

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

ANDRÉ VIEIRA PIGATTO

**DESENVOLVIMENTO DE UM
PROTÓTIPO DE SISTEMA
INTELIGENTE PARA ANÁLISE DA
TÉCNICA DE PEDALADA
APRESENTADA POR CICLISTAS**

Porto Alegre

2018

ANDRÉ VIEIRA PIGATTO

**DESENVOLVIMENTO DE UM
PROTÓTIPO DE SISTEMA
INTELIGENTE PARA ANÁLISE DA
TÉCNICA DE PEDALADA
APRESENTADA POR CICLISTAS**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Controle e Automação

ORIENTADOR: Prof. Dr. Alexandre Balbinot

Porto Alegre

2018

ANDRÉ VIEIRA PIGATTO

**DESENVOLVIMENTO DE UM
PROTÓTIPO DE SISTEMA
INTELIGENTE PARA ANÁLISE DA
TÉCNICA DE PEDALADA
APRESENTADA POR CICLISTAS**

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica e aprovada em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

Orientador: _____

Prof. Dr. Alexandre Balbinot, UFRGS

Doutor pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul –
Porto Alegre, BR.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Altamiro Amadeu Susin, UFRGS

Doutor pelo Institut National Polytechnique de Grenoble – Grenoble, França

Prof. Dr. Hamilton Duarte Klimach, UFRGS

Doutor pela Universidade Federal de Santa Catarina – Florianópolis, Brasil

Prof. Dr. Milton Antonio Zaro, UFRGS

Doutor pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Porto Alegre, Brasil

Coordenador do PPGEE: _____

Prof. Dr. Valner João Brusamarello

Porto Alegre, julho de 2018.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à minha família, namorada e amigos, pelo apoio incondicional prestado ao longo do curso de pós-graduação em Engenharia Elétrica, e pela compreensão nos momentos de ausência. Agradeço aos colegas do Laboratório de Instrumentação Eletroeletrônica (IEE), pela companhia e contribuições positivas no decorrer deste projeto. Agradeço ao Laboratório de Instrumentação Eletroeletrônica, pelo espaço e ferramental disponibilizado para o projeto, ao Prof. Dr. Alexandre Balbinot, pelo empenho e dedicação despendidos na orientação deste trabalho e à banca, pela participação e críticas construtivas.

RESUMO

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema inteligente para análise da técnica de pedalada aplicada por ciclistas. Para isso, desenvolveu-se um par de pedais de encaixe instrumentados, a partir dos quais é possível medir a componente de força normal aplicada nas partes frontal e posterior dos pedais. O modelo virtual da célula de carga experimental foi desenvolvido através da digitalização dos pedais de encaixe comerciais, utilizando-se um sistema comercial de escaneamento 3D com precisão declarada de 0,1mm. Cada pedal foi instrumentado com oito extensômetros de resistência elétrica (HBM 1-LY-13-1.5/350). Posteriormente os carregamentos máximos em cada eixo de medida de força foram estabelecidos utilizando-se uma plataforma de aquisição comercial específica para medida de deformação mecânica. Considerando-se os valores determinados, desenvolveu-se o circuito de condicionamento e realizaram-se os ensaios de deformação estática, obtendo-se as funções de transferência de saída de tensão elétrica em função do carregamento mecânico. O erro de linearidade máximo, considerando todos os canais, ficou abaixo de 0,75% e a máxima incerteza expandida ($k=2$) por canal, obtida através da aplicação do método clássico, foi de 1,55%. Em sequência, integrou-se o sistema de pedais desenvolvido a dois outros sistemas, são eles: um par pedivelas experimentais instrumentados, capazes de medir as três componentes da força aplicada aos pedais e transmitidas aos pedivelas com um erro de linearidade abaixo de 0,6% e uma incerteza combinada inferior a 3,22%, e um sistema de cinemetria comercial, cuja precisão declarada pelo fabricante é de 1mm. Para possibilitar uma comparação quantitativa entre treinos ou ciclistas, implementou-se um sistema inteligente, baseado em redes Neuro-Fuzzy (ANFIS). A partir dos valores da potência média, do desvio padrão da potência e da assimetria bilateral média, obtidos ao longo de ensaios realizados sob protocolo desenvolvido especificamente para este trabalho, um *score* que representa o nível da técnica de pedalada apresentado pelo ciclista é determinado. Com intuito de testar o sistema, desenvolveu-se um projeto de experimentos com 2 fatores controláveis (sujeito e nível de frenagem de um rolo de treinamento), e realizou-se ensaios com oito ciclistas de características fisiológicas e níveis de preparos distintos. Através da análise estatística, constatou-se que das 23 variáveis de resposta consideradas ao longo do experimento, 23 são influenciadas significativamente pelo fator controlado sujeito e oito são influenciadas significativamente pelo fator controlado nível de frenagem magnética.

Palavras-chave: Análise da técnica de pedalada, ANFIS, Biomecânica aplicada ao ciclismo.

ABSTRACT

This report describes the development of an intelligent pedaling technique analysis system. To accomplish that, a pair of road bicycle pedals (SHIMANO R540) were instrumented to measure the forces that are applied to the front and back regions of the pedals. The virtual models of the pedals were developed based on a 3D scanned mesh developed with aid of a commercial 3D scanning system with a precision of 0.1mm. Each pedal was instrumented with eight electrical resistance strain-gages (HBM 1-LY-13-1.5/350). After that, the range of the mechanical deformation of each measurement channel was determined with aid of an industrial deformation acquisition system. The conditioning circuit was developed based on the mechanical deformation ranges previously determined and the static calibration experiment was performed to determine the voltage output transfer functions. The maximum linearity error determined per channel was 0,75% and the maximum expanded uncertainty ($k=2$), determined applying the classical methodology, was 1,55%. After that, the instrumented pedals developed were integrated with two complementary systems, which are: a pair of instrumented crank arm load cells which measure the components of the force applied to the bicycle pedal with a linearity error under 0.6% and an uncertainty of 3,22% and an Optitrack motion track system with a declared accuracy of 1mm. An intelligent pedaling technique analysis system was implemented through an Adaptive Neuro Fuzzy Inference System (ANFIS) to determine the cyclist pedaling technique score based on three inputs: the average power applied to bicycle pedal, the average power standard deviation and the bilateral asymmetry index, all of them collected under an experimental protocol specifically designed for this application. To evaluate the behavior of the system developed a randomized block experiment design with two controlled factors was performed indoor with aid of an ergometer roll; 160 sprints were conducted with eight subjects of different training levels. From the data collected an ANOVA test was performed, which confirmed that all the 23 response variables vary significantly in function of the subject's controlled factor and eight of them vary significantly in function of the magnetic braking level.

