. Existem diferentes estratégias de controle aplicadas a problemas inerentes ao sistema, tais como a fadiga muscular e cargas diferentes, por exemplo uma subida. Estes casos são usados sensores adicionais além do sensor da pedivela e pode ser requerida uma quantidade maior de canais de estimulação [39],[40], [41].

2.2.2 Medição de Força no Ciclismo Assistido por FES

Os padrões de estimulação para ciclismo por FES tem sido baseados principalmente em perfis de ativação muscular obtidos por eletromiograma (EMG) [42], [43]. No entanto, é questionável se a transposição dos padrões do EMG para FES dará o melhor movimento [31]. As medições realizadas por EMG tem mostrado um avanço de fase crescente na atividade muscular quando a pedivela gira mais rapidamente, este comportamento de latência muscular requer uma ativação antecipada dos músculos com o propósito de gerar as forças nos ângulos da pedivela corretos. Assim, a ativação muscular tem que levar em conta diferentes fatores como a influência das condições de carga do sistema, as alterações individuais no exercício, a fadiga, entre outros. Desta forma, torna-se necessário obter informações do desempenho individual do exercício [23].

Em [23] é feito um estudo onde é desenvolvido um assento de ensaio ajustável com medição de força na pedivela, que permitiu medições estáticas e dinâmicas das forças aplicadas e o torque resultante para testar a influência de vários parâmetros de estimulação em sujeitos com paraplegia. Assim, foram achados e otimizados os parâmetros de estimulação individuais para 4 pessoas com paraplegia e as posições geométricas na pedivela nas quais as forças e torques foram aplicadas [15].

2.2.3 Biomecânica do Ciclismo

Embora durante o estado estacionário do ciclo de pedalada a velocidade é bastante constante, as forças envolvidas na ação da pedalada são grandemente flutuantes ao longo do ciclo da pedivela. A principal razão é que a produção de força do músculo depende do comprimento do músculo e conseqüentemente dos ângulos articulares. Dado que os ângulos articulares mudam durante a pedalada e que a ativação de cada músculo depende da posição da pedivela relativa aos segmentos da perna, a força aplicada aos pedais flutua a partir do momento em que o pé é posto sobre o pedal. [44].

A maior parte dos estudos em medição de força em pedais tem sido limitados a avaliações dentro do laboratório devido a eletrônica envolvida no registro dos sinais de força [45],[12]. Não obstante, mais recentemente tem sido implementados sensores de força para fornecer força e potência de saída com o objetivo de melhorar a informação relacionada com o esforço no exercício. Comercialmente são diversos os sistemas oferecidos. O sistema *MEP* da Itália, fornece informações da eficiência na pedalada e da distribuição das forças, além das variáveis medidas (força, cadência). É instalado a ambos lados do prato da bicicleta e a medição é feita na pedivela de cada lado. Os dados são transmitidos via *Bluetooth* até um computador que analisa e apresenta as informações para o usuário. O *Garmin Vector* fabricado nos Estados Unidos, é um sistema para medição de forças diretamente em cada pedal, a transmissão de dados é feita via *Bluetooth* até um visualizador compatível com o sistema, disponibilizado de forma separada pela *Garmin*. Os dois sistemas são muito completos e com alta precisão de acordo com as especificações, porém o custo é muito elevado. A Figura 2.4 ilustra os sistemas

mencionados.



(a) Sistema de medição de força e potência MEP. A figura mostra o sistema instalado sobre o prato da bicicleta para um dos lados. Fonte:[46]



(b) Sistema para medição de potência e cadência dual Garmin Vector. Fonte: [47]

Figura 2.4: Sistemas comerciais para medição de força e potência em pedais: (a) A medição de força é feita no pedivela e a transmissão dos dados é feita via *Bluetooth* até o computador ou *smartphone*. Avalia as forças da pedalada do lado esquerdo e do direito independentemente; (b) O sistema é instalado diretamente sobre o pedal onde é feita a medição da força por deflexão. .

A medição de forças pode ser combinada à cinemática dos segmentos com o objetivo de inferir momentos articulares. Estas medidas fornecem conhecimentos das ações individuais das articulações e coordenação dos grupos musculares [48].

Os músculos esqueléticos transferem a força aos ossos uma vez que o SNC envia um potencial de ação até as fibras musculares. A ação combinada de várias unidades motoras pode ser analisada usando electromiografia de superfície ou interna. Para electromiografia de superfície, os electrodos na pele capturam os sinais eléctricos dos potenciais de ação do músculo os quais fornecem um perfil total do recrutamento dos músculos durante varias tarefas. A electromiografia de superfície tem sido usada para monitorar mudanças na carga, cadência da pedalada, posição do corpo na bicicleta e fadiga, entre outras.

Desde uma perspectiva qualitativa os músculos dos membros inferiores são ativados e desativados numa seção dada do ciclo da pedivela. Assim, a atividade muscular de um ciclo de pedalada está dada pelos glúteos, os flexores de quadril, os quadríceps que permitem a extensão dos joelhos, os isquiotibiais ou flexores dos joelhos, o tibial anterior e o tríceps sural [44], [49]. A Figura 2.5 apresenta a localização dos músculos na perna direita e a ativação segundo a posição da pedivela. De forma geral vários dos trabalhos ([50]) que citam à ativação dos músculos usados no ciclismo apresentam posições similares em repeito ao inicio e o fim da ativação.

2.3 MEDIÇÃO DA FORÇA EM PEDAIS

A propulsão de uma bicicleta ou triciclo é gerada pelas forças aplicadas no pedal. A força dos músculos é transferida aos pedais por meio do contato com o pé, no entanto a aplicação dessa depende da posição do pé com relação à superfície do pedal. Para uma análise das direções da força sobre a superfície do pedal, a força total é separada em 3 componentes ortogonais: Normal (F_y); anterior-posterior ou radial à pedivela (F_x); e meio-lateral (F_z), como é exposto na Figura 2.6 [4].

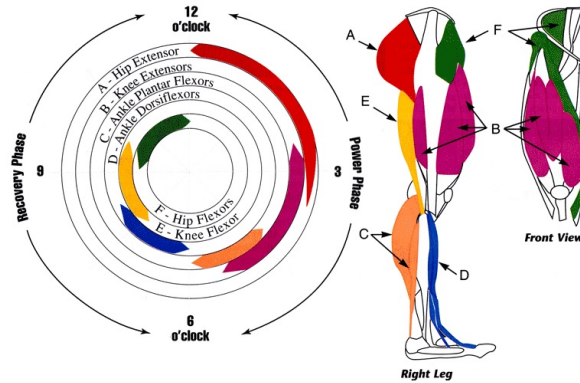


Figura 2.5: Músculos usados no ciclismo segundo o trabalho apresentado em [3]. O Grupo A são os extensores de quadril (glúteos), o B corresponde aos extensores de joelho (quadríceps), o C é o grupo do tríceps sural, o D corresponde ao tibial anterior, o grupo E são os flexores do joelho (isquiotibiais) e o grupo F os flexores de quadril. Fonte:

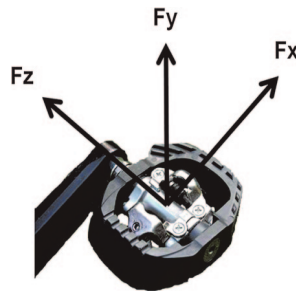


Figura 2.6: Componentes em três dimensões das forças aplicadas sobre a superfície do pedal. F_x corresponde à força anterior-posterior, F_y a força normal e F_z a força meio-lateral. Fonte:[4]

Apenas as forças normal e anterior-posterior podem ser deslocadas até o pedivela, considerando o posicionamento do pedal em relação à pedivela. Assim, a maior parte dos estudos se dedicam a medição destas duas componentes, além disso a medição da força médio-lateral durante a rotação faz com que aumente a complexidade das configurações eletrônicas. A força propulsora vai depender do ângulo do pedal em relação ao pedivela. Sistemas mais precisos tem que medir o ângulo do pedal.

A estimativa mais usada para medir as forças aplicadas sobre os pedais é feita determinando a deformação da estrutura do pedal, resultante da força aplicada sobre o material [6]. O princípio segue a Lei de Hook onde uma deformação linear é causada por uma força aplicada a uma largura de banda restrita. Sempre que a força aplicada ultrapassar as propriedades elásticas do material, é observada uma deformação permanente e são constatadas mudanças na relação força/deformação [4].

2.3.1 Medição da Força

Os sistemas de medição são compostos por diferentes elementos ou blocos. De forma geral segundo [5] é possível identificar quatro tipos de elementos, muito embora alguns dos elementos se repita ou se ausente dentro

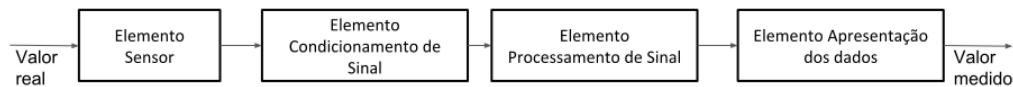


Figura 2.7: Estrutura geral de um sistema de medição. O Elemento sensor está em contato com o processo e captura um sinal de entrada que depende da variável a ser medida. O Elemento condicionamento de sinal converte a saída do sensor em um sinal mais adequado para o processamento no Elemento processamento de sinal. Finalmente é apresentado o valor medido de forma que seja reconhecido pelo observador [5].

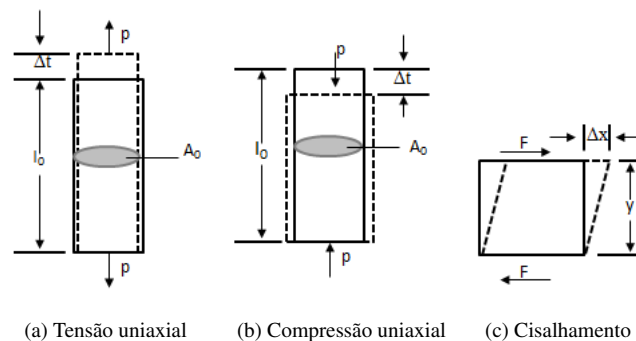


Figura 2.8: Metal carregado em tensão uniaxial (a), compressão uniaxial (b) ou cisalhamento (c), até atingir um valor crítico de estresse normal ou estresse por cisalhamento. F e p representam a direção das forças aplicadas sobre o material. Fonte: [6]

do mesmo sistema. Esses elementos são expostos na Figura 2.7. Neste trabalho a força é a entrada do sistema e é capturado pelo elemento sensor, esse sinal é condicionado e processado nos blocos Condicionamento de Sinal e Processamento de sinal, para finalmente ser convertido num valor de força .

A base para a medição da força é consequência do comportamento físico de um corpo submetido forças externas. Enquanto um metal é carregado em tensão uniaxial (Figura 2.8a), compressão uniaxial (Figura 2.8b) ou cisalhamento (Figura 2.8c) , comporta-se elasticamente até alcançar um valor crítico de estresse normal (S) ou estresse por cisalhamento (τ), o que deformará plasticamente o material. Na região elástica, os átomos são deslocados temporariamente e em seguida retornam a sua posição de equilíbrio quando a carga é removida. O estresse (S ou τ) e a deformação (e ou γ) na região elástica podem ser definidos conforme Figura 2.8. Assim, o estresse está definido como a relação da força (F) sobre a área (A) da aplicação da mesma[5]. As equações que definem o cálculo do estresse e a deformação para cada um dos casos mencionados anteriormente encontra-se na Tabela 2.1.

Existem diferentes métodos ou técnicas para medir uma força. Algumas podem ser caracterizadas como segue [8]:

Tabela 2.1: Equações para cálculo do estresse e de um metal de acordo com o tipo de força aplicada

	Tensão e compressão uniaxial	Cisalhamento
Estresse	$s = \frac{P}{A_0}$	$\tau = \frac{F}{A_0}$
Deformação	$e = \frac{\Delta l}{l_0}$	$\gamma = \frac{\Delta x}{y}$

1. Equilibrando uma força desconhecida contra força gravitacional de uma massa padrão;
2. Medindo a aceleração de uma massa conhecida na qual força é aplicada;
3. Balançando a força contra uma desenvolvida eletromagneticamente;
4. Distribuindo a força sobre uma área específica para gerar pressão, e realizar a medição desta última;
5. Medindo a deformação produzida em um elemento elástico por uma força desconhecida.

O método 5 é o mais utilizado em sensores modernos, no entanto as técnicas mencionados anteriormente implicam uma variedade de desenhos nos equipamentos para medição. O desafio envolvido com a tarefa de medir a força reside principalmente na projeção dos sensores e pode ser resolvido levando em conta estas características [6]:

1. Restrições primariamente geométricas ou físicas, regidas pela aplicação da força no dispositivo sensor;
2. Os meios pelos quais a força pode ser convertida num sinal viável (tais como sinais eletrônicos ou descolamentos graduados).

Quando uma força é aplicada a um corpo, tende a mudar sua forma ou o tamanho dele, essas mudanças e/ou deformações podem ser imperceptíveis sem o uso de equipamento apropriado para fazer medições precisas. As variações podem agir no comportamento do sistema em estudo, sendo necessários sensores de força para entender a resposta do mesmo.

A maioria desses dispositivos não transformam diretamente a força num sinal elétrico, geralmente aproveitam a relação com outra variável para encontrar a medida, por exemplo a relação entre força e deflexão. Assim, a técnica apropriada para o sensor dependerá das condições requeridas pelo sistema. Os elementos elétricos mais usados na medição da força incluem os *strain gage* e os transdutores piezoelétricos [51].

2.3.2 Sensores para Medição de Força

Existem diferentes tipos de sensores de força que podem ser usados para medição da força aplicada, acompanhados de instrumentação de complexidade diferente. Entre os mais comuns encontram-se os *strain gages*, os transdutores piezo-elétricos e os sensores tácteis.

2.3.2.1 Transdutores de força piezoelétricos

Os sensores de força piezoelétricos são empregados onde as forças a serem medidas são dinâmicas, portanto mudam continuamente ao longo do período de interesse [51]. Esses dispositivos utilizam o efeito da mudança de carga que se produz em certos materiais quando são submetidos a estresse físico. Assim, uma mudança

na força é transformada numa mudança elétrica, considerando que uma força em estado estacionário não gera nenhuma resposta elétrica [8] . De fato, os transdutores piezoelétricos são transdutores de deslocamento para pequenas variações, e, assim são utilizados indiretamente como sensores de força, assumindo que o deslocamento de um material elástico é proporcional à força. Os dispositivos piezoelétricos produzem saídas de tensão significativas em instrumentos tais como acelerômetros para estudos de vibração. Em comparação com *strain gages*, uma desvantagem desse dispositivo é o custo elevado. A Figura 2.9 apresenta sensores piezoelétricos do tipo botão.

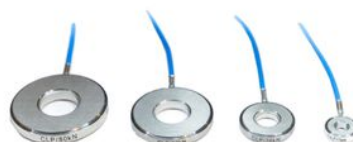


Figura 2.9: Sensores piezoelétricos tipo botão [7]

2.3.2.2 Sensores tácteis

Os sensores tácteis são uma classe especial de transdutores de força ou de pressão, caracterizados por espessura reduzida. Isto torna os sensores úteis em aplicações em que a força ou pressão pode ser desenvolvida entre duas superfícies que estão muito próximas uma de outra. Podem ser utilizados para detectar uma gama diversificada de estímulos que vão desde a detecção da presença ou ausência de um objeto pressionado até uma imagem táctil completa. Consiste em uma matriz de pontos sensíveis ao toque, capazes de medir mais de uma característica. Textura, deslizamento, impacto e outras condições de contacto que geram assinaturas de força e posição, que podem ser usadas para identificar o estado em que se encontra o material sobre o qual foi aplicado a força. Estes sensores podem ser usados para fabricar telas sensíveis ao toque, teclados e outros dispositivos onde o contato físico precisa ser detectado[8]. A Figura 2.10 apresenta um exemplo de aplicação de um sensor táctil sobre uma membrana.

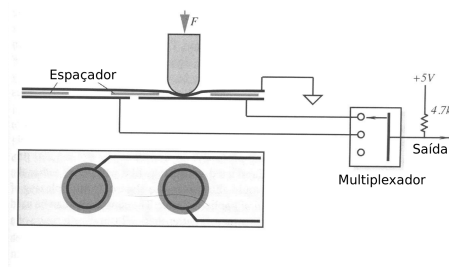


Figura 2.10: Membrana com sensor táctil. Modificado de [8]

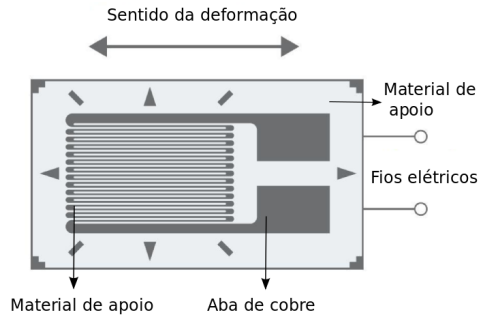


Figura 2.11: Estrutura e componentes de um *strain gage* típico.

2.3.2.3 *Strain Gages*

Um *strain gage* é um sensor elástico resistivo que mede a força indiretamente por meio da medida de deflexão produzida sobre uma carga [52]. O termo *strain* é utilizado usualmente para descrever a elongação de uma seção, que pode ser originada pelo efeito de uma força [10], i.e a quantidade de deformação que experimenta o material.

Geralmente, quando um material é mecanicamente deformado ocorrem mudanças na resistência elétrica. Este fato é conhecido como efeito piezo-resistivo e é expressado através de um fator *gage GF* (*Gage Factor*) do *strain gage* [8], este fator representa a medida de sensibilidade do sensor a uma deformação [53]. Em geral, os *strain gage* baseados em resistência usam um fio resistivo com resistência ρ , que altera seu comprimento (L), portanto a resistência definida em (2.1), como resultado da força aplicada à base sobre a qual o sensor se encontra instalado, causando estresse ou compressão. Esse processo corresponde á forma mais conhecida de converter força numa variável elétrica, (2.2).

$$R = \rho \frac{L}{A} \quad (2.1)$$

$$\frac{\Delta R}{R} = GF \cdot \frac{\Delta L}{L} \quad (2.2)$$

Na expressão (2.2), a variação da resistência R é expressada por $\frac{\Delta R}{R}$ e a quantidade adimensional $\frac{\Delta L}{L}$ corresponde á medida de deformação do fio

dada em *microstrains* ($1\mu\varepsilon = 10^{-6} cm/cm$).

O sensor é composto por um fio condutor fino disposto num padrão coplanar, ligado entre duas lâminas isoladas de papel ou plástico, sobre uma base elástica como pode ser visto na Figura 2.11 [51]. O *strain gage* mais utilizado é o de folha metálica que consiste num fio muito fino disposto num padrão de grade. A grade ativa maximiza a quantidade de fio metálico sujeito à deformação na direção paralela e está ligada diretamente a um suporte fino, o material de apoio. Portanto, a deformação experimentada é transferida diretamente para o sensor.

Os *strain gages* são utilizados principalmente na análise experimental de tensões em estruturas e máquinas e na construção de sensores de força, torque, pressão, fluxo, entre outros. Para isso devem ser fixados apropriadamente sobre a superfície que recebe a carga e alinhados no sentido da deformação a ser medida[27]. Outra razão pela qual são muito utilizados é devido ao seu custo relativamente inferior quando comparado com outros

sistemas de medição de força, como os transdutores piezoelétricos.

O circuito de ponte de *Wheatstone* é uma das técnicas mais usadas para determinar as mudanças relativas na resistência com grande precisão[10]. O circuito geral da ponte consiste em 4 resistores (R_1 a R_4) formando um quadrilátero, uma fonte de excitação de tensão V_B e um detector de tensão V_O . O detector mede a diferença entre as saídas dos 2 divisores de tensão da ponte.