Keywords: Pedaling Technique Analysis, ANFIS, Biomechanics of Cycling.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Objetivos	16
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	18
2.1	Conceitos Fundamentais da Biomecânica aplicados ao ciclismo	18
2.1.1	Caracterização das forças aplicadas ao pedal	19
2.1.2	Torque e Potência Mecânica	24
2.2	Trabalhos relacionados ao ciclismo	26
2.2.1	Pedivela Comercial Instrumentado	26
2.2.2	Pedivela Experimental	27
2.2.3	Pedal Comercial Instrumentado	30
2.2.4	Pedal Experimental Instrumentado	31
2.3	Lógica Fuzzy	33
2.3.1	Conceitos fundamentais de Lógica Fuzzy	33
2.3.2	Redes Neuro-Fuzzy Adaptativas (ANFIS)	35
3	METODOLOGIA EXPERIMENTAL	37
3.1	Desenvolvimento da Célula de Carga	39
3.1.1	Desenvolvimento dos modelos virtuais do pedal e Simulação	39
3.1.2	Procedimento de Análise Estrutural da Célula de Carga	41
3.1.3	Procedimento de Cimentação dos Extensômetros	42
3.2	Procedimento de determinação das funções de transferência experimentais de deformação	46
3.3	Projeto do Circuito de Condicionamento de Sinal	47
3.3.1	Circuito de Alimentação	48
3.3.2	Tensão Elétrica de Referência	49
3.3.3	Ponte de <i>Wheatstone</i> e circuito de Ajuste de Zero	51
3.3.4	Estágios de Ganho de Tensão Elétrica	53
3.3.5	Circuito de Filtragem do Sinal	57
3.3.6	Quarto estágio de Ganho e Função de Transferência do Circuito Condicionador de Sinais	59
3.4	Procedimento de calibração estática do sistema	63
3.5	Medida da Posição do Pedal e Pedivela	63
3.6	Sistema de Aquisição de dados	66
3.7	Projeto das Cadeias de Medidas Propostas	67
3.8	Sistema inteligente para análise quantitativa da técnica de pedalada	69
3.8.1	Interface de Fuzzificação	70

3.8.2	Lógica ANFIS e Defuzzificação	72
3.9	Procedimento Experimental com Ciclistas	74
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	77
4.1	Resultados da Análise estrutural da célula de carga virtual	77
4.2	Determinação das Funções de Transferência Experimentais de Deformação	79
4.3	Validação do Circuito de Condicionamento	82
4.4	Determinação das Funções de Transferência Experimentais de Tensão	84
4.5	Cadeias de Medidas Experimentais	87
4.6	Análise simplificada de Incertezas	89
4.6.1	Análise de incertezas referente ao equilíbrio da Ponte de <i>Wheatstone</i>	90
4.6.2	Análise de incerteza referente à sensibilidade da parte analógica do sistema	92
4.7	Análise dos Dados Coletados	95
4.7.1	Posição dos Pedais e Pedivela	95
4.7.2	Forças aplicadas no Pedivela	100
4.7.3	Forças aplicadas no Pedal	105
4.8	Sistema inteligente de Análise de Pedalada	108
4.8.1	Configuração do sistema após o treinamento da rede neural	108
4.8.2	Análise da técnica de pedalada utilizando-se o sistema ANFIS	111
4.9	Análise Estatística	113
4.9.1	Variáveis de Medida	114
4.9.2	Sistema Inteligente	122
5	CONCLUSÃO	124
6	RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	127
	REFERÊNCIAS	129
APÊNDICE A	ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DE ALIMENTAÇÃO DOS CANAIS 1 A 6	137
APÊNDICE B	ESQUEMÁTICO DOS CIRCUITOS DE CONDICIONAMENTO DOS CANAIS 1 E 4	138
APÊNDICE C	ESQUEMÁTICO DOS CIRCUITOS DE CONDICIONAMENTO DOS CANAIS 2 E 5	139
APÊNDICE D	ESQUEMÁTICO DOS CIRCUITOS DE CONDICIONAMENTO DOS CANAIS 3 E 6	140

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1:	Típicas fases do ciclo de pedalada.	20
Figura 2:	Comparação entre o torque produzido através de uma técnica de pedalada com maior assimetria bilateral (a) e com menor assimetria bilateral (b).	21
Figura 3:	Componentes de força: (a) aplicadas ao pedal e (b) transmitidas ao pedivela.	22
Figura 4:	Sistema de coordenadas adotado para a posição do conjunto pedal-pedivela: (a) ângulo do pedivela, (b) ângulo do pedal e (c) ângulo relativo entre o pedal e o pedivela.	23
Figura 5:	Decomposição das forças aplicadas ao pedal em função do ângulo entre o pedal e a horizontal.	23
Figura 6:	Plataforma de força para ciclismo desenvolvida por (BALBINOT; MILANI; NASCIMENTO, 2014).	26
Figura 7:	Forças aplicadas no pedivela durante um ensaio <i>indoor</i>	27
Figura 8:	Plataforma de força desenvolvida por (PIGATTO et al., 2016).	28
Figura 9:	Modelo virtual do Pedivela: (a) lado superior do pedivela direito, (b) lado inferior do pedivela direito, (c) lado inferior do pedivela esquerdo (d) lado superior do pedivela esquerdo e foto do sistema de medidas desenvolvido, (e) pedivela direito, (f) pedivela esquerdo.	29
Figura 10:	Componentes de força: (a) Pedivela Esquerdo, (b) Pedivela Direito; Potência instantânea transmitida para o pedivela: (c).	30
Figura 11:	Sistema de pedais instrumentados: (a) modelo virtual dos pedais, (b) sistema instalado na bicicleta.	31
Figura 12:	(a) Protótipo desenvolvido, (b) sistema completo, (c) detalhe dos marcadores utilizados para medida do ângulo das articulações.	32
Figura 13:	Diagrama de Blocos de um sistema de Inferência <i>Fuzzy</i> Genérico.	34
Figura 14:	Sistema ANFIS com duas entradas.	35
Figura 15:	Diagrama de Blocos do Sistema Proposto.	37
Figura 16:	Modelos Virtuais do pedal desenvolvido: (a) Malha de superfície gerada através do reconhecimento 3D da peça, (b) Sólido virtual desenvolvido a partir da malha de superfície.	40
Figura 17:	Modelos Virtuais auxiliares desenvolvidos: (a) Interface de encaixe sapatilha/pedal, (b) Eixo central do pedal.	40
Figura 18:	Modelo Virtual completo do pedal de encaixe.	41
Figura 19:	Posição de cimentação dos extensômetros no pedal esquerdo: (a) lado superior, (b) lado inferior.	42

Figura 20:	Posição de cimentação dos extensômetros no pedal direito: (a) lado inferior, (b) lado superior.	44
Figura 21:	Posição de cimentação dos extensômetros no pedal esquerdo: (a) lado superior, (b) lado inferior.	44
Figura 22:	Esquema de ligação elétrica das Pontes de <i>Wheatstone</i> de ambos os pedais: (a) Canais 1 e 4, (b) Canais 2 e 5, (c) Canais 3 e 6.	45
Figura 23:	Diagrama de blocos do sistema de condicionamento desenvolvido. . .	47
Figura 24:	Esquemático do circuito de alimentação.	49
Figura 25:	Esquemático do circuito de tensão elétrica de referência.	50
Figura 26:	Esquemático das Pontes de <i>Wheatstone</i> com ajuste de zero: (a) configuração de Ponte Completa, referente aos canais 3 e 6, (b) configuração de Meia Ponte, referente aos canais 1,2,4 e 5.	51
Figura 27:	Esquemático da primeira etapa do circuito de condicionamento, amplificador de instrumentação INA, para as Pontes de <i>Wheatstone</i> em configuração de: (a) Meia Ponte, referente aos canais 1,2,4 e 5; (b) Ponte Completa, referente aos canais 3 e 6.	54
Figura 28:	Esquemático do segundo estágio de ganho.	56
Figura 29:	Esquemático do filtro passa-baixas referente ao canal 1.	58
Figura 30:	Resposta em frequência simulada dos filtros passa-baixas utilizados nos canais 1 a 6.	59
Figura 31:	Esquemático do último estágio de ganho dos canais 1 a 6.	59
Figura 32:	Esquema de posicionamento das câmeras; marcadores passivos, em verde, e marcadores ativos de sincronização, em azul.	65
Figura 33:	Fluxograma da rotina de coleta de dados desenvolvida em LabVIEW™ 2017 (versão estudante).	67
Figura 34:	Cadeia de Medidas Proposta para os Canais 1 e 4.	68
Figura 35:	Cadeia de Medidas Proposta para os Canais 2 e 5.	68
Figura 36:	Cadeia de Medidas Proposta para os Canais 3 e 6.	68
Figura 37:	Estrutura simplificada do sistema ANFIS desenvolvido.	70
Figura 38:	Funções de Pertinência de Entrada preliminares.	71
Figura 39:	Sistema de pedais instalados na bicicleta: pedal direito (1) e esquerdo (2), com sistema de marcadores passivos para monitoração da posição do sistema pedal-pedivela; pedivela direito (3) e esquerdo (4), desenvolvidos por (PIGATTO et al., 2016).	75
Figura 40:	Ensaio biomecânico realizado com ciclista.	75
Figura 41:	Simulação estática de deformação do pedal esquerdo, lado superior: aplicação de carga na região frontal, direção vertical.	77
Figura 42:	Simulação estática de deformação do pedal esquerdo, lado inferior: aplicação de carga na região frontal, direção vertical.	78
Figura 43:	Simulação estática de deformação do pedal esquerdo, lado inferior: aplicação de carga na região posterior, direção vertical.	79
Figura 44:	Função de transferência de deformação do pedal direito: aplicação de carga na parte frontal do pedal, direção vertical.	80
Figura 45:	Função de transferência de deformação do pedal direito: aplicação de carga na parte posterior do pedal, direção vertical.	80
Figura 46:	Função de transferência de deformação do pedal Esquerdo: aplicação de carga na parte frontal do pedal, direção vertical.	81

Figura 47:	Função de transferência de deformação do pedal Esquerdo: aplicação de carga na parte posterior do pedal, direção vertical.	81
Figura 48:	Função de transferência de tensão elétrica do filtro passa baixas do Canal 1.	84
Figura 49:	Função de transferência de tensão elétrica do pedal Esquerdo: aplicação de carga na parte frontal do pedal, direção vertical.	85
Figura 50:	Função de transferência de tensão elétrica do pedal Esquerdo: aplicação de carga na parte posterior do pedal, direção vertical.	85
Figura 51:	Função de transferência de tensão elétrica do pedal direito: aplicação de carga na parte frontal do pedal, direção vertical.	86
Figura 52:	Função de transferência de tensão elétrica do pedal direito: aplicação de carga na parte posterior do pedal, direção vertical.	86
Figura 53:	Cadeia de Medidas Experimental para o Canal 1.	87
Figura 54:	Cadeia de Medidas Experimental para o Canal 2.	87
Figura 55:	Cadeia de Medidas Experimental para o Canal 3.	88
Figura 56:	Cadeia de Medidas Experimental para o Canal 4.	88
Figura 57:	Cadeia de Medidas Experimental para o Canal 5.	88
Figura 58:	Cadeia de Medidas Experimental para o Canal 6.	88
Figura 59:	Diagrama de blocos da parte analógica do sistema.	90
Figura 60:	Diagrama que define o sistema de posicionamento pedal-pedivela. . .	96
Figura 61:	Ângulos dos pedais e pedivela ao longo de 3 ciclos de pedalada. . . .	98
Figura 62:	Cadência e velocidade alcançados pelo sujeito 1.	100
Figura 63:	Componentes da força aplicadas no pedivela esquerdo.	100
Figura 64:	Componentes da força aplicada no pedivela direito.	101
Figura 65:	Componentes da força aplicada nos pedivelas e sua posição angular. .	102
Figura 66:	Componente de Força Perpendicular em função do ângulo do pedivela.	103
Figura 67:	Potência mecânica aplicada nos pedivelas.	104
Figura 68:	Intervalo de 3.5s das forças aplicadas na região frontal e posterior do pedal direito.	105
Figura 69:	Intervalo de 3.5s das forças aplicadas na região frontal e posterior do pedal esquerdo.	106
Figura 70:	Intervalo de 3.5s das forças aplicadas na região frontal dos pedais. . .	107
Figura 71:	Intervalo de 3.5s das forças aplicadas na região posterior dos pedais. .	107
Figura 72:	Saída do sistema ANFIS para os conjunto de dados de teste.	109
Figura 73:	Erro médio quadrático obtido em cada iteração do método <i>k-fold</i> . . .	109
Figura 74:	Funções de pertinência das entradas do ANFIS após o treinamento. .	110
Figura 75:	Dados estatísticos das variáveis de medida obtidas à partir dos pedivelas: (a) Força Efetiva, (b) Potência, (c) Assimetria Bilateral e (d) efeito dos fatores controláveis sobre a assimetria bilateral.	116
Figura 76:	Dados estatísticos das variáveis de medida obtidas à partir dos pedais: (a) forças aplicadas no pedal esquerdo e (b) forças aplicadas no pedal direito.	117
Figura 77:	Dados estatísticos das variáveis de medida obtidas à partir do sistema de cinemetria: (a) ângulos mínimos assumidos pelos pedais, (b) ângulos máximos assumidos pelos pedais, (c) velocidade e (d) cadência.	119
Figura 78:	Fase da pedalada para a qual ocorrem os picos de força: (a) e (b) efetiva, aplicada aos pedivelas; (c) frontal e (d) posterior, aplicadas aos pedais.	121