Na maior parte das aplicações usando a ponte, não existe só um elemento resistor variável, porém dois, ou mesmo quatro elementos podem variar. A Tabela 2.2 apresenta quatro configurações de pontes, as mais usadas comumente para aplicações de sensores. Nos quatro casos é assumido uma tensão constante V_B e o valor do resistor R é igual ao valor nominal do resistor ou resistores variáveis. O desvio do resistor variável em função do valor nominal é assumido como proporcional à quantidade a ser medida.

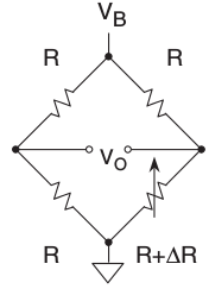
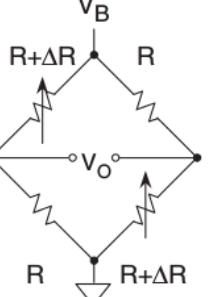
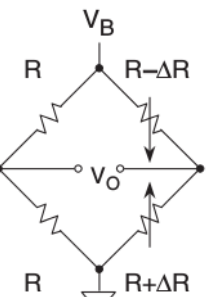
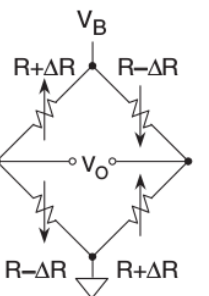
Configuração	Ponte Wheatstone	V_o
a) Único elemento variável		$V_o = \frac{V_B}{4} \left[\frac{\Delta R}{R + \frac{\Delta R}{2}} \right]$
b) Dois elementos variáveis		$V_o = \frac{V_B}{2} \left[\frac{\Delta R}{R + \frac{\Delta R}{2}} \right]$
c) Dois elementos variáveis		$V_o = \frac{V_B}{2} \left[\frac{\Delta R}{R} \right]$
d) Todos os elementos variando		$V_o = V_B \left[\frac{\Delta R}{R} \right]$

Tabela 2.2: Saída de tensão nas 4 configurações de ponte de acordo com o número de elementos ativos. R representa o valor de resistência nominal, ΔR corresponde a variações na resistência. V_B é o valor da tensão de alimentação da ponte e V_o corresponde à saída de tensão da ponte.

2.3.3 Instrumentação de pedais para medição de força

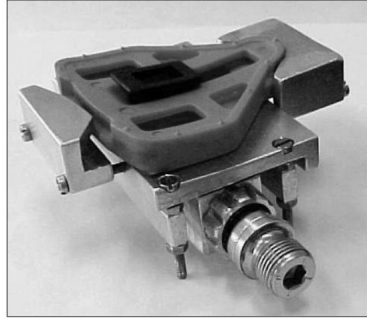
Os pedais instrumentados com o propósito de quantificar as forças entre o pé e a bicicleta são diversos, e combinam diferentes metodologias ou técnicas para a medição segundo as exigências da pesquisa ou o ambiente esportivo. Os primeiros estudos alusivos a pedais instrumentados, foram encaminhados à medição da força restrita numa direção usando *strain gages* fixados sobre a pedivela ou diretamente no pedal para a determinação da força normal. As gerações de instrumentação seguintes foram adaptadas para medir 2 ou 3 dimensões, usando *strain gage* ou elementos piezoelétricos instalados no pedal. A Tabela 2.3 apresenta um resumo das principais tecnologias para medição de força em pedais ao longo do tempo. Nenhuma destas tecnologias foi aplicada para controle.

Grande parte das pesquisas apresentadas na Tabela 2.3 são resultados obtidos em laboratórios. O projeto e instrumentação destes sistemas só permitia testes estáticos. Além disso, a maioria destes estudos apresentam uma abordagem bidimensional da força aplicada sobre o pedal, analisando as componentes normal e anterior-posterior pois correspondem às componentes com maior contribuição sobre o pedal[56].

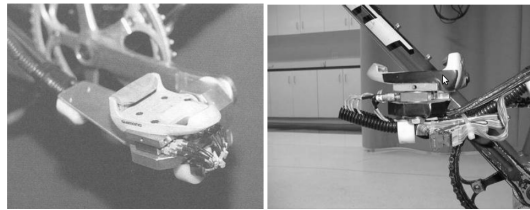
Os seguintes são exemplos de diferentes pedais instrumentados para medição das forças nos pedais. A Figura 2.12a corresponde a uma plataforma-pedal instrumentada a qual é acoplada a o eixo da bicicleta para medição das forças normal e anterior-posterior, foi desenvolvido pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul e é usado comumente por ciclistas e triatletas [63]. A Figura 2.12b apresenta um pedal instrumentado com dois cristais piezoelétricos disponível comercialmente para medir componentes em 3 dimensões das forças [58]. Os dados de força nos instrumentos anteriores são salvos para ser avaliados posteriormente. Também foi desenvolvido um pedal para medição de forças, usando *strain gages*, nos eixos normal e tangencial desenvolvido na Universidade de Brasília no Departamento de Engenharia Elétrica[64].

Tabela 2.3: Tecnologias para medição de força em pedais durante a pedalada. Modificado de [12]

Referência	Ano	Tipo de Sensor ou mecanismo de medição	Componentes da força	Localização	Aplicação
Scott [54]	1800	Molas sobre um marcador ligado a um tambor rotativo para medição de pressão	Força normal	Pedal	Laboratório
Hoes[55]	1968	<i>Strain gage</i> colados diretamente sobre o pedal e a pedivela.	Força normal	Pedal e pedivela	Laboratório
Davis e Hull [56]	1981	Sofisticado dinamômetro octogonal de <i>Strain gages</i>	Força normal, anterior-posterior, médio-lateral e os momentos associados	Pedal	Laboratório
Newmiller[57]	1988	Dinamômetro em forma de Anelo composto por oito <i>strain gages</i>	Força normal e anterior-posterior	Pedal	Laboratório
Broker e Gregor[58]	1990	Peça que replica a interface normal de um pedal composta por dois transdutores piezoelétricos	Força normal, anterior-posterior, médio-lateral e os momentos associados	Pedal	Laboratório
Álvarez e Vinyolas[59]	1996	<i>Strain gages</i> em dois pontes de Wheatstone completos sobre o Eixo de cada pedal.	Força Normal e anterior-posterior	Eixo do pedal	Ciclismo em condições reais
Chen[60]	2005	Células de carga em cada pedal	Força Normal e anterior-posterior	Pedal	Laboratório e condições reais do ciclismo
Stapelheldt[61]	2007	Dois sensores de efeito Hall ortogonais ao pedivela.	Força Normal e anterior-posterior	Eixo do pedal	Laboratório
Dorel[62]	2009	<i>Strain gage</i> no eixo do ciclo ergômetro	Força Normal e anterior-posterior	pedivela	Ciclismo em condições reais



(a) Pedal-Plataforma para medição de força nas componentes normais e anterior-posterior. [63].



(b) Pedal instrumentado com cristais piezoelétricos para medir forças nas 3 dimensões. [27]



(c) Pedal plataforma instrumentado na Universidade de Brasília. [64]

Figura 2.12: Pedais instrumentados para medição das componentes normal e anterior-posterior

3

MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são descritos os procedimentos e metodologias usadas para o desenvolvimento do sistema de medição de força. Também descreve os materiais e a plataforma experimental utilizada na implementação das estratégias de controle. Da mesma forma, são apresentados os algoritmos de controle propostos e avaliados na sequência.

3.1 PLATAFORMA EXPERIMENTAL

A plataforma experimental sobre a qual foi desenvolvido o trabalho está composto principalmente por um triciclo que oferece sustentação para o tronco e exige que apenas sejam estimulados os músculos inferiores durante o exercício e não os músculos do tronco. O triciclo foi instrumentado com os equipamentos necessários que permitissem a medição e coleta das variáveis de interesse (força, velocidade e posição angular) e a estimulação elétrica com controle em malha aberta ou fechada.

3.1.1 Triciclo

Foi utilizado um triciclo comercial modelo *tadpole* da empresa HP3 Trike, Brasil com duas rodas na frente e uma atrás. Tem dimensões totais de 198 x 90 x 70 cm. Possui um assento inclinado que permite a estabilidade do piloto, diferente de assentos das bicicletas em posição vertical onde o usuário tem que fazer uso dos músculos do tronco. Conjuntamente conta com um sistema de marchas composta por 8 catracas e 3 coroas o que permite pedalar com distintas intensidades de carga segundo a necessidade do piloto, por exemplo subidas ou altas velocidades. O sistema pode ser adaptado a pessoas de diferentes alturas, pois permite aumentar e diminuir a distancia entre o quadril do piloto e os pedais. O triciclo instrumentado é apresentado na Figura 3.1.

De forma a possibilitar testes estacionários com o triciclo, foi utilizado um rolo de treinamento. O rolo mantém o triciclo estacionário durante o exercício e foi instalado sob a roda traseira. Este possui dispositivos mecânicos que possibilitam adicionar resistência ao seu rolamento. Essa resistência é transferida diretamente por meio da transmissão, e implica em um aumento proporcional do esforço mecânico exercido pelo piloto. Porém, no modelo utilizado nesse trabalho não há indicação ou medição dessa carga. Nos experimentos realizados nesse projeto foi utilizada uma carga suficiente para impedir o giro livre da roda.

3.1.2 Estimulador elétrico

O estimulador elétrico utilizado é o modelo *Rehastim* da Hasomed, Alemanha. Possui oito canais independentes alimentados por duas baterias separadas o que faz do estimulador um aparelho portátil. Foi desenvolvido principalmente para aplicações clínicas e científicas usando FES. Para programá-lo é possível realizar a conexão por meio de uma porta USB para assim controlá-lo em tempo real usando o pacote *Science Mode* fornecido pelo fabricante. O dispositivo gera ondas quadradas bifásicas com frequência máxima de 50 Hz, largura de pulso de até 500 μ s e intensidade de corrente máxima de 130 mA. Junto com o estimulador foram usados

eletrodos auto adesivos de 11 x 9 cm para estimulação elétrica de superfície os quais distribuem a corrente de forma uniforme.

3.1.3 Unidade de medida inercial (IMU)

Foi utilizada uma unidade de medida inercial ou IMU (do inglês *Inertial measurement*) modelo *3Space*, Yei, Estados Unidos. Tem integrados acelerômetro, giroscópio e magnetômetro, cada um com 3 eixos ortogonais. Funciona com ou sem fio utilizando um receptor USB e comunicação proprietária em 2.4 GHz por meio de *Bluetooth*, também possui taxa de amostragem de até 1 kHz, dependendo do pré-processamento dos dados. Pode fornecer os dados em diferentes formatos, como ângulos de Euler, quatérnios ou matriz de rotação. A IMU para este trabalho foi instalada na pedivela para extrair informações velocidade angular e da posição de cada pedal durante um ciclo de pedalada. Por estarem rigidamente acoplados em uma configuração conhecida, a posição e velocidade do segundo pedal podem ser calculadas a partir das respectivas informações do primeiro, dispensando-se o uso de uma segunda IMU.

3.1.4 Pedais instrumentados

Foram utilizados os 2 pedais instrumentados com o sistema de medição de força descrito na Seção 3.2. Os sinais dos sensores são enviados até um circuito receptor ligado ao computador.

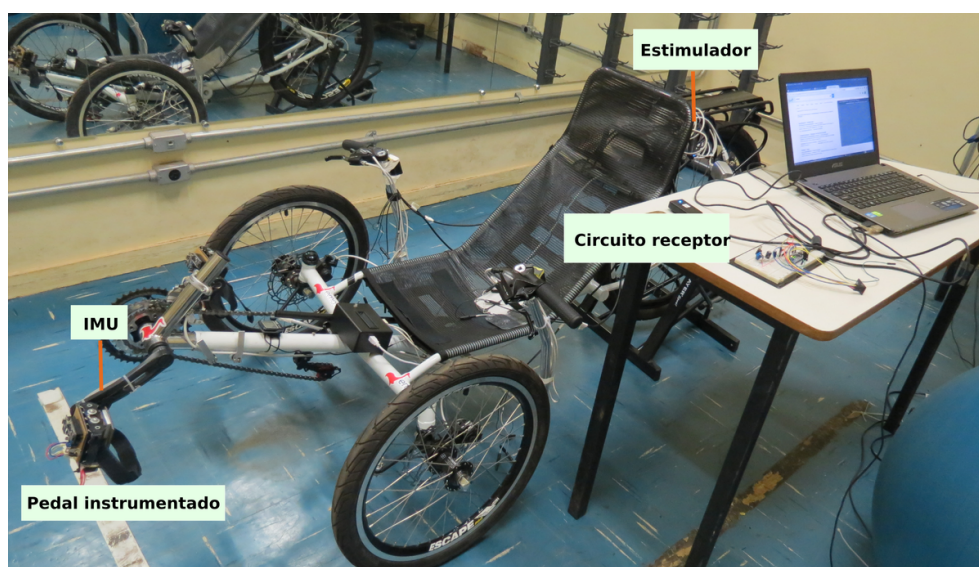


Figura 3.1: Triciclo instrumentado com os equipamentos usados

3.2 SISTEMA DE MEDIÇÃO DE FORÇA

No ciclismo a medição das forças exercidas durante a pedalada é feita de duas formas, como mencionado na Seção 2.1.3. A solução mais prática é a instrumentação do eixo do pedal como apresentam os trabalhos [59],[33] e [61], que consiste em realizar medidas de tração e compressão com sensores fixados diretamente sobre a pedivela. Contudo, entre as desvantagens se encontram o espaço reduzido sobre o eixo do pedal para a instalação dos sensores e das conexões eletrônicas, além disso se encontra a dificuldade que provocam os cabos em movimento ao longo do exercício e a falta de portabilidade do sistema para ser usado em outra bicicleta ou triciclo. A outra forma de medição consiste na instrumentação do pedal com o desenvolvimento de uma plataforma de força específica. Dessa forma, os trabalhos estudados conforme a Tabela 2.3 e os descritos em [27] e [4] tem como característica na construção dos dispositivos de medição, a presença de uma adaptação mecânica no pedal e uma parte eletrônica.

Como citado no capítulo anterior, a força sobre o pedal pode ser analisada principalmente na componente normal (F_y) e na componente anterior-posterior (F_x), das quais F_y corresponde à força de maior contribuição nas forças que envolve a pedalada [56], [65], [35]. Dessa forma, o sistema de medição envolvido neste trabalho concentra-se na medição de F_y .

Com base em dados da literatura e em testes preliminares foram estabelecidos os seguintes requisitos para este sistema:

- Faixa de força do sensor entre 0 e 80N.
- Comunicação sem fio.
- Estrutura para instalação sobre o pedal que não requer modificações significativas no mesmo.
- Em princípio o sistema não será utilizado em aplicações em que há necessidade de tempo real restrito.

Levando em conta as considerações anteriores é proposto um sistema de medição de força para instalar sobre os pedais do triciclo. Para tanto, foi feita uma seleção de componentes que permitissem a construção do dispositivo de medição. Este dispositivo é composto por uma estrutura mecânica e outra eletrônica que permite a leitura e transmissão da força medida.

3.2.1 Pedais

Os pedais utilizados para o desenvolvimento do sistema foram *Wellgo M-998*, Estados Unidos com clip e plataforma, exibido na Figura 3.2. Estes pedais encaixam no triciclo e permitem a retirada do conjunto em caso seja necessária uma adaptação. São pedais para uso em trechos urbanos ou trilhas, leves e fabricados em cromo-molibdênio e alumínio [9]. Estes eram os pedais disponíveis no triciclo original e foram escolhidos para o desenvolvimento deste trabalho por possibilitar modificações e adaptações.

3.2.2 Sensores para medição de força

Os sensores para medição da força foram escolhidos com base no procedimento de seleção dos *strain gages* citado em [66]. Foram avaliadas combinações de parâmetros dos quais eram satisfeitas as condições de



Figura 3.2: Pedais *Wellgo M-998* com Clip e Plataforma [9].

operação e instalação dos sensores, entre os requisitos se encontram: dimensão, precisão, alongação, facilidade de instalação e custo.

Os *strain gages* usados neste trabalho foram os *CEA-13-125UN-350* da *Micro-measurments*, Estados Unidos, com resistência de 350Ω . Este valor de resistência é adequado para diminuir os efeitos do fio condutor ou para melhorar a relação sinal/ruído no circuito [67] e são comumente utilizados para experimentos de estresse do material. A instalação deste tipo de sensor é simples e bem descrita pelo fabricante, apresenta baixo custo quando comparado a outros sensores de medição de força, dimensões reduzidas também foram consideradas no trabalho, tendo o sensor $9,7\text{mm} \times 4,8\text{mm}$ e *GF* de 2,125 e ilustra-se na Figura 3.3.

3.2.3 Estrutura Mecânica do Sistema de Medição de Força

A estrutura mecânica para cada pedal compõe-se de uma plataforma que permite a detecção das deformações sobre ela como consequência da tensão e da compressão ocorridas pela força aplicada, para determinar assim a magnitude dessa por meio dos sensores instalados. Para tanto foi proposta uma estrutura metálica projetada no *software CAD SolidWorks* de modo a encaixar nos pedais do triciclo. Esta é subdividida em duas

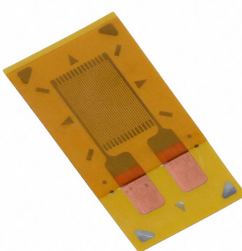


Figura 3.3: *Strain gage* para medição de força *CEA-13-125UN-350*.

peças principais: uma parte superior móvel que suporta ao pé sobre a qual situam-se os sensores de medição e uma base para encaixar no pedal. Os planos das peças geradas encontram-se nos Apêndice. A Figura 3.4 explicita o modelo gerado desde diferentes vistas. Na Figura 3.4a pode se observar a estrutura vista desde cima, a placa que sobressai corresponde ao lugar onde o pé fica fixo, esta placa está unida a o restante da estrutura por médio de 2 parafusos. A Figura 3.4b apresenta a vista lateral. Nesta imagem é mais visível o fato de que uma força aplicada no sentido normal (F) fará com que a placa móvel se deforme. Finalmente na Figura 3.4c a estrutura é vista desde abaixo onde é possível visualizar todas as peças e parafusos em totalidade.

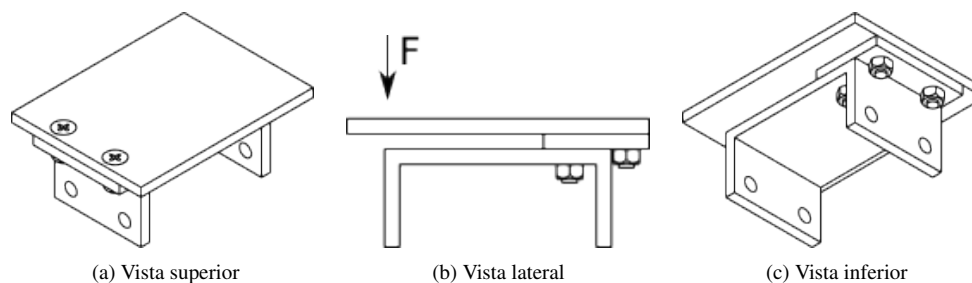


Figura 3.4: Estrutura mecânica para instrumentar o pedal projetada no *software CAD SolidWorks*. A Figura 3.4a apresenta a vista superior da estrutura, a Figura 3.4b ilustra a vista para um dos lados da peça, onde F representa a força que será aplicada. A Figura 3.4c corresponde a peça vista abaixo.