Figura 79: Efeitos das variáveis controláveis sobre a variável de resposta *score*. . 123

LISTA DE TABELAS

Tabela 1:	Propriedades dos materiais que compõem o pedal.	41
Tabela 2:	Características do extensômetro de resistência elétrica HBM modelo 1-LY-13-1.5/350.	43
Tabela 3:	Características do regulador de tensão LDO MCP1755T-5002E/OT.	48
Tabela 4:	Características dos circuitos integrados de referência de tensão elétrica TI-REF3020 e TI-REF3040.	50
Tabela 5:	Características do amplificador operacional TI-TLVX333.	50
Tabela 6:	Características do amplificador operacional TI-INA333.	53
Tabela 7:	Ganho de tensão elétrica referente ao primeiro estágio de cada canal.	55
Tabela 8:	Ganho de tensão elétrica referente ao segundo estágio de cada canal.	56
Tabela 9:	Principais características dos filtros passa-baixas dos canais 1 a 6.	57
Tabela 10:	Ganho de tensão elétrica referente ao último estágio de ganho de cada canal.	60
Tabela 11:	Ganho de tensão elétrica teórico referente a cada estágio de amplificação.	60
Tabela 12:	Características do multímetro Tektronix DMM4050.	62
Tabela 13:	Características dos módulos NI-9205 e NI-9401.	62
Tabela 14:	Características do módulo NI-9263.	63
Tabela 15:	Características da câmera <i>Optitrack V:100 R2</i>	64
Tabela 16:	Parâmetros das funções de pertinência preliminares.	72
Tabela 17:	Regras que definem a lógica do sistema ANFIS.	73
Tabela 18:	Características principais referentes à deformação da célula de carga.	82
Tabela 19:	Saída de tensão elétrica de cada estágio, de cada canal, para carregamento máximo.	83
Tabela 20:	Ganho de tensão elétrica experimental referente a cada estágio de amplificação.	83
Tabela 21:	Características principais referentes à tensão elétrica de saída da célula de carga.	85
Tabela 22:	Incerteza Combinada e Expandida, referente à sensibilidade, por canal.	93
Tabela 23:	Incerteza da saída de tensão elétrica de cada estágio, por canal, para carregamento máximo.	94
Tabela 24:	Incerteza experimental Combinada e Expandida, referente à sensibilidade, por canal.	94
Tabela 25:	Parâmetros das funções de pertinência de entrada finais.	110
Tabela 26:	Dados adquiridos ao longo dos ensaios e <i>scores</i> determinados a partir do sistema de análise da técnica de pedalada desenvolvida.	112

Tabela 27:	Resultados da análise estatística das variáveis de resposta relacionadas aos pedivelas.	115
Tabela 28:	Resultados da análise estatística das variáveis de resposta relacionadas aos pedais.	117
Tabela 29:	Resultados da análise estatística das variáveis de resposta relacionadas ao sistema de medida de posição.	118
Tabela 30:	Resultados da análise estatística das variáveis de resposta que dependem de 2 ou mais sistemas.	120

LISTA DE ABREVIATURAS

ADC	<i>Analog-to-digital converter</i>
ANFIS	<i>Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System</i>
ANN	<i>Artificial Neural-Network</i>
DMM	<i>Digital Multimeter</i>
FIS	<i>Fuzzy Inference System</i>
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
NI	<i>National Instruments</i>
SMD	<i>Surface Mount Device</i>
PX	<i>Pixel</i>
TI	<i>Texas Instruments</i>

1 INTRODUÇÃO

O ciclismo é um esporte global que tem recebido bastante atenção nas últimas décadas. Uma parte dos seus adeptos utiliza a bicicleta para locomoção diária por tratar-se de um veículo que impacta menos o meio ambiente, outra parte pratica o esporte com fins recreativos ou em busca de uma melhora na capacidade cardiorrespiratória, mas uma porção significativa dos ciclistas pratica o esporte de forma profissional. Neste contexto de ciclismo de competição, diversos são os estudos realizados para compreender os fatores que influenciam o desempenho do atleta. Estes, por sua vez, relatam que o desempenho do ciclista está atrelado ao seu nível de preparo fisiológico (SOVNDAL, 2009; SCHMIDT, 2014) e a ergonomia da bicicleta como, por exemplo, o posicionamento do selim, o tamanho do quadro, dentre outros parâmetros de ajuste associados a adequação da bicicleta ao usuário (SOVNDAL, 2009).

No contexto da escolha correta dos componentes da bicicleta, visando permitir uma melhor adequação às necessidades do ciclista, uma área de estudo relativamente recente tem ganhado bastante força, e é conhecida como *Bike Fitting*. Nesta área de pesquisa, profissionais da área de educação física voltada ao ciclismo realizam diversas medidas dos ângulos de deflexão dos membros inferiores e posteriores do ciclista, com os pedais em diferentes posições relacionadas às fases de pedalada, e utilizam estas variáveis para adequar os ajustes e os componentes da bicicleta, com objetivo de otimizar sua ergonomia em função da modalidade do ciclismo praticada pelo atleta (FONDA; SARABON; LI, 2014).

Uma terceira possibilidade de melhora no desempenho do atleta, é através da análise da técnica de pedalada. A partir de dados como as componentes da força aplicada ao sistema pedal-pedivela, os ângulos máximos e mínimos de flexão e deflexão dos membros inferiores, os padrões de aplicação da componente de força efetiva em função das fases de pedalada e a potência transmitida ao pedivela, pode-se determinar o nível de técnica de pedalada apresentada pelo ciclista e desenvolver treinamentos específicos para elevar a eficiência com a qual a força muscular gerada pelo atleta é convertida em torque, e,

portanto, melhorar seu desempenho (BINI; CARPES, 2014).

Dessa forma, o presente trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema inteligente para análise da técnica de pedalada que permita a visualização das forças aplicadas ao sistema pedal-pedivela em função das fases de pedalada e introduza um novo conceito de análise de técnica de pedalada com base em dados quantitativos. Para isso, desenvolver-se-á um sistema de pedais de encaixe instrumentados capaz de medir a componente de força vertical aplicada na parte frontal e posterior dos pedais. Como parte complementar, integrar-se-á o sistema de pedais com um pedivela experimental instrumentado, já desenvolvido e validado anteriormente por (PIGATTO et al., 2016), capaz de medir as três componentes da força aplicadas pelo ciclista durante os ciclos de pedalada e um sistema de cinemetria comercial *Optitrack*, fabricado pela *Natural Point*.

1.1 Objetivos

O objetivo principal deste trabalho é o desenvolvimento de um sistema instrumentado de análise de pedalada que permita medir as forças aplicadas ao sistema pedal-pedivela, a posição angular do pedal e pedivela ao longo dos ciclos de pedalada e um sistema inteligente que possibilite uma comparação quantitativa entre os resultados da técnica de pedalada entre diferentes ensaios ou ciclistas. Dessa forma, os objetivos específicos são:

- instrumentar um par de pedais de encaixe específicos para bicicleta de estrada, que permita a medida das forças aplicadas na parte frontal e posterior dos pedais;
- desenvolver um sistema de coleta de dados que permita a sincronização temporal entre o sistema de cinemetria comercial, o sistema de pedais instrumentados e os pedivelas instrumentados;
- desenvolver um sistema inteligente para a comparação quantitativa da técnica de pedalada entre ensaios ou sujeitos;
- realizar coletas de dados com ciclistas voluntários, em ambiente de laboratório, utilizando-se um rolo de treinamento com frenagem magnética;

- com base no projeto de experimentos desenvolvido ao longo deste trabalho, analisar estatisticamente os resultados dos ensaios, como um estudo de caso;

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Conceitos Fundamentais da Biomecânica aplicados ao ciclismo

A Biomecânica é uma área da ciência que aplica as leis da mecânica na análise de sistemas biológicos em geral, desde o nível microscópico, onde são desenvolvidos modelos que descrevem o comportamento mecânico de células e tecidos vivos (HOLZAPFEL; OGDEN, 2009), até o nível macroscópico, em que se aplicam os conceitos mecânicos para caracterizar o movimentos realizados pelo corpo humano, como, por exemplo, ensaios de marcha humana. Este segundo caso se refere a uma área mais específica da Biomecânica conhecida como Cinesiologia, onde o conhecimento advindo da medicina, referente às características fisiológicas ósseas e musculares, é combinado a conceitos aplicados em engenharia para a análise de movimentos realizados com o corpo humano. Uma das formas, portanto, de se analisar as características desses movimentos, é através da cinemática, onde se utilizam câmeras especificamente desenvolvidas para o rastreamento de marcadores afixados em partes do corpo humano, em conjunto com *softwares* de análise de posição que, na maioria das vezes, já disponibilizam modelos de esqueletos que simulam as articulações e ossos do corpo humano e possibilitam uma análise mais completa do movimento (ROSENHAHN; KLETTE; METAXAS, 2007; JENKINS, 2009; HATZE, 1974).

Nas últimas décadas, os conceitos da Biomecânica têm sido cada vez mais aplicados ao esporte, já que uma compreensão melhor do movimento pode possibilitar o desenvolvimento de treinamentos que visam a melhora no desempenho do atleta ou mesmo a prevenção de lesões, muito comuns entre atletas de alto desempenho (AMADIO; SERRÃO, 2011). No ciclismo, o grande crescimento da quantidade de atletas profissionais buscando por um melhor desempenho, tem impulsionado as pesquisas científicas que exploram tanto características fisiológicas como o nível de oxigenação sanguínea e o preparo muscular (SCHMIDT, 2014) quanto características com foco na caracterização do movimento de pedalada, as forças aplicadas durante ele e o índice de efetividade obtido

através da técnica utilizada (SOVNDAL, 2009), além de fatores ergonômicos associados à escolha correta dos itens que compõem a bicicleta (FONDA; SARABON; LI, 2014).

2.1.1 Caracterização das forças aplicadas ao pedal

A técnica utilizada ao longo de um ciclo de pedalada apresenta uma influência direta na parcela da força resultante aplicada no conjunto pedal-pedivela que é convertida em força efetiva, ou seja, é capaz de gerar movimento (NABINGER, 2006). Sendo assim, define-se a relação entre a força efetiva e a resultante, como índice de efetividade, conforme apresentado na Equação (1) (NABINGER, 2006).

$$r = \frac{F_{\text{efetiva}}}{F_{\text{resultante}}} \quad (1)$$

onde r é o índice de efetividade, F_{efetiva} é a força efetiva em [N] e $F_{\text{resultante}}$ é a soma vetorial das componentes da força aplicada no pedal durante a pedalada, em [N]. De acordo com (NABINGER, 2006), a faixa do índice de efetividade é compreendida entre os valores de -1 a 1, onde o sinal indica se o sentido força resultante e da força efetiva é o mesmo, de forma que, quando o valor é igual a 1, tem-se o caso de maior eficiência, onde toda a força aplicada no pedal é convertida em movimento, e quando o valor é igual a -1, configura-se o pior caso, que é quando a força resultante apresenta o mesmo módulo que a força efetiva, mas é aplicada no sentido contrário, e, portanto, dificulta o movimento. Dessa forma, considera-se que, além do módulo da força resultante, aplicada no pedal, é de extrema importância que a direção e o sentido da força sejam adequados à fase da pedalada em que o ciclista se encontra naquele instante. A Figura 1 apresenta as fases típicas do movimento de uma revolução do conjunto pedal-pedivela.