Para a escolha do material de elaboração das peças foram realizados testes com diferentes materiais (dois tipos de aço com diferentes espessuras, alumínio e latão) com o intuito de encontrar o que apresentasse o melhor comportamento na relação deformação *vs.* resistência, levando em conta características do material como dureza, durabilidade e facilidade na instalação. Foram utilizados os materiais disponíveis porém não é um estudo completo dos materiais que poderiam ser empregados para a construção da estrutura. Por meio de simulações de aplicação de força sobre a peça, foram testados os diferentes materiais para observar as regiões com maior aplicação de força, correspondentes as áreas de posicionamento dos sensores. As simulações consistiram na aplicação de uma força na direção normal sobre a peça móvel da estrutura, com o propósito de observar a deformação do material após aplicação de diferentes magnitudes de força. A simulação mostrou as regiões com maiores deformações na peça e as respectivas medidas. Com estas informações, a região da peça escolhida para a instalação dos sensores foi o extremo livre, apresentado na Figura 3.4b, como o lugar indicado da aplicação do vetor F. Dessa forma, os materiais foram cortados conforme os planos projetados. Os resultados das simulações se encontram no Capítulo 4.

Posteriormente foram instalados os *strain gages* ni final da estrutura de flexão, um contrário ao outro, de forma que o *strain gage* superior fosse tensionado e o inferior comprimido. Isso de acordo com a configuração de meia ponte de Wheatstone com 2 elementos variáveis apresentados na Tabela 2.2 c). A seleção da configuração é explicada com maior detalhe na seguinte seção.

Após a instalação dos sensores toda a estrutura mecânica foi montada e os valores das resistências dos *strain gages* foram tomados durante um experimento. Este consistiu na realização de ciclos de pedalada de 5 minutos, com medições da resistência obtida nos sensores para os diferentes materiais da estrutura. O procedimento permitiu determinar qual o melhor material para estrutura, considerando esta aplicação. Os resultados obtidos são apresentados no Capítulo 4.

Uma vez escolhido o material foram montadas as estruturas e instaladas em cada pedal usando parafusos.

3.2.4 Estrutura Eletrônica do Sistema de Medição de Força

A estrutura eletrônica é a encarregada de transformar a medida de deformação dada pelos sensores num sinal digital que indique um valor de força e seja transmitido até o computador. Como foi mencionado na seção 2.1.2 as medições com *strain gages* envolvem medições da ordem de milistrains ($m\varepsilon$) ou microstrains ($\mu\varepsilon$). Portanto para medir essas deformações é necessária de máxima precisão sobre pequenas variações na resistência elétrica.

Para o desenvolvimento deste trabalho foi escolhida a configuração (c) da Tabela 2.2 onde 2 elementos variam na ponte em direções opostas. No caso corresponde a 2 *strain gages* idênticos, um montado sobre uma superfície flexível e o outro embaixo.

A tensão de excitação influencia diretamente a sensibilidade da ponte, que tipicamente varia entre 1 mV/V e 10 mV/V . Tensões de excitação maiores produzem, proporcionalmente, maiores tensões na saída da ponte, o que resulta também em maior dissipação de potência da ponte conseqüentemente aumentando a possibilidade de erros do sensor em decorrência do autoaquecimento. Por outro lado, baixos valores de excitação requerem maior ganho nos circuitos de condicionamento e também aumentam a sensibilidade a erros como ruído e tensões de *offset*. Como as tensões de saída geralmente variam na ordem de mV , o sinal de saída do pedal instrumentado deve ser adequado antes de ser enviado. A estrutura eletrônica para tal fim geral está composta por um diagrama como exibido na Figura 3.5



Figura 3.5: Diagrama geral da estrutura eletrônica para instrumentação do pedal. A força aplicada no pedal instrumentado produz uma deformação que é lida e adequada pelo bloco Amplificador e filtro. O sinal amplificado e filtrado é transformado num sinal digital pelo microcontrolador, para finalmente ser transmitido pelo bloco Transmissor como uma sinal de força ao computador.

O circuito que gera o sinal elétrico correspondente à deformação sobre o pedal, é a meia ponte de Wheatstone. Embora a ponte esteja balanceada no começo do experimento, pequenas mudanças nas resistências dos *strain gages* e outras resistências da ponte introduzirão erros na medida final. A configuração de meia ponte ajuda a minimizar estas mudanças. De fato, qualquer mudança agirá sobre os 2 *strain gages* da mesma forma [10], como pode ser visto na Figura 3.6, onde uma estrutura com 2 sensores fixados nela recebe uma força aplicada na direção normal, provocando tensão e compressão respectivamente. Estas variações são traduzidas eletricamente numa mudança de resistência ΔR .

O valor nominal dos *strain gages* é 350 Ohm e, desta forma as resistências que completam a ponte devem ser do mesmo valor. No entanto foram utilizadas resistências variáveis do tipo *Trim pots* para equilibrar a ponte, no caso de se apresentar mudanças no valor nominal, em decorrência de alterações na estrutura do sensor durante sua fixação ou variações do circuito.

Neste bloco é adequado o sinal por meio de um amplificador de ganho programável com o fim de incre-

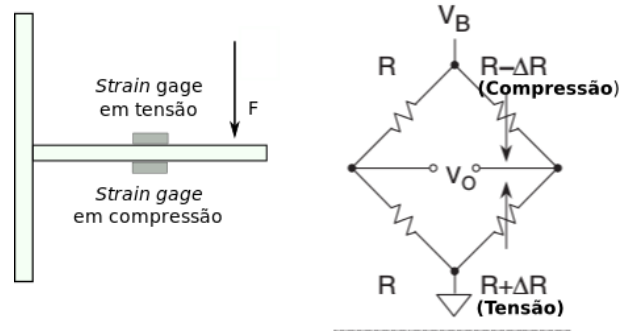


Figura 3.6: Configuração de meia ponte de Wheatstone. Uma estrutura recebe uma força F na direção normal que produz tensão e compressão nos *strain gages* fixados nela respectivamente. Estas variações resultam em mudanças de resistência ΔR segundo a tensão ou compressão. Fonte: Modificado de [10]

mentar a resolução e melhorar a relação sinal/ruído. Neste tipo de aplicações são utilizados amplificadores de instrumentação. Estes circuitos se caracterizam por proporcionar melhor precisão no ganho, excelente rejeição de modo comum e alta impedância de entrada. Para este trabalho foram escolhidos o AD620 da *Analog Devices*, Estados Unidos e o INA126 da *Texas Instruments*, Estados Unidos. São amplificadores de instrumentação de alta precisão, que requerem de um único resistor externo para configurar o ganho entre 1 e 10000, e de baixo consumo de corrente, tornando-os uma boa opção para aplicações alimentadas por bateria, portáteis ou remotas. Os dois circuitos amplificadores possuem 8 pinos e tensão de alimentação simétrica entre $\pm 2,3V$ e $\pm 18V$. O INA126 é composto por 2 amplificadores operacionais, resistores fixos e um resistor variável para ajuste do ganho, que compõem o circuito do amplificador de instrumentação. Depois do sinal ser amplificado passa por um filtro passa baixas com frequência de corte de 10 Hz.

Para a digitalização da saída da ponte e para realizar a comunicação com o transmissor, utilizou-se o kit Arduino Nano com o microcontrolador ATmega 328. Este é composto por 14 pinos digitais para ser configurados como entradas ou saídas, 8 pinos analógicos com resolução de 10 bits e uma porta USB acoplada. A tensão de alimentação pode estar entre 6 e 20 V e os pinos podem receber ou fornecer 40 mA de corrente.

A transmissão dos dados de força foi feita utilizando radiofrequência, com o módulo *nrf24l01*. O chip transceptor *nrf24l01* é um módulo de rádio fabricado pela *Nordic Semiconductor*. Possui baixo consumo de energia, alcance de 10 metros em presença de obstáculos e opera na banda de 2,4 GHz, reservada internacionalmente para o desenvolvimento científico, industrial e médico. Ele permite transmitir ou receber dados segundo a configuração do usuário e é de tamanho reduzido: 32,97 mm de largura e 15,2 mm de comprimento.

Finalmente foram implementados dois protótipos com base nessa metodologia. O primeiro protótipo foi construído para conhecimento geral do sistema de medição de força e foi implementado usando conexão por fio, entre os sensores e o microcontrolador. Para a versão final foi elaborado um segundo protótipo com conexão sem fio como descrito anteriormente, para o qual foram construídos circuitos idênticos para cada pedal confeccionados em placas de fenolite. As quais foram instaladas embaixo da estrutura mecânica. Mais informações são apresentadas no Capítulo Resultados.

3.2.5 Calibração

A calibração estática dos pedais é um procedimento necessário para determinar a relação entre a tensão resultante do circuito de aquisição e os pesos conhecidos aplicados sobre cada pedal. Assim, foram aplicadas cargas conhecidas, entre 0 e 8 kg, na direção da componente normal. Os pesos utilizados foram pesos padrão em forma de disco do Laboratório de Metrologia da UnB. As medidas para cada carga foram realizadas 5 vezes com a finalidade de determinar um valor médio.

Para tal fim, foi criado um ambiente de calibração, como pode ser visto na Figura 3.7a, composto por uma superfície de metal fixa por meio de morsas, sobre a qual foi fixado o pedal e uma corda para suspender os pesos sobre ele, baseado em [27]. A forma como o peso conhecido fica suspenso é apresentado na Figura 3.7b. O processo começou definindo o valor de tensão correspondente ao pedal sem carga (determinando o *offset*) e com o acréscimo de 0,5 kg a cada nova medição, até o máximo de 8 kg. Antes de cada medição, o sistema é mantido em repouso por 2 minutos para garantir que a peça deformada voltará à posição inicial. Desta forma a faixa de medição do sensor encontra-se entre 0 N e 80 N, que representa adequadamente as forças mensuradas no experimento, considerando que durante testes preliminares a máxima força medida foi de aproximadamente 40 N. Os resultados dos testes e as respectivas curvas de calibração são apresentados no capítulo de resultados.

3.3 PROJETO DE SOFTWARE

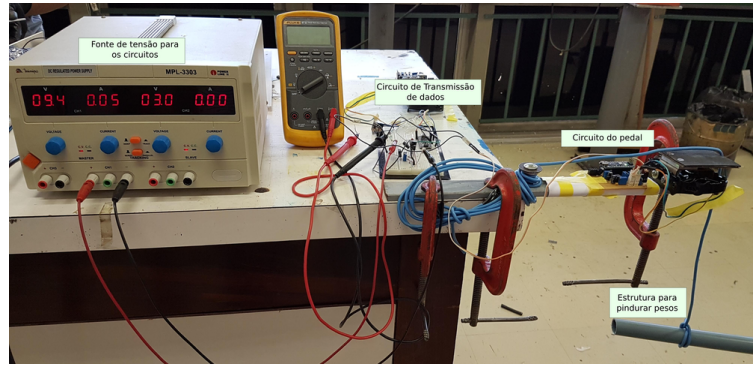
De posse de todos os requisitos eletrônicos e mecânicos para coleta de informações de força, foi desenvolvido um software destinado ao processamento de dados de força e velocidade capturados pelos sensores, junto com os cálculos em tempo real dos parâmetros enviados ao eletroestimulador. O programa foi desenvolvido sobre a linguagem de programação Python. Foi escolhida essa linguagem devido à portabilidade entre diferentes plataformas e principalmente pela taxa de transmissão e processamento dos dados da IMU e dos sensores de força. O desenvolvimento do *software* está baseado no trabalho e nos códigos implementados em [11]. Estes códigos para os dispositivos tem sido mantidos por diferentes integrantes do projeto EMA ao longo da pesquisa.

3.3.1 Software embarcado

Os dispositivos envolvidos tem um *software* embarcado próprio para seu funcionamento. O programa desenvolvido inicia com a comunicação do computador com todos eles.

Os dados capturados pela IMU instalada na pedivela, foram enviados através do módulo *Bluetooth* da IMU até um receptor ligado pela porta serial ao computador. É possível solicitar dados da IMU um pacote por vez, ou configurá-la para enviar dados continuamente (modo *streaming*). O protocolo de comunicação via porta serial é fornecido pelo fabricante, porém existem bibliotecas que implementam o protocolo. Neste trabalho os dados foram enviados via *streaming* e a biblioteca usada neste trabalho foi desenvolvida em Python em [11].

A comunicação dos sensores de força é feita por meio de conexão sem fio usando radiofrequência, na qual um receptor ligado ao computador, recebe os dados transmitidos por cada um dos pedais.



(a) Ambiente de calibração



(b) Peso suspenso no processo de calibração

Figura 3.7: Calibração do circuito dos pedais

O programa para o envio dos dados de força capturados por cada pedal, foi desenvolvido sobre a plataforma do Arduino. O módulo *wireless* de cada pedal foi configurado como transmissor e foram atribuídos endereços distintos para cada um, para estabelecer a comunicação com o receptor e reconhecer a proveniência dos dados. Assim, os dados transmitidos por cada pedal foram enviados com um identificador no começo *L* ou *R* (do inglês *Left* e *Right*) correspondentes a cada pedal, respectivamente. O Algoritmo 3.1, apresenta a lógica desenvolvida para cada pedal, desde a leitura dos dados até a formação da palavra enviada por cada transmissor ao receptor.

Por fim, cada palavra enviada pelos transmissores é composta por sua identificação e um valor de tensão. Essa informação é enviada em trem de bits para evitar a perda de casas decimais, de forma que permitisse o processamento dos dados no programa principal e viabilizasse um incremento na taxa de envio dos dados. No programa principal são lidos os valores diferenciais de tensão resultantes da aplicação de força sobre o pedal, os convertendo a um valor de força segundo as equações de calibração.

O estimulador possui um protocolo de comunicação serial fornecido pelo fabricante. O usuário deve confi-

Algorithm 3.1 Algoritmo envio de dados desde o pedal

```
1: Cria canal de comunicação
2: Abre a comunicação por rádio
3: Abre o canal de comunicação para a emissão de dados
4: while Pedal ligado do
5:   Lê o valor na porta analógica
6:   Armazena o valor em variável
7:   Atribui um identificador
8: end while
9: Interrompe o envio de dados
10: Fecha o canal de rádio
```

gurar os canais a serem usados e a frequência de estimulação. O controle passa para o estimulador os parâmetros de intensidade de corrente e largura de pulso.

3.3.2 Software para PC

O algoritmo de controle processa os dados enviados pelos sensores e envia os respectivos comandos ao estimulador segundo as informações coletadas. Neste algoritmo são gerenciadas as conexões das portas seriais, a calibração e tara da IMU e os pedais, e são registrados os dados gerados no experimento para a análise posterior. Inicia com a configuração de todas as conexões dos dispositivos, seguidamente é feita a calibração e tara da IMU e dos pedais, e o estimulador é inicializado pelo usuário com informações de canais, frequência e corrente nominal de estimulação para cada perna. Neste ponto o sistema fica pronto para iniciar até o usuário pressionar a tecla *enter* na interface. Quando a tecla é pressionada, inicia o *loop* de controle. O *loop* solicita à IMU a posição e velocidade angular e aos dispositivos de medição de força e os valores de força máxima acontecidos num ciclo de pedalada, estas informações são enviadas às malhas de controle e força respectivamente, para assim calcular o sinal de controle, o sinal de estimulação e enviar esse sinal ao estimulador. O *loop* é repetido até que o usuário pressione a tecla *enter* novamente para deter o sistema. Ao finalizar o *software* armazena os dados das variáveis do experimento (posição, velocidade angular, força no pedal esquerdo, força no pedal direito, *timestemp* (tempo de cada evento), sinal de controle de força, sinal de controle de velocidade e sinais de erro) em arquivos *.txt* e encerra todas as conexões com os dispositivos. O Algoritmo 3.2 descreve a lógica usada no desenvolvimento do programa.

O sistema também pode ser interrompido pelo botão de emergência, que realiza a interrupção da estimulação e a comunicação com os demais dispositivos.

3.4 ESTRATÉGIAS DE CONTROLE

Neste trabalho foram testadas diferentes estratégias de controle para atuar sobre os parâmetros de estimulação: intensidade de corrente (I_s) e largura de pulso (Pw). Com o propósito de controlar a força máxima aplicada por um indivíduo e a velocidade do pedivela, a partir de referências pré estabelecidas. Considerando a frequência de estimulação fixa, foram executados controles em paralelo dos parâmetros restantes, sendo necessário um controlador de força e um de velocidade.

Algorithm 3.2 Algoritmo da estrutura básica do software de controle em tempo real

```
1: Abre a porta serial dos pedais
2: Abre a porta serial da IMU
3: Abre a porta serial do estimulador
4: Calibra a IMU
5: Calibra e tara os pedais
6: Configura os parâmetros iniciais do estimulador
7: while tecla enter não apertada do do
8:   Aguarde
9: end while
10: while tecla enter apertada do do
11:   Solicita posição angular da IMU
12:   Solicita velocidade angular da IMU
13:   Solicita força máxima de uma pedalada medida pelo pelo pedal direito
14:   Solicita força máxima de uma pedalada medida pelo pelo pedal esquerdo
15:   Calcula o sinal de controle de velocidade com base nos dados de posição e velocidade angular
16:   Calcula o sinal de controle de força com base nos dados de força de cada pedal
17:   Calcula a largura de pulso da estimulação com base no sinal do controle de velocidade
18:   Calcula a intensidade de corrente da estimulação com base no sinal do controle de força
19:   Envia a largura de pulso calculada ao estimulador
20:   Envia a intensidade de corrente calculada ao estimulador
21: end while
22: Interrompe o processo de estimulação
23: Fecha a porta serial do estimulador
```

3.4.1 Controle das fases de estimulação

Este controle define os ângulos de início e interrupção da estimulação. O padrão de ativação muscular durante a pedalada é complexo e inclui vários grupos musculares, entretanto não é necessária a ativação de todos eles. No desenvolvimento dos experimentos foi escolhido a estimulação dos quadríceps, dado que eles são o grupo muscular de maior tamanho na perna e fazem o movimento extensor do joelho [14], o que é suficiente para conseguir uma pedalada alternando a estimulação nas posições certas, como pode ser visto na Figura 3.8. O perfil de estimulação é alterado com o crescimento da velocidade angular na pedivela. Isto acontece por efeito dos atrasos comprometidos com o sistema fisiológico, assim, com o aumento da velocidade o estimulador deve atuar com maior antecedência e interromper a estimulação da mesma forma [39], a Figura 3.8b ilustra o perfil. Esta mudança no perfil é gradativa.

3.4.2 Controle de velocidade

O controle de velocidade aplicado neste trabalho foi desenvolvido primordialmente em [11]. O controle de velocidade avalia a velocidade angular (ω) do pedivela e atua na estimulação alterando o valor da largura de pulso Pw , com o intuito de atingir ou manter o valor de velocidade de referência definido, ω_{ref} . Uma maior largura de pulso gera uma maior contração muscular, uma extensão mais rápida da perna, e conseqüentemente, um aumento na velocidade. A Figura 3.9 apresenta a malha fechada do controle das fases da estimulação

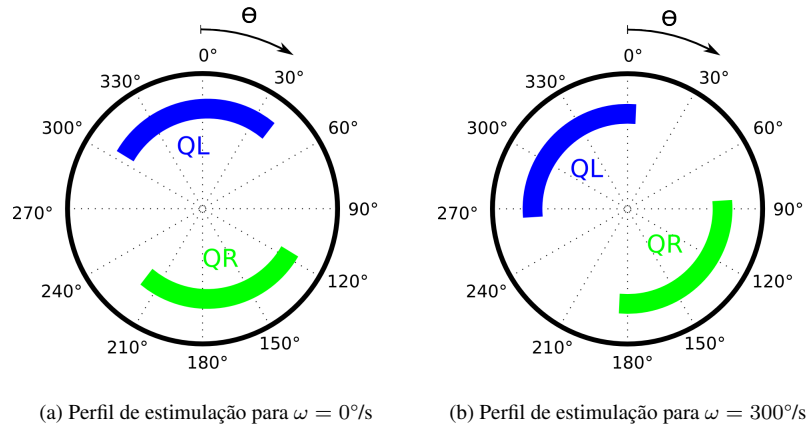


Figura 3.8: Perfil de estimulação em diferentes cadências. A fase azul representa a fase de estimulação do quadríceps esquerdo (*QL*) e a fase verde a fase de estimulação do quadríceps direito (*QR*). Fonte: [11]

atuando com o controle de velocidade.

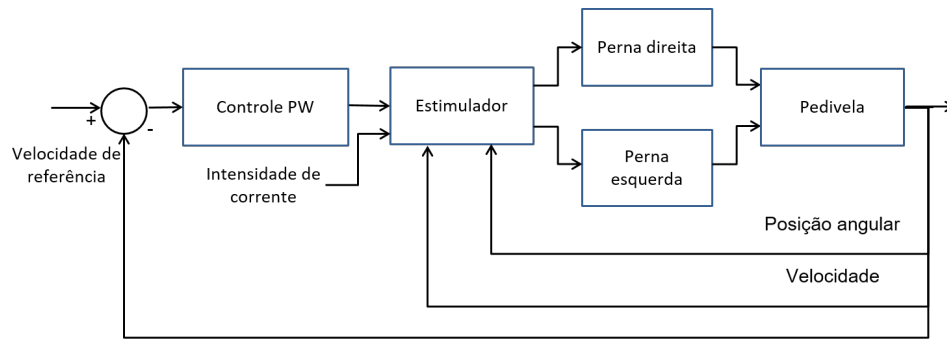


Figura 3.9: Diagrama de blocos do controlador em malha fechada. O Controle PW recebe o erro entre a velocidade angular medida e a velocidade de referência para calcular o sinal de controle. Os parâmetros de posição angular da pedivela e a velocidade determinam o perfil de estimulação que avalia o momento em que deve ocorrer a estimulação. Assim, o estímulo dado pelo estimulador depende do sinal de controle, do perfil de estimulação, e da intensidade de corrente fixada pelo usuário. O estímulo causa a contração muscular em cada uma das pernas possibilitando o movimento medido no pedivela [11].

3.4.3 Controle de força

Inicialmente os experimentos foram feitos em malha aberta e posteriormente foram testados em malha fechada um Controle Proporcional (P) e um Controlador Proporcional Integral (PI) de força, executados em paralelo ao controle de velocidade descrito. Os controles a seguir referem-se aos controles de força implementados para o desenvolvimento deste trabalho.

3.4.3.1 Controle em malha aberta

Os experimentos em malha aberta serviram principalmente para conhecer o comportamento da força exercida por um indivíduo, avaliando magnitudes e posições angulares durante diferentes ciclos de pedaladas. Foram estabelecidos valores de referência de força e velocidade para determinar os parâmetros do estimulador. O controlador de força atuou sobre o parâmetro intensidade de corrente I_s , para aumentar ou diminuir o valor da mesma segundo os valores de força de cada perna medidos na pedivela. Paralelo a este controle em malha aberta, atuou o controle de velocidade descrito na Figura 3.9. A Figura 3.10 apresenta o diagrama de blocos que representa o sistema.

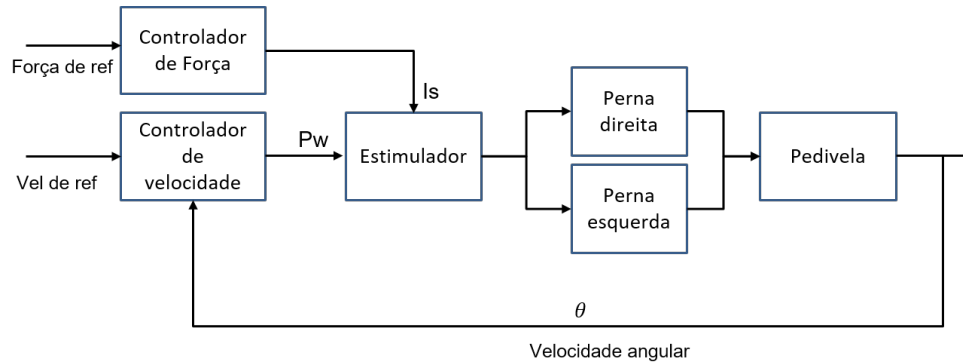


Figura 3.10: Diagrama de blocos do controle de força em malha aberta. O controlador de força, recebe uma força de referência pré-estabelecida pelo usuário o qual determinará o valor do parâmetro da corrente de estimulação I_s , este valor variava segundo a observação das forças medidas em cada pedal. O controlador de força atuou em paralelo ao controle de velocidade descrito na seção 3.4.2.

Desta forma, foram realizados os experimentos a fim de identificar o início e o fim de um período do perfil de força e a posição onde aconteciam as forças máximas. Os resultados são apresentados no Capítulo 4.

3.4.3.2 Controle em malha fechada

Nos experimentos em malha fechada foram avaliados dois tipos de controladores de força: um controlador P e um controlador PI. O objetivo dos controladores é manter a força na referência indicada (F_{ref}), segundo as informações entregues pelos sensores, posição angular θ e forças medidas no pedal esquerdo e direito (F_L e F_R). O controlador de força atua sobre o parâmetro intensidade de corrente I_s enviando um sinal de controle u_f , o controle de velocidade em paralelo atuará sobre a largura de pulso Pw por meio do sinal de controle u_w , sendo a frequência de estimulação f um parâmetro fixo. O diagrama da Figura ?? apresenta de forma geral a estrutura do controle em malha fechada.

O experimento consistiu em fixar uma força e uma velocidade de referência para que o indivíduo pedale com o propósito de manter aqueles valores. O parâmetro largura de pulso da estimulação foi modificado por um controlador PI implementado em [11] e variava entre 0 e 500 μs , a amplitude foi controlada dentro de uma faixa de corrente de estimulação para cada indivíduo e o parâmetro da frequência foi mantido durante os experimentos em 50 Hz.

Foi implementado um controle P de força que atua sobre a intensidade de corrente de acordo com o valor da força e da posição angular entregues pelos sensores, para alcançar a força de referência pré-definida. Ao final

de cada pedalada é calculada a força máxima (F_{max}), a qual é comparada com o valor da força de referência. Depois disso o erro foi obtido e conseqüentemente a amplitude de corrente é ajustada. Uma maior intensidade de corrente gera uma maior força. Desta forma o controlador atualiza o valor da corrente de forma proporcional ao erro achado com o parâmetro K_P . Para isto, foi escolhido um valor de amplitude de corrente nominal ($I_{nominal}$) para cada indivíduo no experimento em malha aberta, assim o controlador variava esse valor em uma faixa de ± 8 mA até chegar a força desejada. O valor da corrente nominal foi igual para cada perna.

Também foi implementado um controlador de força proporcional e integral (PI), que avaliou o valor da força máxima entregue ao final de cada pedalada (F) e o comparou com o valor da força de referência, conseqüentemente alterando o valor da amplitude de corrente. Da mesma forma que o controle anterior, a diferença é que o valor de controle é atualizado pelos parâmetros K_P e K_I estabelecidos a cada iteração. A estrutura geral dos controladores é apresentada na Figura 3.11.

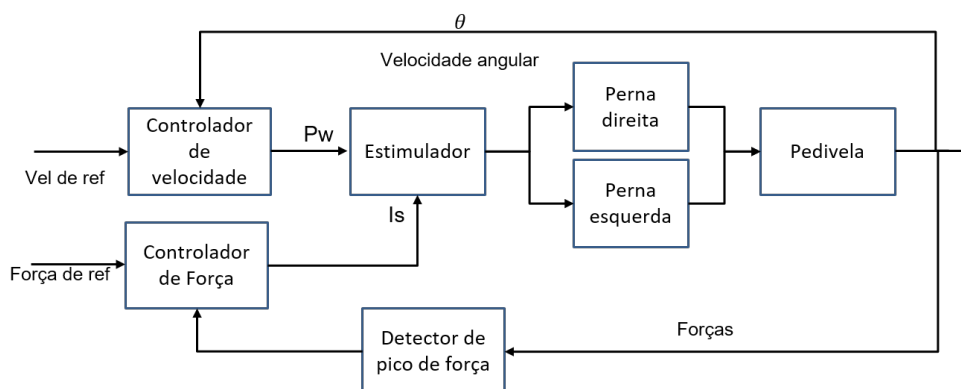


Figura 3.11: Diagrama geral do controle em malha fechada. O controlador de força calcula o sinal de controle que determina o valor da intensidade de corrente. Este sinal está baseado na diferença das forças medidas em cada pedal para cada ciclo de pedalada e a força de referência pré-estabelecida. As forças medidas em cada pedal passam por um detector de pico de força que determina o valor médio das forças máximas acontecidas durante um ciclo de pedalada. O controlador de velocidade e das fases de estimulação atuam em paralelo ao controlador de velocidade, apresentado na Figura 3.9. O valor de frequência de estimulação é fixo e determinado pelo usuário.

3.5 PROTOCOLOS EXPERIMENTAIS

Este protocolo foi seguido para todos os experimentos realizados. Primeiramente foram posicionados 2 eletrodos em cada perna de 9 x 11 cm, de forma a atingir a maior área muscular e o ponto motor. A posição dos eletrodos era encontrada por um profissional em Fisioterapia, que por meio do tacto determinava o lugar de posicionamento. O indivíduo posiciona os pés sobre os pedais, os quais eram fixados com velcro para garantir que eles estivessem sempre sobre o pedal, depois eram ligados os pedais e o *software*. Também era indicado a existência de um botão de emergência para interromper o sistema no caso de se sentir dor ou fadiga ao longo do experimento.

Uma vez o indivíduo e o sistema prontos para começar, é selecionado o valor de corrente nominal no qual o indivíduo sente-se confortável e permite realizar de forma adequada o movimento da pedalada. Para isso,

são definidos os valores de largura de pulso e a frequência de estimulação em $400 \mu s$ e 50 Hz respectivamente, o valor da amplitude inicialmente era de 8 mA e aumentava de 2 em 2 mA até conseguir pedalar e manter o movimentos numa velocidade constante, entre os $200^\circ/s$ e os $300^\circ/s$. Os parâmetros inicialmente eram os mesmos para ambas pernas.

Os testes foram realizados por 3 indivíduos hígidos com idade média de 29 anos, dois deles com atividade física alta e um deles com atividade física moderada. O nível de atividade física alta corresponde a uma pessoa que se exercita 3 ou mais vezes por semana e o nível moderado a fazer uma atividade física 1 ou 2 vezes por semana.

4

RESULTADOS

O desenvolvimento do sistema se deu em duas fases: a primeira fase correspondeu ao desenvolvimento do *hardware* para medição e aquisição de força e a segunda etapa na implementação do controle do triciclo assistido usando FES. A primeira parte deste capítulo apresenta os resultados obtidos na implementação do protótipo descrito no Capítulo 3 e a segunda apresenta os resultados obtidos nos experimentos e testes descritos na seção 3.2.

4.1 INSTRUMENTAÇÃO DO PEDAL

4.1.1 Estrutura Mecânica do Sistema de Medição de Força

Foi construída uma estrutura mecânica que permitisse a detecção das deformações sobre o pedal. Segundo o projeto apresentado na Seção 3.2.3 e os planos do Anexo 1.

Prévio à construção final da estrutura mecânica, foram realizados testes com diferentes materiais (dois tipos de aço com diferente espessura, alumínio e latão) com o intuito de encontrar o que apresentasse o melhor comportamento na relação deformação *vs.* resistência, levando em conta características do material como dureza, durabilidade e facilidade na instalação.

Por meio de simulações, foram testados os diferentes materiais a fim de analisar a faixa de deformação, e assim observar as regiões com maior aplicação de força, correspondentes as áreas de posicionamento dos sensores. Na Figura 4.1 é apresentada a parte superior da peça (peça móvel) antes e depois da aplicação de uma força uniforme na direção normal, esta peça se encontra fixada a uma base com as medidas da base intermediária da estrutura mecânica. A Figura 4.1a apresenta a peça sem deformações e fixada a uma superfície. As setas verdes na parte inferior da estrutura representam esta fixação. A Figura 4.1b mostra a peça deformada depois da aplicação de uma força de 100 N uniforme na direção normal e a faixa na direita apresenta o valor da deformação em $\text{mm}\mu$. O extremo livre da superfície da peça, apresenta cores entre amarelo e vermelho que indicam a região onde o objeto teve a maior deformação. Portanto, este deve ser o lugar para a instalação dos sensores.

Com os *strain gages* instalados sobre a peça móvel de cada material, foi desenvolvido o experimento descrito na seção 3.2.3, realizado com 3 indivíduos com peso médio de 57 kg. A Tabela 4.1 apresenta os resultados obtidos para cada material.

Segundo os valores obtidos no experimento, o material que apresentou as melhores características de deformação foi o latão. As medidas de resistência variaram dentro de um intervalo no qual foi possível perceber um conjunto de variações significativas, além disso depois das pedaladas o material retornou na posição original.

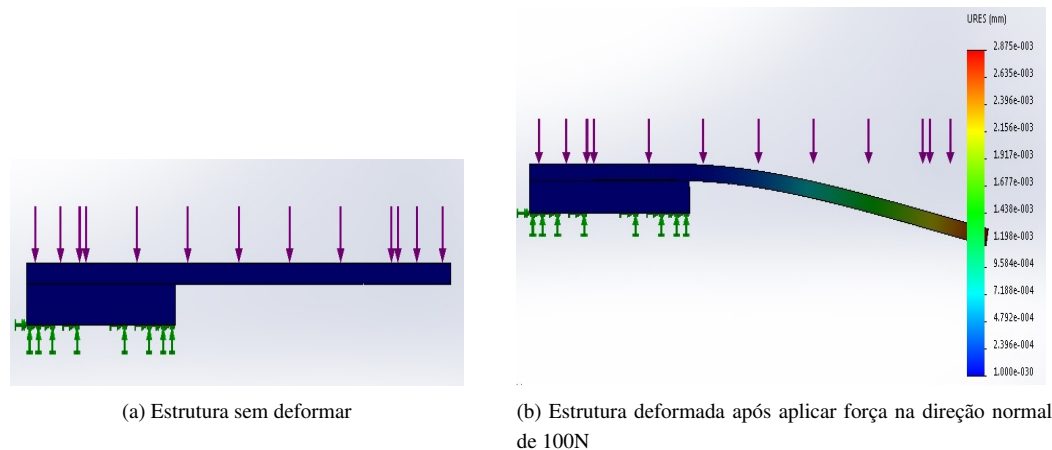


Figura 4.1: Simulação da força aplicada sobre a estrutura mecânica feita em aço projetada no *SolidWorks*. As setas verdes representam as forças de fixação da peça e as setas roxas a força aplicada na direção normal. A escala do lado direito denota o valor da deformação. As cores sobre a superfície da peça representam um grau específico de deflexão, onde o vermelho é o maior valor e o azul o valor mínimo.

Tabela 4.1: Variação da resistência nos materiais testados (dois tipos de aço e latão) do experimento descrito na seção 3.2.3 Dados obtidos para 3 pessoas pedalando.

Material/Resistência	Máxima (Ohms)	Media das variações (Ohms)	Mínima (Ohms)
Aço 1	351	351	350,8
Aço 2	351,2	351	350,9
Latão	352,1	351,3	350,9

O alumínio não foi considerado nos testes porque após muitas deformações ele não retornou a posição inicial, permanecendo deformado, razão pela qual foi excluído da análise.

Uma vez escolhido o material da peça móvel, foi desenvolvida toda estrutura para medição. O latão foi cortado em lâminas com dimensões de 95 mm de largura e 65 mm de comprimento. A peça do meio que junta toda a estrutura, foi feita de alumínio de 3 mm de espessura. E o elemento da base foi construído a partir de uma chapa de latão, esta teve um processo de dobragem para encaixar no pedal. Finalmente foram parafusadas todas as peças para instalar sobre o pedal.

Implementou-se a peça para encaixar sobre os pedais apresentada na seção 3.1, conservando a mesma estrutura para cada um. A estrutura é apresentada na Figura 4.2, composta por 3 peças: uma peça superior que suporta o pé, uma peça no meio que permite a deformação da peça móvel e que une ela com a peça base adaptada no pedal, unidas por 2 parafusos. As 3 peças podem se diferenciar na Figura 4.2a, 4.2b e 4.2c. Além das peças citadas, foi adicionado sobre a peça móvel uma borracha antiderrapante para dar maior suporte ao pé durante a pedalada, além de servir como proteção dos sensores conforme Figura 4.2b.

4.1.2 Estrutura Eletrônica do Sistema de Medição de Força

Na implementação da estrutura eletrônica, a força na componente normal aplicada sobre a estrutura mecânica é transformada num sinal digital que posteriormente é processado via *software*. O *hardware* é composto de

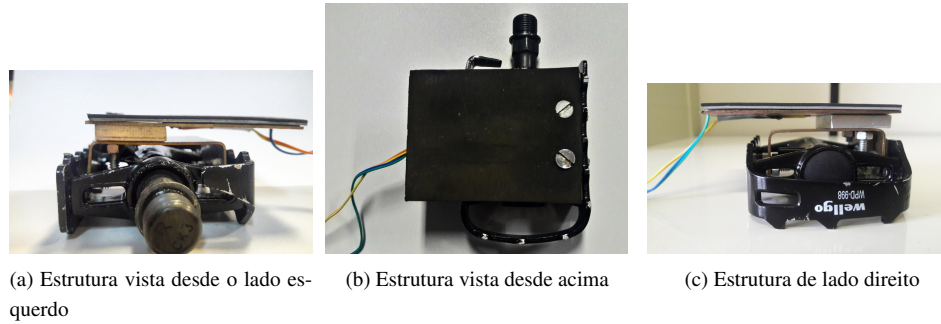


Figura 4.2: Estrutura mecânica desde diferentes vistas

duas etapas: a primeira amplifica e filtra as tensões de saída da ponte Wheatstone e a segunda é a encarregada da digitalização e transmissão do sinal. O Apêndice apresenta os esquemáticos dos circuitos implementados nesta etapa (Circuitos 1 e 2).

O valor nominal dos *strain gages* é 350 Ohm, desta forma as resistências que completam a ponte devem ser do mesmo valor, em vista disso os *Trim pots* posicionados na outra metade da ponte foram ajustados para apresentarem a mesma resistência que os sensores. Além disso, durante os testes, caso necessário, os valores destes foram reajustados.

Os amplificadores AD620 e o INA126 podem ser alimentados de forma simétrica ou somente com alimentação positiva. Para este caso a tensão de alimentação do amplificador foi de 7 V, tal valor permite uma maior excursão do sinal de saída e consequentemente maior estabilidade nas medições, evitando saturações após o ganho do amplificador. Com este valor na alimentação a saída máxima de tensão do amplificador é de 3.5 V com um ganho G de 20. O sinal amplificado passa por um filtro passa baixas de 10 Hz.

Para a digitalização do sinal foi utilizado o Arduino Nano que possui um conversor analógico digital com resolução de 10 bits. Portanto para uma faixa dinâmica de 5 V a menor amplitude que pode ser obtida é definida conforme a equação (4.1):

$$V_{res} = \frac{5v}{2^{10bits}} = 4,88mV, \quad (4.1)$$

onde V_{res} corresponde à tensão de resolução. Nesta etapa foram desenvolvidos dois protótipos. A etapa de amplificação do primeiro protótipo foi realizada com o AD620 enquanto que a do segundo protótipo foi feita com o INA126. As diferenças nos resultados da amplificação não se tornaram significativas, já que os valores estiveram dentro dos esperados. A discrepância dos componentes estava determinada pelas configurações próprias do mesmo, tal como a definição do ganho e a resistência do ganho. A diferença principal dos dois protótipos foi dada pela forma de transmissão dos dados desde o pedal até o computador.