O ciclo da pedalada pode ser dividido em 8 setores de 45° , onde o referencial de início do movimento se dá no ponto morto superior. Sendo assim, no primeiro setor, a partir de 10° do início do movimento, começam a surgir componentes de força efetiva e o pedivela começa a ganhar velocidade angular. O pico de força efetiva e, conseqüentemente, o ponto de maior transferência de potência mecânica para a transmissão ocorre entre os setores 2 e 3, em torno de um ângulo de 90° , mas pode variar de 60 a 110° , dependendo

da técnica utilizada pelo ciclista e da ergonomia da bicicleta utilizada.

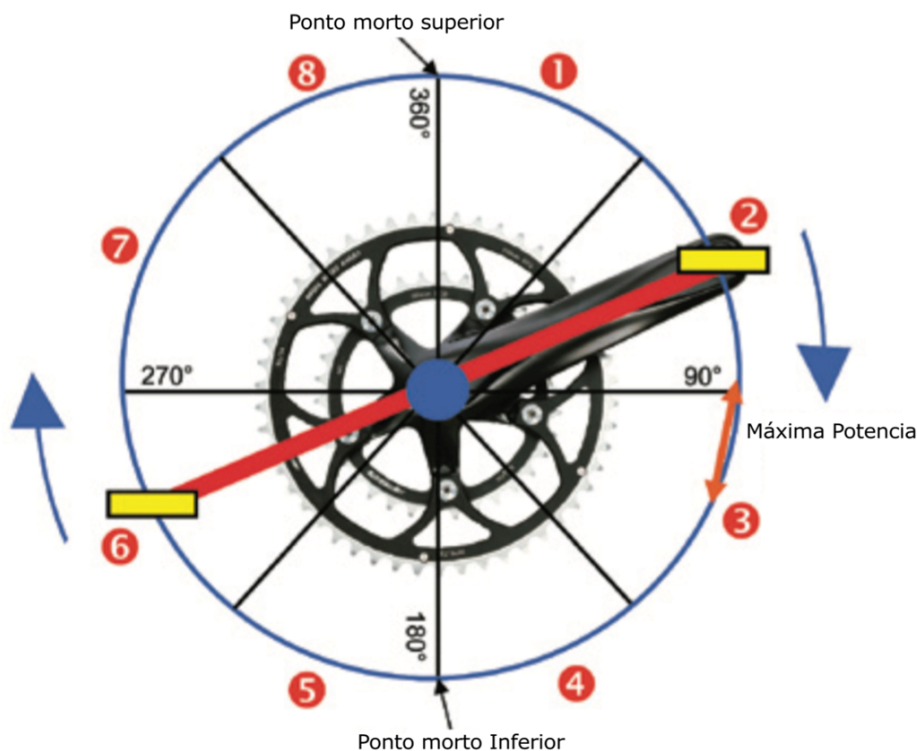


Figura 1: Típicas fases do ciclo de pedalada.

Fonte: adaptado de (SCHMIDT, 2014).

Em sequência, chega-se ao quarto setor, onde ainda há bastante energia cinética proveniente do pico de força, o que ajuda o ciclista a passar pelo ponto morto inferior, onde as componentes de força efetiva são nulas, e seguir para o setor 5, no qual inicia-se a fase de recuperação, compreendida pelos setores 6 e 7, onde o ciclista procura aplicar força vertical e para cima, no intuito de contribuir com o movimento da outra perna, que se encontra na fase de propulsão (setores 2 e 3). Por fim, chega-se a ao oitavo setor, onde, novamente, a força aplicada no pedivela é não efetiva, chegando-se ao ponto morto superior, ponto de início do movimento (SCHMIDT, 2014).

Dessa forma, nota-se que a simetria entre as forças aplicadas aos pedais direito e esquerdo é de extrema importância para um bom desempenho do atleta, tendo em vista que os pedais são conectados aos pedivelas, e estes, estão defasados em 180°. Sendo assim, enquanto um dos membros inferiores encontra-se, por exemplo, na fase de propulsão, onde a força é aplicada no sentido vertical para baixo, o outro se encontra na fase de recuperação onde a força é aplicada no sentido vertical para cima, complementando o

movimento. Para o caso de ciclistas de estrada, normalmente utilizam-se pedais de clipe, que permitem o engaste da sapatilha ao pedal possibilitando a aplicação de força na fase de recuperação. Dessa forma, consegue-se manter a continuidade de aplicação das forças ao longo de todo o ciclo de pedalada, e portanto, manter-se um nível maior de transmissão de potência mecânica para o solo (SOVNDAL, 2009). A Figura 2 ilustra o efeito da simetria entre as forças aplicadas pelos membros inferiores e a geração de torque ao longo de um ciclo de pedalada.

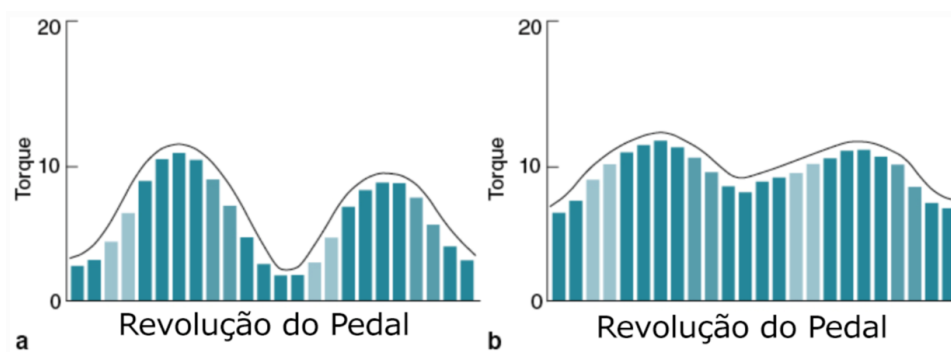


Figura 2: Comparação entre o torque produzido através de uma técnica de pedalada com maior assimetria bilateral (a) e com menor assimetria bilateral (b).