4.1.3 Primeiro protótipo

Este protótipo foi composto por dois circuito ligados por conexão por fio, um deles instalado no pedal para a aquisição do sinal de força e o outro perto aos pedais até onde o fio permitisse para digitalização e transmissão do sinal. A placa do circuito implementada foi ligada à estrutura mecânica e é apresentada na Figura 4.3. Como pode ser visto, a alimentação do circuito foi feita com uma fonte simétrica para testes de bancada MPL-3303. Os dados adquiridos e amplificados eram enviados desde o pino de saída do AD620 através de um

fio, conectado a um pino do Arduino Nano. O microcontrolador foi utilizado para digitalizar o sinal de força fazendo uso do conversor analógico digital e para transmitir a informação para o controlador. Neste ponto, os dados de força foram enviados ao computador via *Wi-fi*, fazendo uso do módulo *wireless* ESP8266 conectado também ao Arduino, mediante o protocolo de comunicação *TCP/IP*. A frequência de transmissão dos dados usando a placa *Wi-fi* foi de aproximadamente 55 Hz.

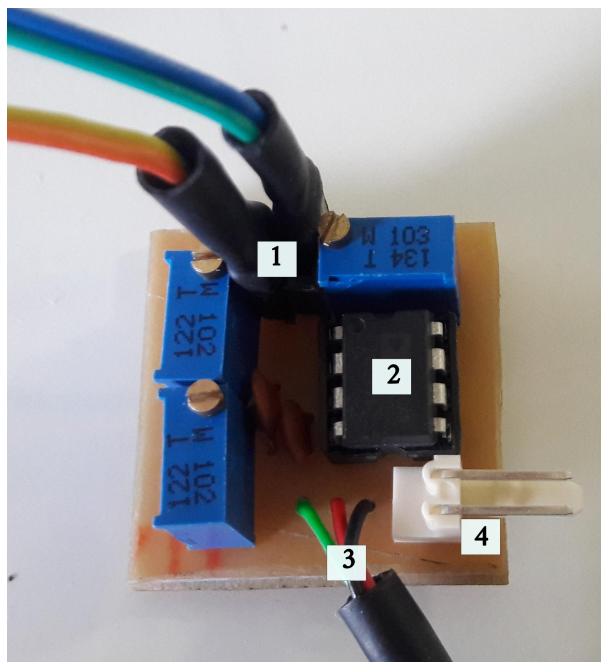


Figura 4.3: Placa implementada do Primeiro Protótipo. (1) Conexão com *Strain gages*, (2) Amplificador AD620, (3) Conexão com a fonte simétrica, (4) Conexão da saída do amplificador para o Arduino.

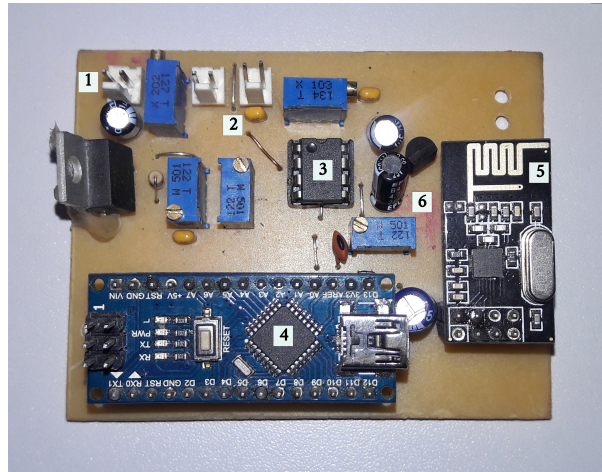
4.1.4 Segundo protótipo

Neste protótipo a transmissão dos dados de força foi feita utilizando radiofrequência, com o módulo *nrf24l01*. Também foi utilizado o Arduino Nano na digitalização dos dados, para este caso foram obtidas velocidades de aquisição dos dados em torno do 155 Hz, sendo significativamente maior quando comparada com o primeiro protótipo.

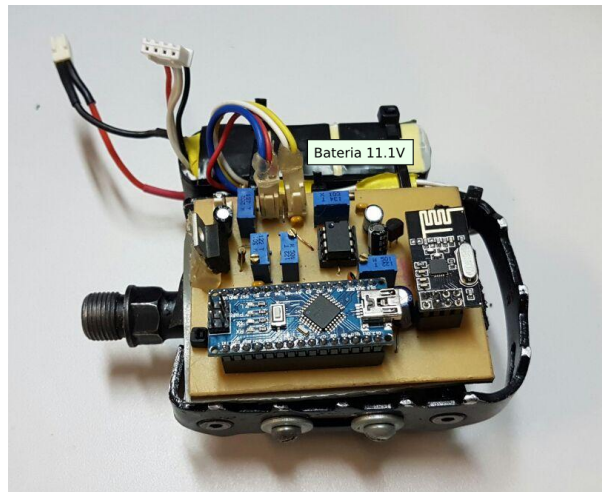
O circuito final implementado e instalado no pedal é mostrado na Figura 4.4. Na parte superior pode se observar que foi ligada uma bateria de 11.1 V da *FULLYMAX* para a alimentação do circuito inteiro. A bateria tem uma capacidade de armazenamento de 900 mAh. Os resultados apresentados nesse documento são decorrentes do segundo protótipo.

4.1.5 Calibração

O processo de calibração começou definindo o valor de tensão correspondente ao pedal sem carga (definindo *offset*) e com o acréscimo de 0,5 kg a cada nova medição, até alcançar os 8 kg. Neste ponto foi



(a) Circuito completo com componentes; (1) Pinos para conexão da bateria, (2) Pinos para conexão dos *Strain gages*, (3) INA 126, (4) Arduino Nano, (5) Placa nrf2401, 6) Filtro.



(b) Circuito instalado no pedal com todas as conexões

Figura 4.4: Circuito para medição de força instalado no pedal.

utilizado o pedal apresentado na seção anterior com o circuito completo, portanto os dados de tensão foram enviados em valor de bits diretamente evitando as perdas de casas decimais. A calibração realizada deu como resultado uma curva de 16 pontos. Na Tabela 4.2 são apresentados os dados obtidos na calibração para cada um dos pedais. Para cada uma das massas foram feitas 5 repetições do experimento, assim o valor de tensão apresentado corresponde ao valor médio com o respectivo desvio padrão.

Com os dados obtidos foi achada a relação entre o peso aplicado sobre os pedais e a tensão observada. Esta relação resultou da aproximação quadrática que permitiu encontrar as equações de calibração para cada pedal, com visto na Figura 4.5. O processo de calibração foi o mesmo para os 2 protótipos.

As equações de calibração obtidas para o pedal direito, equação (4.2), e para o pedal esquerdo, equação (4.3), permitem conhecer o valor da carga associada a uma tensão medida. Para conhecer o valor de força é necessário multiplicar pelo valor da gravidade. Na sequência, o valor de tensão é enviado por meio do

Massa (kg)	Tensão (bits)	Tensão (\bar{v})	Massa (kg)	Tensão (bits)	Tensão (v)
0	281	1,37 ± 0,02	0	224	1,094 ± 0,017
0,5	285	1,39 ± 0,019	0,5	231	1,12 ± 0,017
1	291	1,42 ± 0,02	1	240	1,17 ± 0,017
1,5	295	1,44 ± 0,018	1,5	247	1,20 ± 0,017
2	301	1,47 ± 0,018	2	255	1,25 ± 0,017
2,5	305	1,49 ± 0,018	2,5	264	1,29 ± 0,016
3	311	1,52 ± 0,018	3	274	1,33 ± 0,017
3,5	314	1,53 ± 0,02	3,5	280	1,36 ± 0,017
5	329	1,60 ± 0,02	5	305	1,49 ± 0,017
5,5	333	1,62 ± 0,018	5,5	312	1,52 ± 0,016
6	338	1,65 ± 0,018	6	329	1,61 ± 0,017
6,5	347	1,69 ± 0,019	6,5	334	1,63 ± 0,016
7	351	1,71 ± 0,019	7	342	1,67 ± 0,017
7,5	356	1,73 ± 0,019	7,5	349	1,71 ± 0,017
8	361	1,76 ± 0,019	8	360	1,76 ± 0,017

(a) Valores de tensão e peso para o pedal direito

(b) Valores de tensão e peso para o pedal direito

Tabela 4.2: Valores de tensão e peso obtidos no processo de calibração para cada um dos pedais

transmissor.

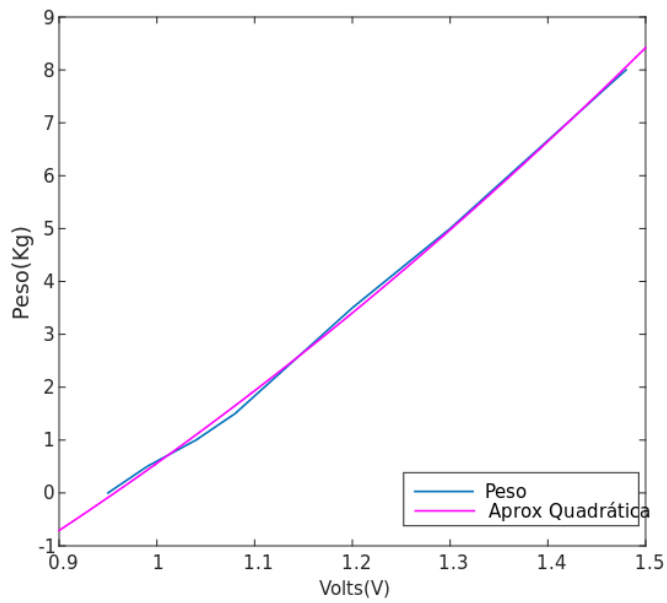
$$F_{cr} = -0,00003554V^2 + 0,079203V - 15,927 \quad (4.2)$$

$$F_{cl} = -0,0001183V^2 + 0,17598V - 40,135 \quad (4.3)$$

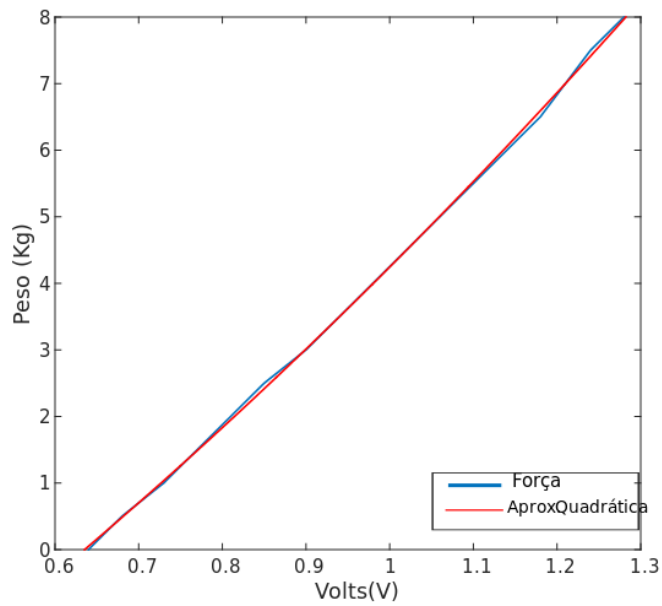
4.1.6 Discussão

A fonte de alimentação do primeiro protótipo foi feita por meio de uma fonte simétrica para testes de bancada, pelo qual o circuito em cada pedal estava ligado através de um fio. Além disso o sinal de força amplificado foi enviado também usando fio até o circuito receptor, para digitalizar e transmitir o sinal até o computador. Os experimentos foram interrompidos em várias ocasiões devido a que os cabos se enrolavam entre eles enquanto a pessoa pedalava, tendo que começar de novo o experimento, além da desconfortabilidade o sinal apresentava ruído. No entanto, o receptor *Wi-fi* permitiu que o computador usado para o processamento dos dados de força pudesse ser localizado convenientemente segundo a execução dos testes. Este primeiro protótipo serviu para verificar a localização dos *strain gages* no sistema mecânico, avaliando os sinais de força medidos e para uma primeira aproximação com desenvolvimento total do sistema.

No obstante os circuitos para medição de forças em pedais precisava de maior portabilidade por tratar-se de um sistema em movimento constante, além disso o primeiro protótipo só permitia fazer medições com a *trike* de forma estática. Pelo qual foi desenvolvido segundo protótipo, o qual transmitia por radio-frequência, para



(a) Relação Tensão Vs. Peso do pedal esquerdo



(b) Relação Tensão Vs. Peso do pedal direito

Figura 4.5: Curva Tensão Vs. Peso para ambos pedais. A linha azul representa os pontos medidos no processo da calibração e as linhas vermelha e roxa representam a aproximação quadrática obtida.

um receptor ligado ao computador.

O sistema de medição desenvolvido apresentou valores menores aos encontrados na literatura, [56], [65], [68], [27] para esta metodologia de instrumentação. Os trabalhos reportam que as forças eram medidas diretamente sobre o pedal, foram desenvolvidos sobre plataformas que diferem do triciclo usado neste trabalho em relação à posição das pernas e do pé.

4.2 CONTROLE DO SISTEMA

Nesta seção são apresentados os resultados obtidos dos experimentos de ciclismo usando FES, testando controles em malha aberta e malha fechada descritos no Capítulo 3, usando o sistema instrumentado com os pedais desenvolvidos.

4.2.1 Controle em Malha Aberta

Foram feitos testes exploratórios em malha aberta seguindo o protocolo descrito na Seção 3.5 , a fim de conhecer os padrões das forças aplicadas sobre cada pedal e a faixa de intensidade da corrente de estimulação para cada indivíduo. A Figura 4.6 mostra um dos voluntários realizando o teste. Nestes experimentos foram fixados os parâmetros de estimulação em 50 Hz de frequência e 400 μs de largura de pulso.



Figura 4.6: Indivíduo pedalando em malha aberta

Analisaram-se pedaladas de 3 indivíduos as quais evidenciaram as posições angulares aproximadas das forças aplicadas, permitindo identificar o início e o fim de um período do perfil de força e a posição onde aconteciam as forças máximas. Assim observou-se que o período do perfil da força no pedal direito para uma pedalada começava a ser gerado quando a posição da pedivela estava entre 0 e 20°, entretanto as forças máximas foram observadas entre os ângulos de 135° e 280°. Para o pedal esquerdo, por ser quem inicia a pedalada, as forças máximas encontraram-se entre 0 e 145 graus, o período do perfil para uma pedalada terminava entre os 270° e os 290°. Por exemplo, as Figuras 4.7 e 4.8 apresentam os perfis de força obtidos em 12 segundos de pedalada para cada perna, que representam 7 ciclos de pedaladas completos, os pontos indicam a posição

angular e o valor onde inicia o perfil de força e onde aconteceram as forças máximas, representador por X e Y respectivamente.

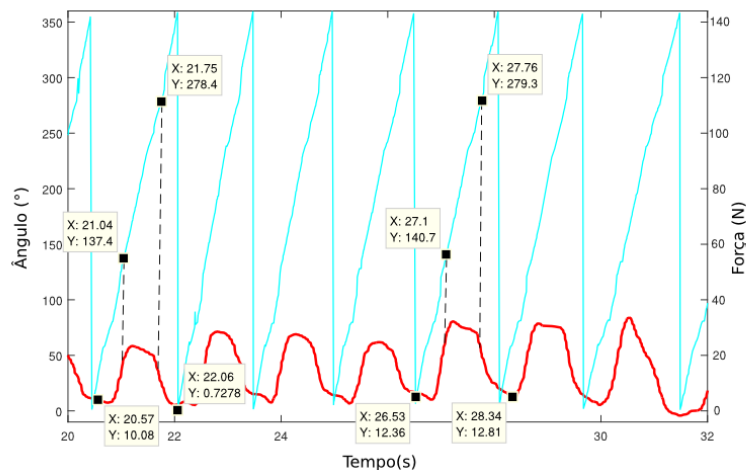


Figura 4.7: Comportamento da força no pedal direito respeito à posição da pedivela. A linha vermelha representa um perfil de força para 12 segundos de pedalada onde cada quadrado preto representa a posição angular (Y) e o valor de tempo (X) que indica onde iniciam e terminam forças máximas.

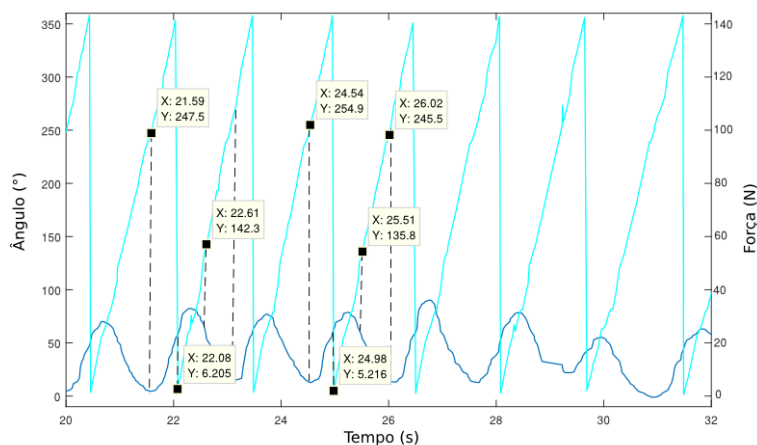


Figura 4.8: Comportamento da força no pedal esquerdo respeito à posição da pedivela. A linha azul representa um perfil de força para 12 segundos de pedalada onde cada quadrado preto representa a posição angular (Y) e o valor de tempo (X) que indica onde iniciam e terminam forças máximas.

Conjuntamente foram analisados gráficos polares para conhecer as curvas de força produzidas. Em esportistas de alto rendimento é esperado um comportamento altamente simétrico. No caso de ciclistas não treinados a distribuição das forças não apresentam tal simetria, mas os ângulos permaneceram dentro de faixas aproximadas. A Figura 4.9 apresenta a distribuição angular das forças para o pedal direito e para pedal esquerdo, onde pode-se ver uma simetria em respeito a posição das pedaladas. No entanto, percebe-se que a magnitude das forças não é totalmente simétrica, sendo maior no pedal esquerdo em algumas pedaladas.

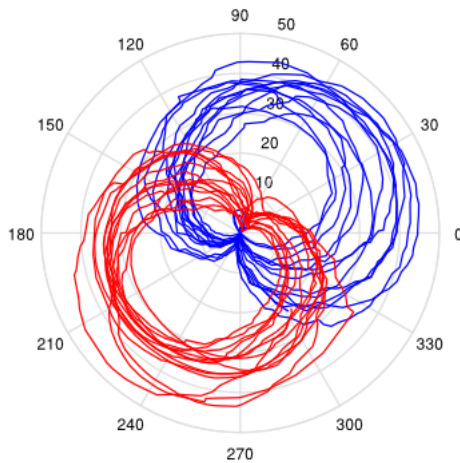
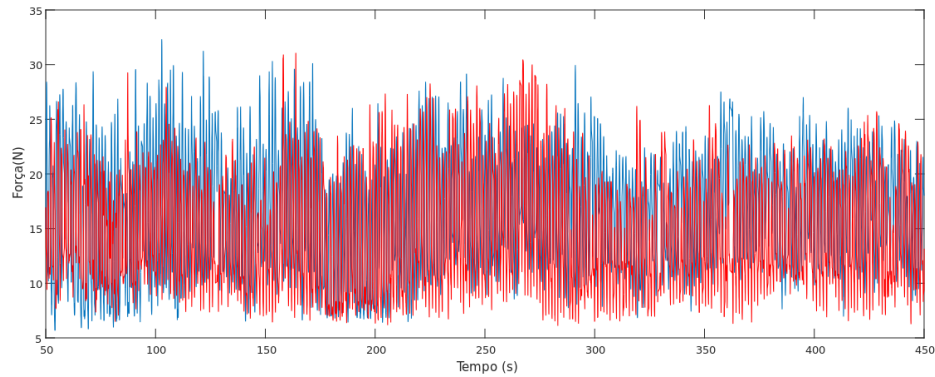
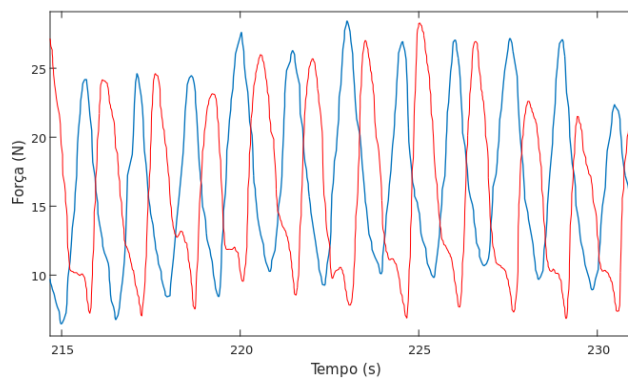


Figura 4.9: Diagrama de fase polar entre a força e a posição angular para ambos pedais. A linha vermelha representa a força exercida pelo pé direito, enquanto a linha azul representa a força exercida pelo pé esquerdo

Segundo o perfil de força observado foi feito o controle em malha aberta para manter uma força de referência. Sendo definida como a força máxima da pedalada. Para que a pessoa se mantivesse aplicando a força de referência durante a pedalada, eram feitas observações dos valores obtidos em tempo real e a medida que a força diminuía eram acrescentados 2 mA na amplitude de corrente de estimulação, até que o valor referência para a força fosse obtido novamente. Por exemplo, a Figura 4.10 mostra o perfil obtido para uma pedalada de 6,66 minutos de um indivíduo, neste experimento a força de referência indicada para o usuário foi de 25 N. Na pedalada total, Figura 4.10a, pode-se observar que com a perna esquerda foram atingidos maiores valores de força comparado com o perfil das forças para a perna direita. A Figura 4.10b apresenta um segmento de pedalada de aproximadamente 15 segundos para uma melhor observação do perfil das forças obtidas.



(a) Perfil de forças total



(b) Segmento do perfil de forças total para 15 segundos de pedalada

Figura 4.10: Perfil das forças na pedalada em malha aberta durante 6.6 minutos para um indivíduo. A linha vermelha representa a força medida no pedal direito e a linha azul representa a força medida no pedal esquerdo.

4.2.2 Controle em Malha Fechada

Nos experimentos em malha fechada foram avaliados dois tipos de controladores de força, um controlador P e um controlador PI.

4.2.2.1 Controle P de força

Foi implementado um controlador P de força com o segundo protótipo, que permitisse controlar a amplitude da corrente numa faixa, com o objetivo de manter uma força pré estabelecida para conseguir a velocidade de referência.

A Tabela 4.3 apresenta os resultados do experimento para 3 sujeitos após a implementação de um controle P de força. A velocidade de referência (ω_{ref}) foi definida em $300^\circ/s$. O indivíduo 1 exerceu uma maior força com a perna direita ao longo da pedalada e aproximou-se ao valor de referência, dessa forma o valor de força

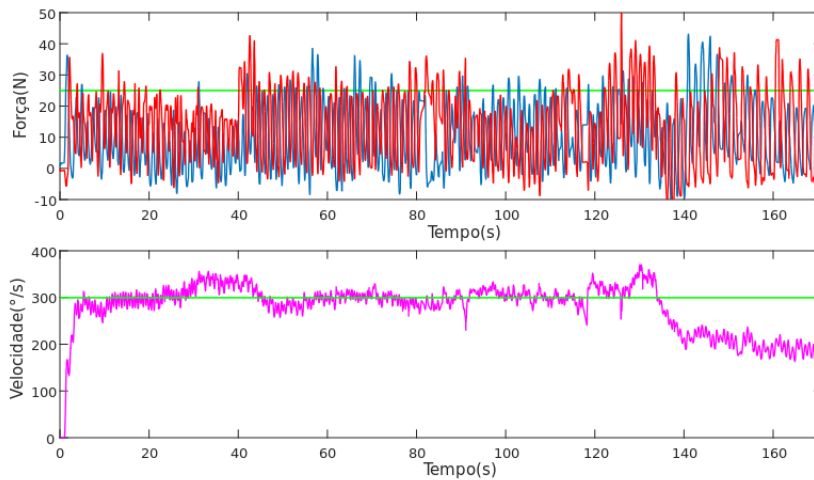


Figura 4.11: Perfil de forças obtidas para o sujeito 3 após teste do controle P. A linha azul representa a força medida no pedal direito e a linha azul representa a força medida no pedal esquerdo, a linha verde representa a força de referência e a velocidade de referência. E a linha rosa representa a velocidade instantânea.

máximo médio \bar{F}_{maxr} do perfil de força foi de 24,56 N com um erro de 1.76%. Entretanto para a perna esquerda o erro foi de 9%. Foi inserida uma carga no triciclo em $t = 120s$ modificando as marchas, como consequência o indivíduo pedala com maior força e ultrapassa a referência, o controlador detecta essa variação e tenta compensar a queda que aconteceu em $t = 138s$. Assim a força novamente aumenta acima do valor desejado o que faz a velocidade diminuir, a observação descrita pode ser verificada na Figura 4.11.

Tabela 4.3: Valores médios de força máxima e velocidade após estimulação elétrica para 2 sujeitos

Indivíduo	$I_{nominal}(mA)$	$F_{ref}(N)$	$\bar{F}_{maxr}(N)$	$\bar{F}_{maxl}(N)$	$\omega_{ref}(^{\circ}/s)$	$\omega(^{\circ}/s)$	Tempo(s)
1	20	25	24,56	22,75	300	226,68	170
2	20	25	21,87	22,54	300	323,50	200

4.2.2.2 Controle PI de força

Os dois protótipos desenvolvidos foram utilizados para testar o controle PI de força. Com o primeiro protótipo não era realizado o controle de velocidade da rotação da pedivela, e a taxa de aquisição do sinal era menor. Já com o segundo protótipo foi implementado o controle de força em paralelo ao controle de velocidade de rotação, com uma taxa de transmissão mais elevada.

Primeiro protótipo Cada indivíduo pedalou durante 3 minutos, aproximadamente, conseguindo atingir um valor de força máxima próximo à referência em cada um dos pedais. Na Tabela 4.4 são apresentados os dados da força máxima, calculados para cada um dos pedais. Neste experimento a corrente de estimulação foi constante, o controle atuou sobre a largura de pulso.

Tabela 4.4: Valores médios da força máxima e erro obtidos para 3 sujeitos após implementação do controle P

Indivíduo	$I_{stim} [mA]$	$F_{ref} [N]$	$F_{max} [N]$
1	25	42,06	44,61
2	30	45,89	42,36
3	28	70,11	65,40
4	28	66,09	63,93

A Figura 4.12 apresenta os valores de força obtidos, em cada pedal (LP , RP) para o sujeito 1 durante 20 pedaladas, aproximadamente, após o cálculo da força de referência, conseguindo observar que a força tenta se manter dentro de valores próximos da referência.

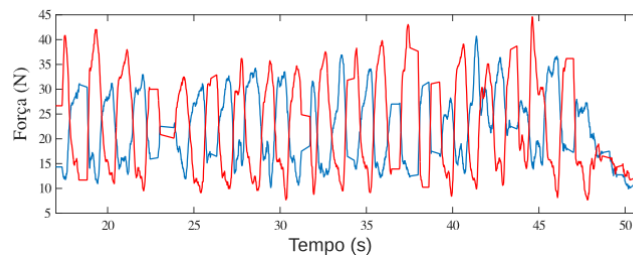


Figura 4.12: Perfil das forças obtidas para o sujeito 1 no pedal esquerdo (Linha vermelha) e no pedal direito (Linha azul)

Segundo Protótipo A Tabela 4.5 apresenta os resultados obtidos para 3 indivíduos envolvendo experimentos em malha fechada com o controle PI de força. A força máxima média em cada um dos pedais, $\bar{F}_{maxr} (N)$ e $\bar{F}_{maxl} (N)$, ficaram próximas do valor desejado, assim as pedaladas apresentaram maior fluidez e estabilidade como demonstra a Figura 4.13 no perfil de forças. A velocidade não alcançou o valor estabelecido $\omega_{ref} (\%/s)$, no entanto neste experimento em que a finalidade é controlar a força para obter uma força desejada, o erro é aceitável.

Tabela 4.5: Valores médios de força máxima e velocidade para 3 sujeitos após implementação do Controle PI.

Indivíduo	$I_{stim} [mA]$	$F_{ref} [N]$	$\bar{F}_{maxr} [N]$	$\bar{F}_{maxl} [N]$	$\omega_{ref} [\%/s]$	$\omega [\%/s]$	Tempo(s)
1	20	25	20,01	22,41	300	294,29	162
2	20	30	28,66	31,25	300	271,34	210
3	20	40	40,16	39,81	300	280,99	335,5

Os sinais do Controlador PI para cada pedal do Indivíduo 3, numa faixa de tempo de 90s podem ser vistos na Figura 4.14. É possível perceber variações do sinal ao redor de 0.5 segundo el valor da força medida com relação à referência. Para este gráfico foi escolhido um segmento de 90s do exercício para facilitar a visualização dos sinais.

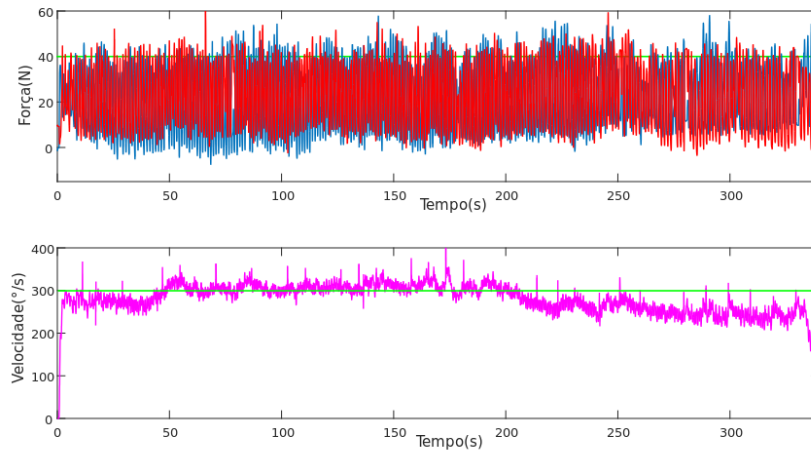


Figura 4.13: Perfil de forças obtidas para o sujeito 3 após teste do controle PI. A linha azul representa a força medida no pedal esquerdo e a linha vermelha representa a força medida no pedal direito, a linha verde representa a força de referência e a velocidade de referência.

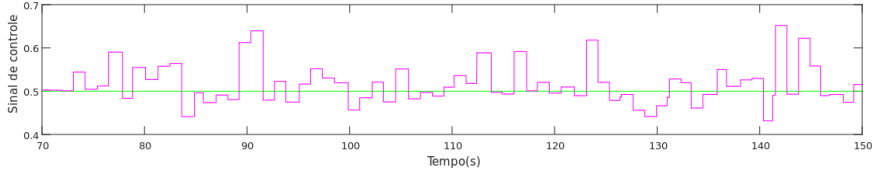
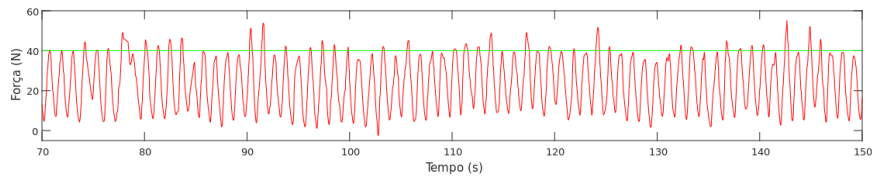
4.3 DISCUSSÃO

Os gráficos gerados nos testes em malha aberta evidenciam a distribuição das forças geradas durante o exercício como pode ser observado na Figura 4.9. Assim foram determinados os ângulos onde são aplicadas as maiores forças e foi observado que o indivíduo aplica forças no pedal no ciclo inteiro.

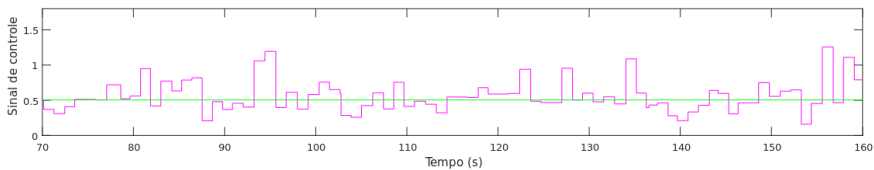
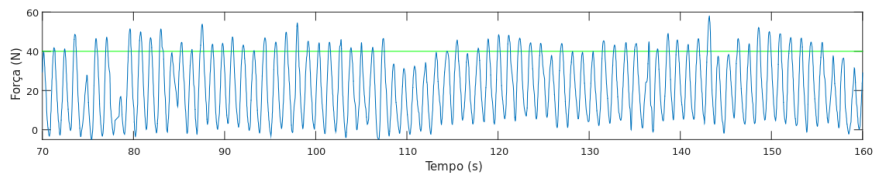
O sistema em malha aberta não recebe informação do estado atual do sistema, assim estes sistemas requerem entradas contínuas do usuário. O sucesso do controle em malha aberta é muito limitado devido as variações de parâmetros existentes, que são inerentes ao tempo e as fortes não linearidades presentes no sistema neuromuscular e esquelético. Além disso, no controle em malha aberta o movimento não é avaliado em tempo real e não existe um mecanismo de adaptação do padrão de estimulação em resposta a circunstâncias imprevistas, como perturbações externas ou fadiga muscular.

Em malha fechada foram implementados dois tipos de controle com resultados distintos. O desempenho dos controladores pode ser avaliado, comparando a proximidade dos valores obtidos com os valores estabelecidos como referência, assim como o tempo que a pessoa conseguia manter o exercício sem fadigar até o ponto de impossibilitar o movimento. A fadiga tem início quando a velocidade e força caem, no entanto na malha fechada o controle tentou compensar tais quedas de força. Com o controle PI os indivíduos conseguiram fazer ciclos de maior duração no exercício, além disso a sensação relatada por eles, foi de perceber maior conforto na estimulação aplicada, já que as variações da amplitude na corrente não foram bruscas quanto como o controle P. Também se mostrou evidente durante o trabalho a assimetria bilateral em cada um dos participantes na realização dos experimentos, desta forma observou-se a prevalência da força de uma perna sobre a outra.

No primeiro protótipo a força foi controlada atuando sobre a largura de pulso e a fadiga foi alcançada entre os 4 e 5 minutos aproximadamente desde o início do exercício, por cada um dos participantes no experimento. O fato da fadiga acontecer mais cedo comparado com o controle PI implementado usando o segundo protótipo deve-se a invariabilidade da amplitude de estimulação ao longo do experimento e mesmo sendo suportada pelo sujeito, uma corrente constante faz com que o indivíduo fadigue mais rápido, além disso os valores de corrente



(a) Sinal de controle para o pedal direito



(b) Sinal de controle para o pedal esquerdo

Figura 4.14: Sinais de controle para Controlador PI para o Indivíduo 3 durante 90 s

nominal para os indivíduos 2, 3 e 4 conforme a Tabela 4.4 foi maior quando comparado com as correntes nominais dos indivíduos participantes nos testes com o segundo protótipo, como observado na Tabela 4.5.

Os resultados dos experimentos mostraram que o sistema de controle, conseguiu se aproximar ao valor de força de referência estabelecido para cada um dos sujeitos, em cada pedal, logo nos primeiros segundos do experimento.

Os cálculos da força máxima na pedalada para cada pedal foram feitos dentro das posições angulares analisadas na malha aberta. Assim o controle era aplicado na pedalada seguinte à analisada, onde o parâmetro da amplitude variava dependendo dos valores de força na pedalada anterior.

Nas Figuras 4.12 e 4.13 e a o longo do experimento, ficou evidente a diferença entre as magnitudes das forças aplicadas em cada pedal. De acordo com a Tabela 4.4 a maior a força exercida foi com o pedal esquerdo em 3 dos 4 indivíduos participantes. Entretanto, a Tabela 4.5 indica que nos sujeitos 1 e 2 a força dominou no lado esquerdo. Esta assimetria é normal para pessoas sem um treinamento prévio no ciclismo, porém existem fatores que influenciam a medida de força tais como a posição do pé em respeito ao pedal, a posição do corpo durante a pedalada e a fadiga muscular associada a estimulação e localização dos eletrodos.

A análise da relação força velocidade é importante na execução de diferentes situações na pedalada, desta forma no arranque e em uma subida o maior trabalho é da força, mas se o individuo quiser pedalar rápido sem carga o trabalho é da velocidade. Quando a força é maior, menor será a velocidade e quando a velocidade foi maior, menor será a força.

Todos os indivíduos alcançaram fadiga nos experimentos em malha aberta e fechada minutos após o início da estimulação razão pela qual a força começou a cair. No entanto com o controle PI os indivíduos pedalarão durante mais tempo, a duração dos experimentos foi de 8 a 16 minutos, comparado com os outros tipos de controle, donde os indivíduos fadigavam entre os 3 e 5 minutos.

5.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Uma das formas de possibilitar o exercício do ciclismo assistido por FES é controlando as forças e a velocidade de rotação na pedalada. As mudanças diárias devidas à condição física dos indivíduos, a resposta altamente não linear e variante no tempo dos músculos eletricamente estimulados, a fadiga muscular e a ocorrência ocasional de espasticidade limitam a utilidade de um padrão de estimulação preestabelecido e do sistema de controle em malha aberta. A fim de assistir essas complicações podem ser utilizadas diversas estratégias de controle acompanhados de diferentes sistemas de medição, os quais permitiram explorar diferentes respostas nos indivíduos para cada experimento, como visto no Capítulo 4.

Este trabalho apresentou o desenvolvimento de um sistema de medição de forças e a implementação de estratégias de controle em malha aberta e malha fechada com o propósito de responder questões relacionadas ao controle da força aplicada sobre os pedais durante o o ciclismo assistido por estimulação elétrica.

A medida da força foi obtida através de um sistema de medição desenvolvido para ser adaptado sobre um pedal convencional. Foi construída uma estrutura composta por uma parte mecânica e uma elétrica, que permitiram a leitura da força aplicada na direção normal. O segundo protótipo desenvolvido se mostrou mais portátil comparado com o primeiro, já que o envio dos dados por meio de radiofrequência resolve o problema dos cabos enrolados durante o movimento que acaba introduzindo ruído no sinal obtido. Além disso permitiu fazer testes com o triciclo em movimento. Os resultados com este protótipo permitem concluir que os dados entregados pelo sistema durante os experimentos apresentaram uma resolução satisfatória, que possibilitou a obtenção de um sinal de força limpo com pouca influência de ruído, o que é essencial neste estudo. No entanto o tamanho e peso da estrutura em conjunto foi maior ao esperado, por causa das dimensões da bateria escolhida. A fim de minimizar a incerteza nas medições resultantes do sistema de aquisição e da deformação das peças recomenda-se fazer calibrações de forma preventiva.

O controle total do sistema atuou sobre os parâmetros da largura de pulso e da intensidade de corrente, com controladores independentes para cada variável, os quais dependiam da velocidade e das forças medidas respectivamente. Dos resultados e da observação dos experimentos pode-se considerar testar um controlador só, que envolva as duas variáveis diretamente. Com respeito ao controlador de força, visando comparar as respostas obtidas a diferentes controles, o controle PI conseguiu obter resultados satisfatórios no seguimento da referência e no tempo total de pedalada, neste ponto os indivíduos foram capazes de pedalar entre 8 e 16 minutos comparado com os resultados do controle P e do controle em malha aberta, onde o tempo máximo de pedalada foi de entre 3 e 5 minutos. Também, confirmou-se a importância do conhecimento da força exercida por cada perna, decorrente do fato de que cada uma delas exercer uma força diferente sobre o pedal, dada a assimetria natural do corpo.

Este trabalho foi concebido como uma primeira abordagem ao controle de força que antecede a utilização do sistema em indivíduos paraplégicos. Portanto os resultados obtidos podem variar significativamente ao comparar com o estado da arte, dado que os testes apresentados foram realizados em indivíduos hígidos.