Fonte: adaptado de (SOVNDAL, 2009).

A partir da análise da Figura 2, nota-se que os picos de torque gerados pelos membros esquerdo e direito apresentam uma diferença maior na Figura 2 (a), o que pode estar atribuído a uma assimetria bilateral maior nas forças aplicadas por cada um dos membros durante a fase de propulsão, nos setores 2 e 3, ou então à aplicação de uma força no sentido vertical, para baixo, pelo membro que se encontra na fase de recuperação, o que resulta em perda de desempenho, já que a força é contrária ao movimento, e, portanto, faz com que o torque resultante seja inferior em relação ao caso onde a força é aplicada no sentido do movimento. O índice de assimetria bilateral é determinado com base na força efetiva aplicada no pedal por cada membro inferior, e, de acordo com (CHAVET; LAFORTUNE; GRAY, 1997), é definido pela Equação (2).

$$AI(\%) = 100[(F_{DO} - F_{ND})/F_{DO}] \quad (2)$$

onde AI representa o índice de assimetria bilateral, em [%], F_{DO} é a força efetiva aplicada

pelo membro inferior dominante, em [N], e F_{ND} é a força efetiva aplicada pelo membro inferior não dominante. É importante ressaltar que não apenas as componentes vertical e horizontal da força são importantes, e, portanto, de acordo com (ERICSON; NISELL, 1988), para uma análise mais completa do movimento, deve-se considerar as três componentes de força transmitidas ao pedivela. A Figura 3 ilustra as componentes de força aplicadas no pedal e a decomposição das mesmas no pedivela.

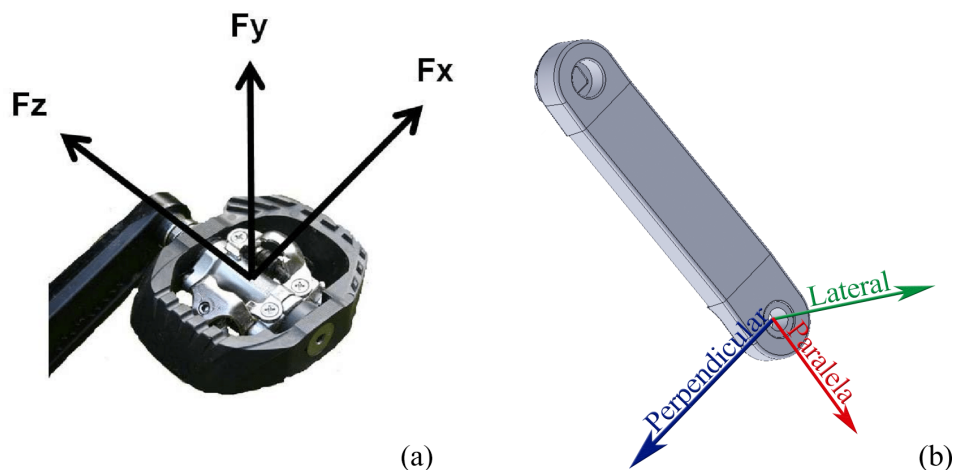


Figura 3: Componentes de força: (a) aplicadas ao pedal e (b) transmitidas ao pedivela.
Fontes: (a) adaptado de (BINI; CARPES, 2014) e (b) adaptado de (PIGATTO; BALBINOT, 2018).

Portanto, a aplicação das forças F_x , F_y e F_z , no pedal, resultam nas componentes de força Perpendicular, Paralela e Lateral, transmitidas ao pedivela, onde a única componente de força considerada efetiva (capaz de gerar movimento) ocorre no plano de rotação do pedivela, e é perpendicular ao seu eixo longitudinal e, portanto, é denominada componente Perpendicular. A componente lateral atua perpendicularmente ao plano de rotação do pedivela, ao passo que a componente paralela, atua no plano de rotação do pedivela e é paralela ao eixo longitudinal do mesmo; ambas as componentes de força, lateral e paralelas, não contribuem para o movimento (ERICSON; NISELL, 1988).

Como o eixo do pedal encontra-se engastado ao pedivela, mas o pedal pode rotacionar livremente em torno do eixo, considerar apenas as medidas das forças do pedal, sem possuir as informações cinemáticas que representam a posição do pedal no sistema global de coordenadas, além do ângulo entre o pedal e o pedivela, pode levar a conclusões equivocadas, uma vez que, para realizar a decomposição das forças F_x , F_y , aplicadas ao pedal, nas componentes transmitidas ao pedivela, é necessário conhecer os ângulos entre

eles (BINI; CARPES, 2014). A Figura 4 apresenta os sistemas de coordenadas adotados para referenciar a posição do conjunto pedal-pedivela e a Figura 5 ilustra a decomposição da força F_y , aplicada no pedal.

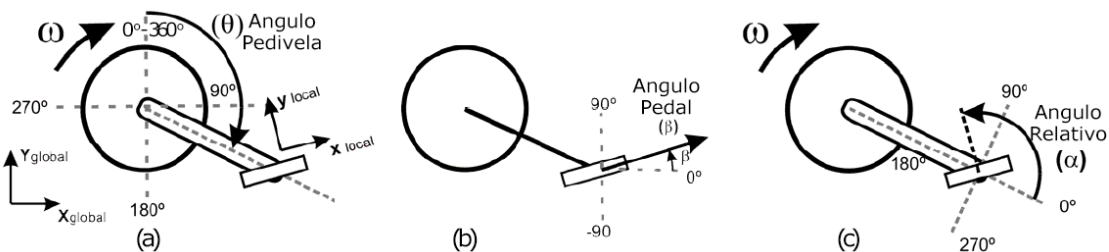


Figura 4: Sistema de coordenadas adotado para a posição do conjunto pedal-pedivela: (a) ângulo do pedivela, (b) ângulo do pedal e (c) ângulo relativo entre o pedal e o pedivela.

Fonte: adaptado de (NABINGER, 2006).