5.2 TRABALHOS FUTUROS

Os trabalhos futuros preveem a continuação dos experimentos para indivíduos com lesão medular. Com relação à parte mecânica da instrumentação do triciclo, é proposto o desenvolvimento de uma estrutura para o triciclo que permita o suporte da tíbia e a fixação do pé ao pedal junto com um sistema de medição de força, que possibilite a medição da pedalada de uma pessoa com paraplegia. Também se considera importante, construir uma estrutura que permita a medição das forças normal e tangencial aplicadas sobre o pedal. Permitindo conhecer o torque gerado a o longo do movimento, e que pode ser achado com a força resultante entre as forças normal e tangencial. Estas informações também permitem conhecer o índice de eficiência da pedalada, que corresponde a porcentagem de uso das forças que produzem a potência propulsora da bicicleta ou triciclo.

Quanto a forma de explorar a relação entre a força e a velocidade, propõe-se desenvolver e avaliar outros métodos de controle. Isso inclui o desenvolvimento de uma estratégia de controle para atuar sobre mais de uma variável ao mesmo tempo. Ou testes com controles adaptativos que envolvam aprendizado durante o exercício, visto que a ação de pedalar é repetitiva.

Também resulta de ampla importância a avaliação da fadiga produzida durante a pedalada. Pelo qual é sugerido avaliar a fadiga desde a perspectiva biomecânica com informações das forças medidas e eficiência em cada pedalada.

Por fim, sugere-se testar o controle proposto incluindo outros grupos musculares além dos quadríceps para conseguir uma maior fluidez na pedalada, dado que esta estimulação apresentaria maior semelhança com a estimulação dos músculos das pernas ativados durante a pedalada de forma natural.

Referências Bibliográficas

- [1] L. Dominik, “The Muscular System: Ch 8.5- 8.8. Control of Muscle Tension -Muscle Tone: sustained contraction of individual fibers,” 2016. [Online]. Available: <http://slideplayer.com/slide/6873222/>
- [2] D. B. Popović e T. Sinkjaer, *Control of Movement for the Physically Disabled*, 2000. [Online]. Available: <http://link.springer.com/10.1007/978-1-4471-0433-9>
- [3] D. Morphed, Bianchi Camaleonte Ridley e Garmin, “Muscles used when pedaling,” 2006. [Online]. Available: <http://balancedtrainingsolutions.blogspot.com.br/>
- [4] R. R. Bini e F. P. Carpes, “Measuring Pedal Forces,” em *Biomechanics of Cycling*, 2014, pp. 13–21.
- [5] J. P. Bentley, *Principles of measurement systems*, fourth ed. ed. Pearson Education, 2005.
- [6] J. Webster, *The measurement, instrumentation and sensors Handbook*, Springer Science and Business Media, Ed., 1999, vol. 14.
- [7] D. Industry, “Sensores de força piezoelétricos.” [Online]. Available: <http://www.directindustry.com/pt/fabricante-industrial/sensor-forca-piezoelétrico-106850.html>
- [8] J. Franden, *Handbook of Modern Sensors: Physics, designs, and applications*, 3rd ed. Springer New York, 2004.
- [9] P. R. C. d. B. Ltda, “Pedal Wellgo M-998 com Clip e Plataforma.” [Online]. Available: <http://www.pedalredondo.com.br/pedal-wellgo-m-998-com-clip-e-plataforma>
- [10] K. Hoffmann, *An Introduction to Stress Analysis and Transducer Design using Strain Gauges*, HBM, Ed., 2012.
- [11] L. O. Fonseca, *Instrumentação e controle en ciclismo assistido por estimulação elétrica para indivíduos com lesão medular*, 2015.
- [12] A. K. Rodrigo Bini, Patria Hume, James Croft, R. R. Bini, P. Hume, C. James, A. Kilding, A. K. Rodrigo Bini, Patria Hume, James Croft, e O. Access, “Pedal force effectiveness in Cycling: a review of constraints and training effects,” vol. 2, no. 1, pp. 11–24, 2013.
- [13] B. M. Doucet, A. Lam, e L. Griffin, “Neuromuscular electrical stimulation for skeletal muscle function.” *The Yale journal of biology and medicine*, vol. 85, pp. 201–215, 2012.
- [14] D. N. Rushton, “Functional electrical stimulation,” *IEE Control Systems Magazine*, vol. 18, no. 4, pp. 241–275, 1997. [Online]. Available: <http://iopscience.iop.org/0967-3334/18/4/001>
- [15] T. A. Perkins, N. D. N. Donaldson, N. A. C. Hatcher, I. D. Swain, e D. E. Wood, “Control of leg-powered paraplegic cycling using stimulation of the lumbo-sacral anterior spinal nerve roots,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 10, no. 3, pp. 158–164, 2002.
- [16] C. W. Peng, S. C. Chen, C. H. Lai, C. J. Chen, C. C. Chen, J. Mizrahi, e Y. Handa, “Review: Clinical benefits of functional electrical stimulation cycling exercise for subjects with central neurological impairments,” *Journal of Medical and Biological Engineering*, vol. 31, no. 1, pp. 1–11, 2011.

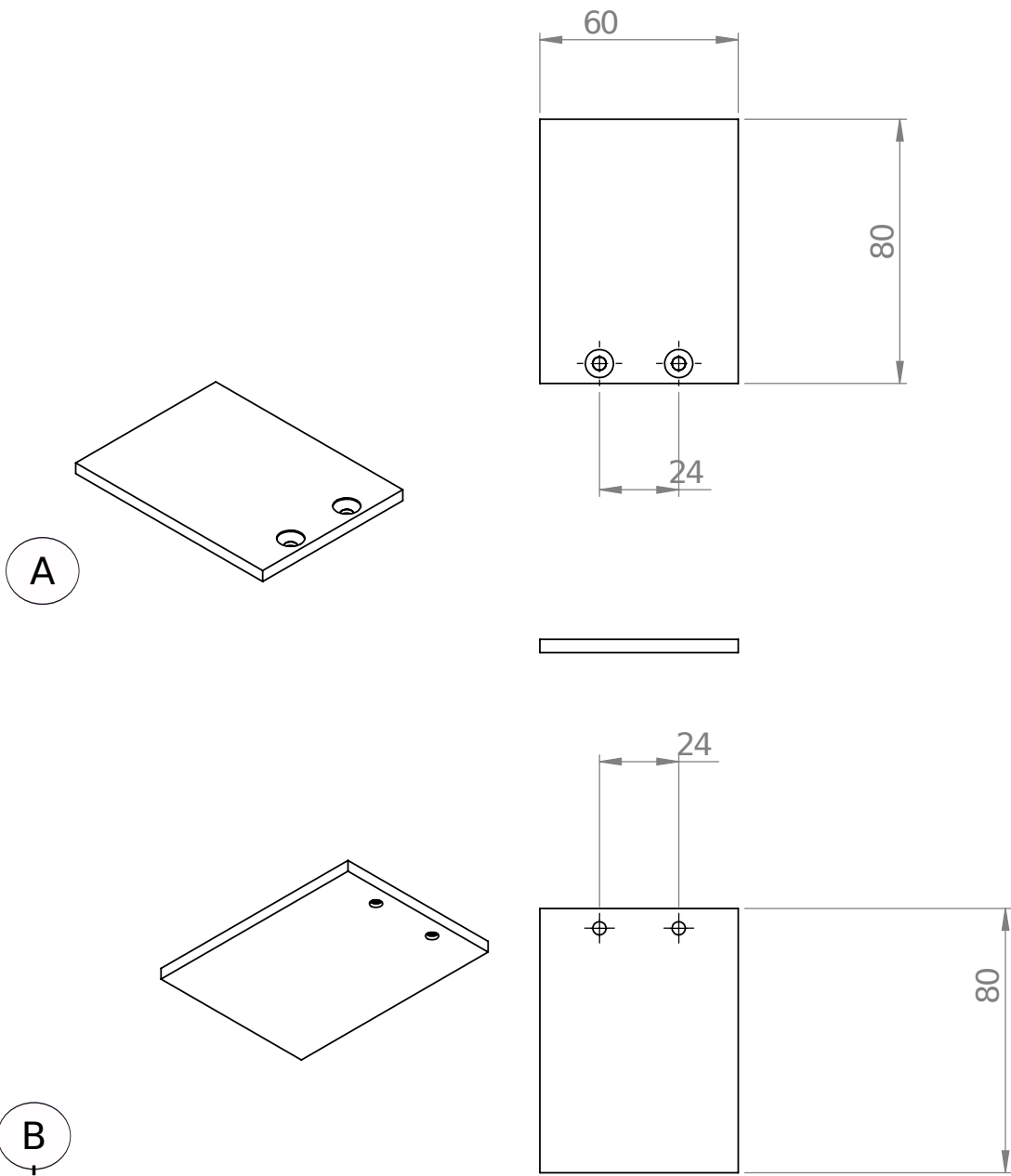
- [17] H. I. Krebs, N. Hogan, M. L. Aisen, e B. T. Volpe, “Robot-Aided Neurorehabilitation,” vol. 6, no. 1, pp. 75–87, 1998.
- [18] P. L. Jacobs e M. S. Nash, “Exercise Recommendations for Individuals with Spinal Cord Injury,” vol. 34, no. 11, pp. 727–751, 2004.
- [19] M. S. Nash, “Cardiovascular fitness after spinal cord injuries,” *Spinal cord medicine: principles and practice*, no. 46, 2002.
- [20] —, “Recreational and therapeutic exercise after spinal cord injury,” *Spinal cord medicine*, no. 7, pp. 331–347, 2002.
- [21] T. E. Nightingale e J. Bilson, “Cardiovascular Health Benefits of Exercise in People With Spinal Cord Injury: More Complex Than a Prescribed Exercise Intervention,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 97, no. 6, pp. 1038–1038, 2016.
- [22] J. Szecsi, A. Straube, e C. Fornusek, “A biomechanical cause of low power production during FES cycling of subjects with SCI.” *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 11, no. 1, p. 123, 2014. [Online]. Available: <http://www.jneuroengrehab.com/content/11/1/123>
- [23] M. Gföhler, T. Angeli, T. Eberharter, P. Lugner, W. Mayr, C. Hofer, M. Gföhler, T. Angeli, T. Eberharter, P. Lugner, W. Mayr, e C. Hofer, “Test bed with force-measuring crank for static and dynamic investigation on cycling by means of functional electrical stimulation,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 9, no. 2, pp. 169–180, 2001.
- [24] L. Griffin, M. J. Decker, J. Y. Hwang, B. Wang, K. Kitchen, Z. Ding, e J. L. Ivy, “Functional electrical stimulation cycling improves body composition, metabolic and neural factors in persons with spinal cord injury,” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 19, no. 4, pp. 614–622, 2009. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.03.002>
- [25] M.-h. Huang, H.-w. Tsai, e J.-j. J. Chen, “Increases in bone mineral density after functional electrical stimulation cycling exercises in spinal cord injured patients,” vol. 27, no. 252, pp. 1337–1341, 2005.
- [26] C.-S. K. C.-S. Kim, G.-M. E. G.-M. Eom, K. Hase, G. K. G. Khang, G.-R. T. G.-R. Tack, J.-H. Y. J.-H. Yi, e J.-H. J. J.-H. Jun, “Stimulation Pattern-Free Control of FES Cycling: Simulation Study,” *IEEE Transactions on Systems Man and Cybernetics Part C Applications and Reviews*, vol. 38, no. 1, pp. 125–134, 2008.
- [27] F. P. Carpes, *Desenvolvimento de um sistema de pedais dinamométricos para avaliação biomecânica no ciclismo*, 2006.
- [28] P. H. Peckham e J. S. Knutson, “Functional Electrical Stimulation for Neuromuscular Applications,” *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 7, pp. 327–360, 2005.
- [29] VertMarkets, “Starburst Stimulating Electrodes.” [Online]. Available: <http://www.meddeviceonline.com/doc/starburst-stimulating-electrodes-0001>
- [30] W. P. Instruments, “Peripheral Nerve Cuff Electrode.” [Online]. Available: <https://www.wpiinc.com/products/physiology/nce-peripheral-nerve-cuff-electrode/>
- [31] T. Schauer, “Feedback Control of Cycling in Spinal Cord Injury,” Tese de Doutorado, 2006.

- [32] B. Bissonnette, *Pediatric Anesthesia: Basic Principles, State of the Art, Future*, PMPH-USA, Ed., 2011.
- [33] M. Gföhler, P. Lugner, M. Gföhler, P. Lugner, M. Gföhler, e P. Lugner, “Cycling by means of functional electrical stimulation,” *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, no. 2, pp. 233–243, 2000.
- [34] M. Gföhler, T. Angeli, P. Lugner, M. G. F. Ohler, e P. Lugner, “Modeling of Artificially Activated Muscle and Application To Fes Cycling,” *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, vol. 04, no. 01, pp. 77–92, 2004.
- [35] P. J. Sinclair, G. M. Davis, R. M. Smith, B. S. Cheam, e J. R. Sutton, “Pedal forces produced during neuromuscular electrical stimulation cycling in paraplegics,” *Clinical Biomechanics*, vol. 11, no. 1, pp. 51–57, 1996.
- [36] J.-J. J. Chen, N.-Y. Yu, D.-G. Huang, B.-T. Ann, e G.-C. Chang, “Applying Fuzzy Logic to Control Cycling Movement Induced by Functional Electrical Stimulation,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 5, no. 2, pp. 158–169, 1997.
- [37] B. S. K. K. Ibrahim, M. O. Tokhi, M. S. Huq, e S. C. Gharooni, “Fuzzy logic based cycle-to-cycle control of FES-induced swinging motion,” *InECCE 2011 - International Conference on Electrical, Control and Computer Engineering*, pp. 60–64, 2011.
- [38] K. Misaghian e A. Erfanian, “Adaptive Neuro-Sliding Mode Control of FES-Cycling,” *13th International FES Society Conference*, no. 1, pp. 128–130, 2008.
- [39] K. J. Hunt, K.J.Hunt, e K. J. Hung, “Control Systems for Function Restoration , Exercise , Fitness and Health in Spinal Cord Injury,” Tese de Doutorado, 2005.
- [40] P.-F. Li, Z.-G. Hou, F. Zhang, Y.-X. Chen, X.-L. Xie, M. Tan, e H.-B. Wang, “Adaptative Neural Network Control of FES Cycling,” *2010 4th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, pp. 1–4, 2010.
- [41] M. J. Bellman, T. H. Cheng, R. J. Downey, C. J. Hassz, e W. E. Dixon, “Switched control of cadence during stationary cycling induced by functional electrical stimulation,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. PP, no. 99, pp. 6260–6265, 2015.
- [42] D. J. Pons, C. L. Vaughan, e G. G. Jaros, “Cycling device powered by the electrically stimulated muscles of paraplegics,” *Medical & Biological Engineering & Computing Biological Engineering & Computing*, vol. 27, no. 1, pp. 1–7, 1989.
- [43] E. H. Estigoni, C. Fornusek, R. M. Smith, e G. M. Davis, “Evoked EMG and Muscle Fatigue During Isokinetic FES-Cycling in Individuals With SCI,” *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, vol. 14, no. 4, pp. 349–355, 2011. [Online]. Available: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1525-1403.2011.00354.x>
- [44] R. R. Bini e F. P. Carpes, *Biomechanics of Cycling*.
- [45] B. Femoris e R. Femoris, “The Effect of Turbo Trainer Cycling on Pedalling Technique and Cycling Efficiency,” *International Journal of Sports Medicine*, vol. 34, no. 6, pp. 520–525, 2013.
- [46] AIP-MEP, “MEP Professional Powermeter,” 2012. [Online]. Available: <http://www.aip-mep.com/index.php?lang=en&data=Home>

- [47] “Vector 2 Pedal-Based Power Meter,” 2016. [Online]. Available: <https://buy.garmin.com/en-US/US/into-sports/cycling/vector-2/prod510941.html>
- [48] R. R. Bini e F. Diefenthaler, “Mechanical work and coordinative pattern of cycling: a literature review,” *Kinesiology*, vol. 41, no. 1, pp. 25–39, 2013.
- [49] D. J. Sanderson e A. Black, “The effect of prolonged cycling on pedal forces,” *Journal of sports sciences*, vol. 21, no. 3, pp. 191–199, 2003.
- [50] C. Mornieux, B. Stapelfeldt, A. Collhofer, e A. Belli, “Effects of pedal type and pull-up action during cycling,” *International Journal of Sports Medicine*, vol. 29, no. 10, pp. 817–822, 2008.
- [51] W. Kester, “Section 4 strain, force, pressure, and flow measurements,” pp. 1–14.
- [52] C. K. Walter Kester, James Bryant, Walt Jung, Scott Wurcer, “Sensor Signal Conditioning,” em *Op Am Applications Handbook*, E. E. Walt Jung, Ed. Elsevier, 2004, ch. 4, pp. 247–256.
- [53] J. Sosa, “Galgas Extensiométricas Strain Gages 1,” em *Trabajo Final*.
- [54] A. Sharp, *Bicycles and Tricycles: A Classic Treatise on Their Design and Construction*. London, UK: Mit Press, 1977, vol. 1.
- [55] M. J. A. J. M. Hoes, R. A. Binkhorst, A. E. M. C. Smeekes-Kuyl, e A. C. A. Vissers, “Measurement of forces exerted on pedal and crank during work on a bicycle ergometer at different loads,” *Int. Z. angew. Physiol. einsch. Arbeitsphysiol.*, vol. 26, no. 1, pp. 33–42, 1968.
- [56] R. R. Davis e M. L. Hull, “Measurement of pedal loading in bicycling: I. Instrumentation,” *Journal of Biomechanics*, vol. 14, no. 12, 1981.
- [57] J. Newmiller, M. L. Hull, e F. E. Zajac, “A mechanically decoupled two force component bicycle pedal dynamometer,” *Journal of Biomechanics*, vol. 21, no. 5, pp. 375–86, 1988.
- [58] J. P. Broker e R. J. Gregor, “A Dual Piezoelectric Element Force Pedal for Kinetic Analysis of Cycling,” *International Journal of Sports Biomechanics*, no. 1896, pp. 394–403, 1990.
- [59] C. Alvarez e J. Vinyolas, “A New Bicycle Pedal Design for On-Road Measurements of Cycling Forces,” *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 20, no. 1992, pp. 130–142, 1996.
- [60] J. Y. Chen, F. Wen, C. H. Lin, e D.-F. Lin, “A new automatic measurement system for a bicycle,” em *IEEE International Conference on Mechatronics, 2005. ICM 05, 2005*, p. 514.
- [61] B. Stapelfeldt, G. Mornieux, R. Oberheim, A. Belli, e A. Gollhofer, “Development and Evaluation of a New Bicycle Instrument for Measurements of Pedal Forces and Power Output in Cycling,” *International Journal of Sports Medicine*, vol. 28, no. 4, pp. 326–332, 2007.
- [62] S. Dorel, A. Couturier, e F. Hug, “Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling,” *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, vol. 19, no. 1, pp. 44–54, 2009.
- [63] C. D. Neto, G. Schmidt, e C. T. Candotti, “Desenvolvimento De Uma Plataforma De Força,” *Revista Brasileira de Biomecânica*, vol. 3, pp. 39–44, 2001.
- [64] J. C. Carmo, F. A. O. Nascimento, e A. Rocha, “Instrumentação para aquisição e avaliação das forças exercidas nos pedais por ciclistas,” *Revista Brasileira de Biomecânica*, vol. 3, no. 2, pp. 31–37, 2001.

- [65] P. D. Soden e B. A. Adeyefa, “Forces applied to a bicycle during normal cycling,” *Journal of Biomechanics*, vol. 12, no. 7, pp. 527–541, 1979.
- [66] S. Gages, “Strain Gage Selection: Criteria, Procedures, Recommendations 1.0,” pp. 1–16, 2014.
- [67] Micro-Measurements, *Precision Strain Gages and Sensors*, V. P. Group, Ed., Raleigh, 2016.
- [68] M. L. Peterson e J. P. Broker, “Instrumented bicycle pedals for dynamic measurement of propulsive cycling loads,” pp. 41–48, 2003.

APÊNDICE



Suporte para o pé

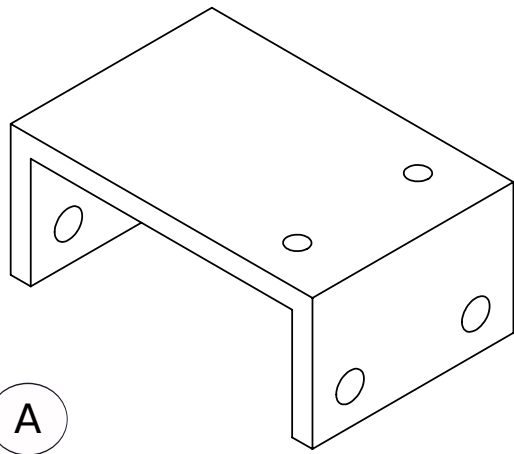
Esta peça corresponde ao suporte que recebe a força aplicada sobre o pedal e contém os strain gages..

Notas:

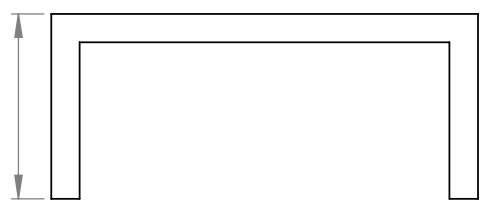
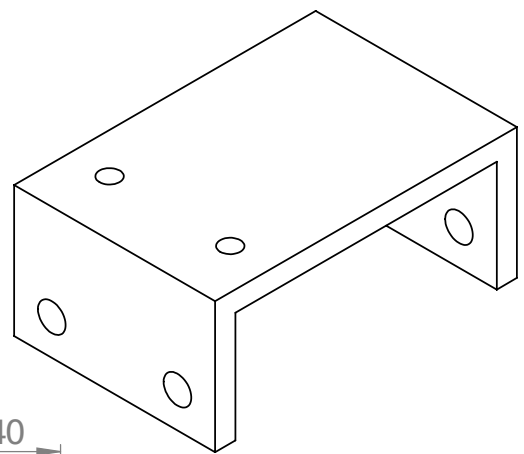
1. As dimensões estão em milímetros
2. A vista A corresponde à vista superior da peça.
3. A vista B corresponde à vista lateral esquerda e direita da peça..
4. A vista C corresponde à vista inferior da peça.

Peça 1

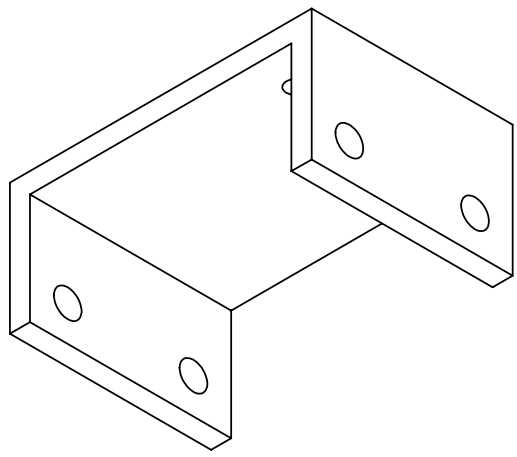
Estrutura mecânica



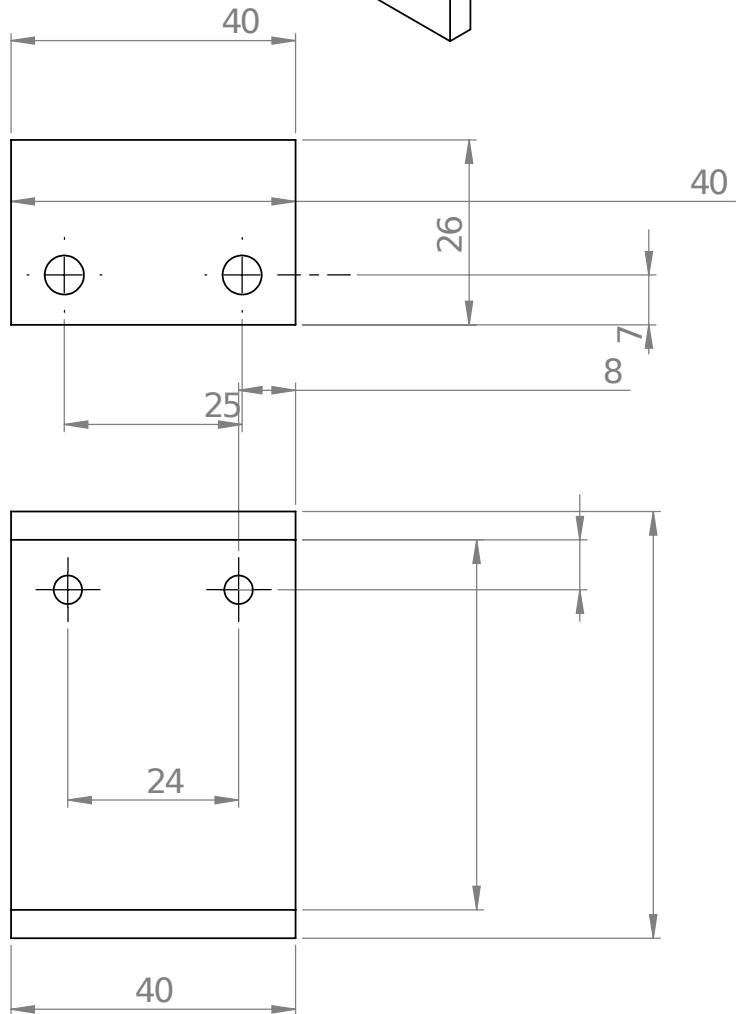
A



B



C



Base suporte

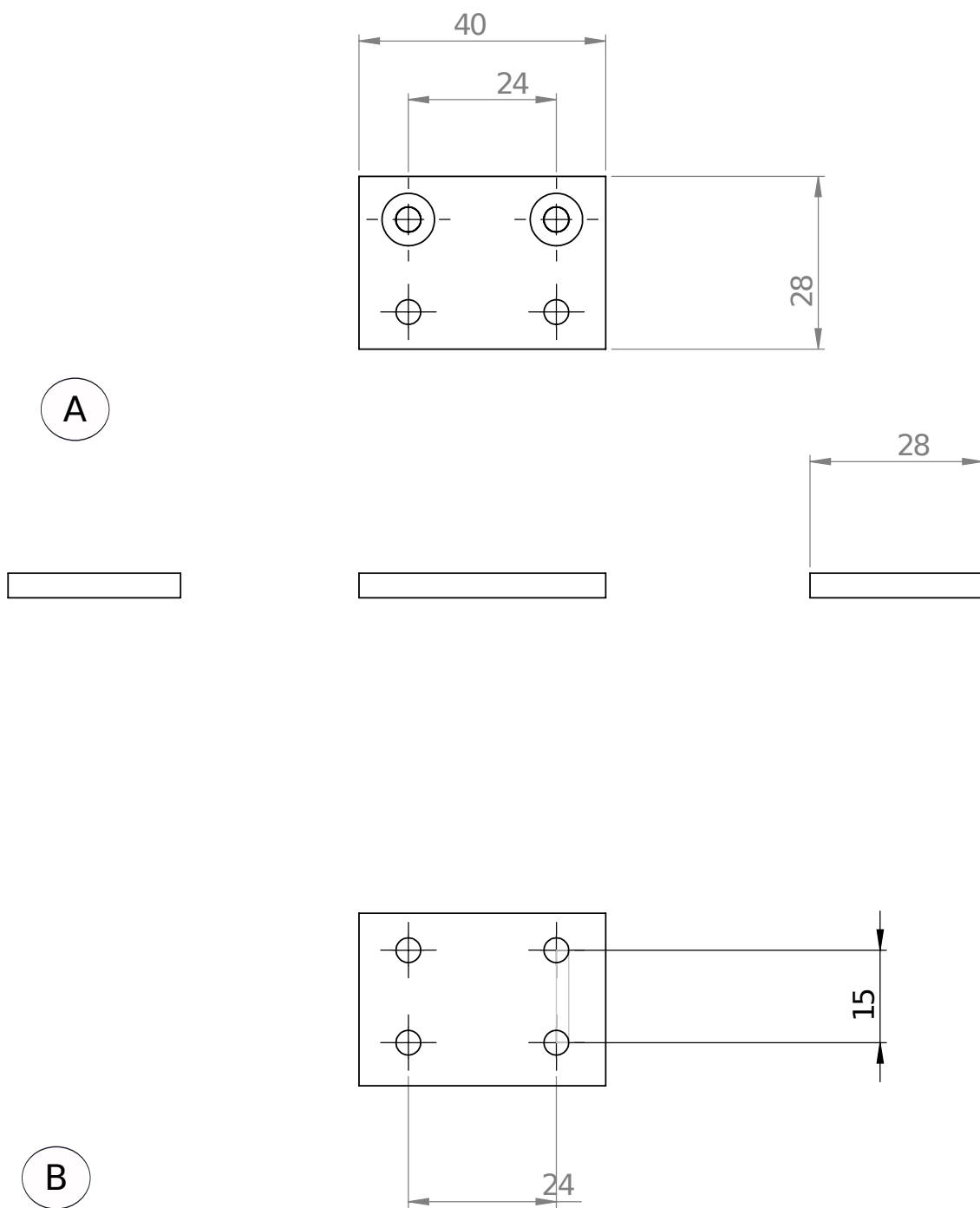
Esta peça corresponde ao suporte da estrutura mecânica e que encaixa no pedal.

Notas:

1. As dimensões estão em milímetros
2. A vista A corresponde à vista superior da peça.
3. A vista B corresponde à vista lateral esquerda e direita da peça..
4. A vista C corresponde à vista inferior da peça.

Peça 2

Estrutura mecânica



Base intermediaria

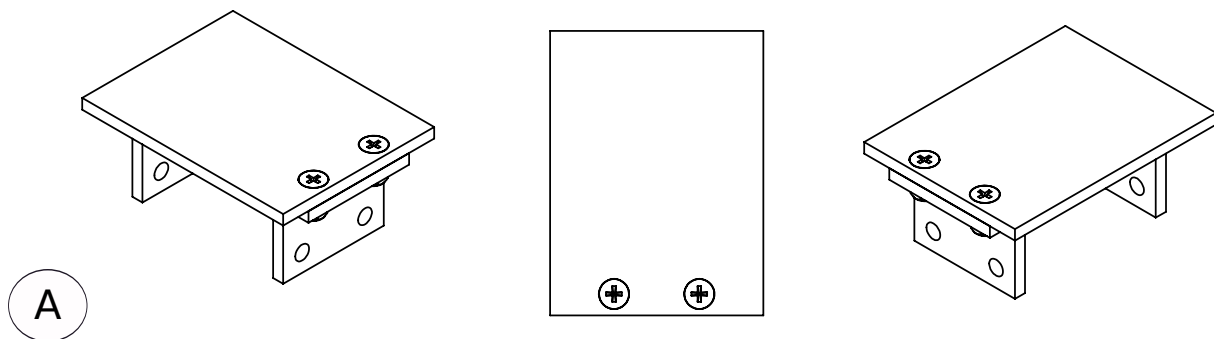
Esta peça une a base encaixada no pedal e o suporte para o pé, dando um espaço que permite a deformação da peça superior.

Notas:

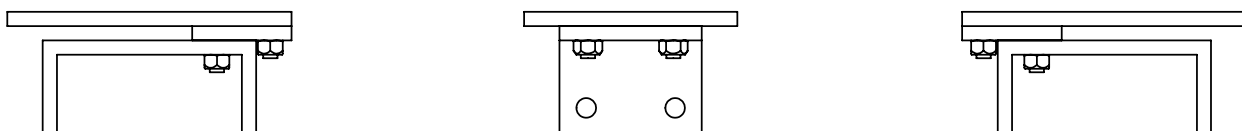
1. As dimensões estão em milímetros
2. A vista A corresponde à vista superior da peça.
3. A vista B corresponde à vista lateral esquerda e direita da peça.

Peça 3

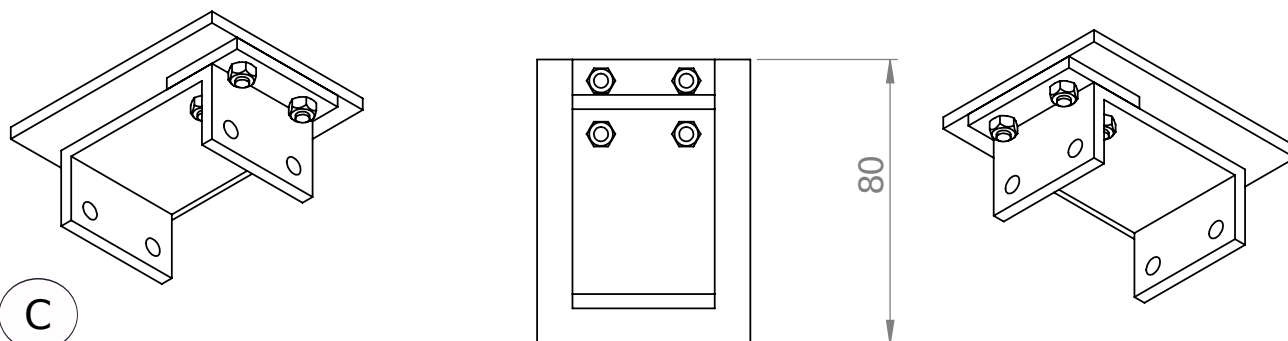
Estrutura mecânica



A



B



C

Peça final

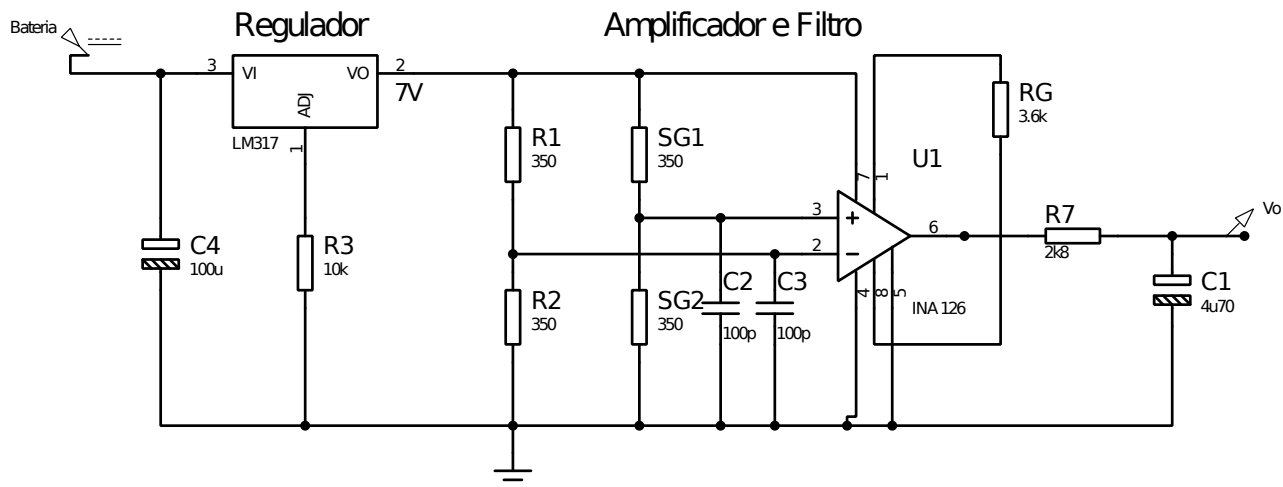
Esta peça corresponde á montagem final das peças 1, 2 e 3, unidas por meio de parafusos.

Notas:

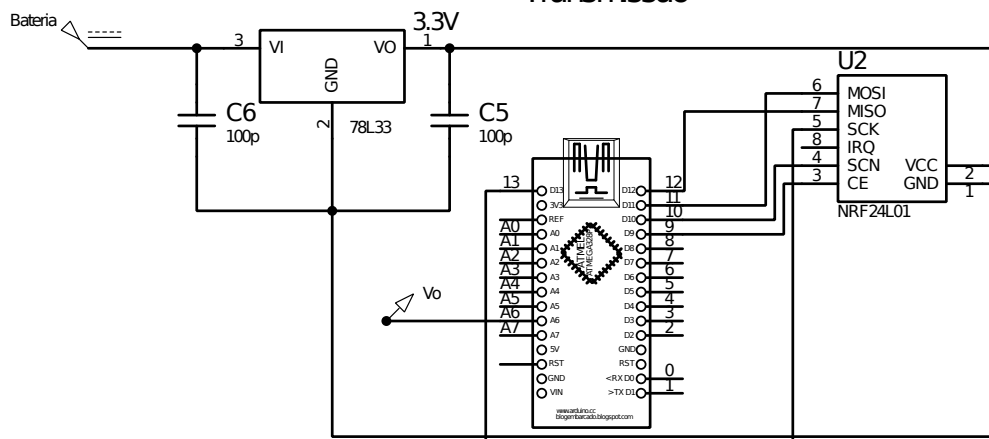
1. As dimensões estão em milímetros
2. A vista A corresponde à vista superior da peça.
3. A vista B corresponde à vista lateral esquerda e direita da peça..
4. A vista C corresponde à vista inferior da peça.

Estrutura mecânica

Circuito para envio de dados



Transmissão



Circuito Total

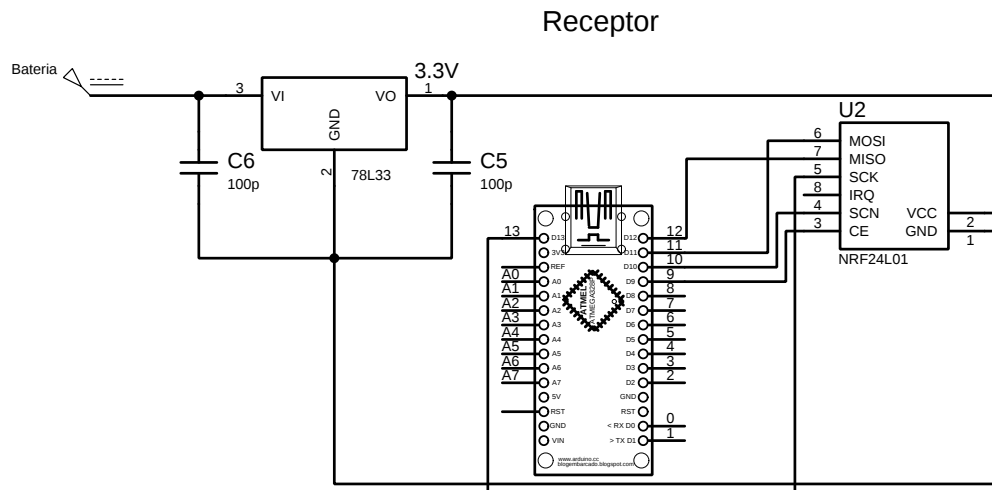
O cricuito apresenta o esquemático total da estrutura eletrônica instalada no pedal, para o envió e transmissão de dados de força.

Notas:

1. A bateria é de 11 V.
2. C denota os capacitores no circuito
3. R denota os resistores no circuito.
4. SG denota os Strain Gages do circuito
5. U2 denota a placa de RF NRFL2001

Circuito 1

Estrutura Eletrônica



Circuito Receptor de dados

O cricuito apresenta o esquemático do circuito receptor dos dados, ligado ao computador.

Notas:

1. A bateria é de 11 V.
2. C denota os capacitores no circuito
3. R denota os resistores no circuito.
4. SG denota os Strain Gages do circuito
5. U2 denota a placa de RF NRFL2001

Circuito

2

Estrutura Eletrônica