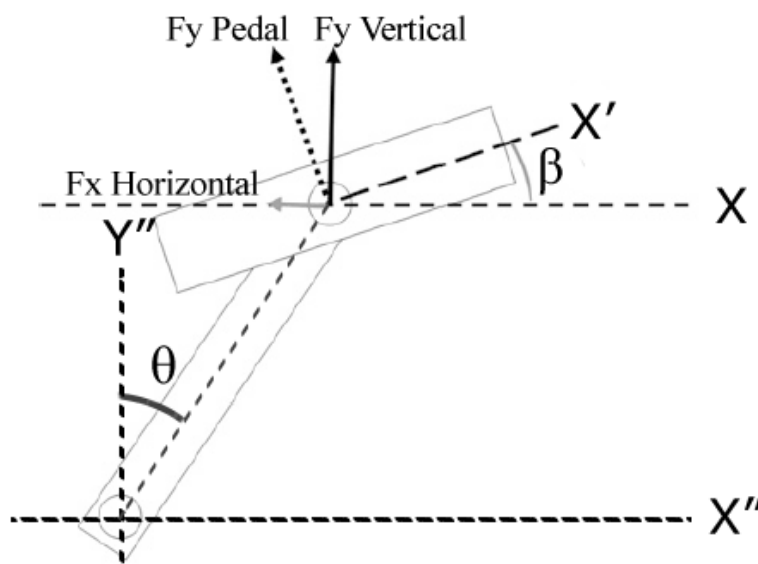


Figura 5: Decomposição das forças aplicadas ao pedal em função do ângulo entre o pedal e a horizontal.

Fonte: adaptado de (BINI; CARPES, 2014).

Através da análise da Figura 5, pode-se perceber que a componente de força aplicada no eixo y do pedal é decomposta em duas componentes de força globais, F_x e F_y , em função do ângulo β entre a linha longitudinal do pedal (eixo X') e a linha horizontal do sistema de referência retangular (eixo X), cujo plano xy é perpendicular ao solo, e a origem se encontra no eixo do pedal. Portanto, a transferência da força para o pedivela será função das componentes de força aplicadas ao pedal, do ângulo entre o pedal e o eixo X (β) e do ângulo entre o pedivela e o eixo horizontal X'' (θ).

Uma das formas usuais de determinação dos ângulos necessários para o estudo da técnica de pedalada é através da técnica de cinemetria aplicada ao ciclismo, empregando-se câmeras, posicionadas ao redor da bicicleta, de forma a cobrir os volume onde acontecem os movimentos do ciclista. Um estudo realizado por (DIEFENTHAELER; BINI; VAZ, 2012) empregou seis câmeras de infravermelho, a uma frequência de amostragem de 120Hz, e um conjunto de marcadores reflexivos, para a medida dos ângulos do pedal e pedivela, além dos movimentos e ângulos das articulações presentes nos membros inferiores de oito ciclistas. Os sujeitos foram submetidos a testes de potência incremental até a exaustão e a técnica de pedalada foi analisada para diferentes níveis de cansaço fisiológico; os resultados sugerem que atletas treinados conseguem manter a técnica de pedalada mesmo quando estão próximos do nível de exaustão.

Uma segunda aplicação das técnicas de cinemática ao ciclismo é realizada em (KLEIN-PAUL et al., 2012), que utiliza duas câmeras convencionais para coletar os dados referentes à posição do pedivela e à extensão e flexão dos membros inferiores, com objetivo de determinar o efeito da altura do selim na cinemática da lombar do ciclista. Portanto, a cinemática, em conjunto com a dinamometria (medida de força ou potência nos pedais, pedivela e outras partes da bicicleta), é amplamente utilizada para caracterização dos movimentos e da técnica de pedalada, tanto com objetivos na análise de desempenho, quanto na prevenção de lesões.

2.1.2 Torque e Potência Mecânica

A partir da componente de força perpendicular, transmitida do pedal para o pedivela, cujas características foram abordadas na Seção 2.1.1 deste trabalho, tem-se a geração de torque no pedivela. Este, por sua vez, é mecanicamente acoplado ao sistema de coroas que se conectam à roda através da corrente e, portanto, é responsável pela conversão da força aplicada pelo ciclista, em movimento. Dessa forma, o torque transmitido para a roda é função da força efetiva e do braço de alavanca criado pela distância entre o pedal e o eixo da caixa central e, portanto, é descrito pela Equação (3).

$$\vec{T} = \vec{F}_{\text{efetiva}} \times \vec{L} \quad (3)$$

onde \vec{T} é o torque transmitido para a coroa da bicicleta, em [N.m], \vec{F}_{efetiva} é a força efetiva aplicada no pedal, em [N], e \vec{L} é o comprimento do pedivela, em [m]. Sendo assim, o trabalho gerado pelo ciclista durante uma volta completa do conjunto pedal/pedivela, pode ser expresso pela Equação (4).

$$W = \int_{\theta=0}^{2\pi} T(\theta) d\theta \quad (4)$$

onde W representa o trabalho, em [J], T é o torque produzido pelo ciclista, em [N.m], e θ é a posição angular do pedivela, em [rad]. A partir do trabalho gerado pode-se calcular a potência mecânica desenvolvida pelo atleta ao longo de um certo número de ciclos de pedalada. Sendo assim, a potência mecânica é representada pela Equação (5) (NABINGER, 2006).

$$P_n = \frac{W}{t_n} \quad (5)$$

onde P_n a potência do ciclo n , em [W], W é o trabalho desenvolvido pelo ciclista, em [J] e t_n é o tempo de duração do ciclo n . Portanto, sabendo-se o valor do comprimento do braço do pedivela, a força efetiva aplicada pelo ciclista e a cadência, que representa a velocidade angular do pedivela em RPM e pode ser representada pela Equação (6), é possível determinar a potência aplicada no pedivela conforme a Equação (7) (LAZZARI; BALBINOT, 2011; BALBINOT; MILANI; NASCIMENTO, 2014).

$$C = 60 \cdot \frac{1}{t_n} \quad (6)$$

onde C é a cadência, em [RPM], e t_n é o tempo de duração do ciclo n .

$$P_{\text{aplicada}} = (2\pi/60) F_{\text{efetiva}} L C \quad (7)$$

onde P_{aplicada} é a potência, em [W], F_{efetiva} é a força efetiva, em [N], L é o comprimento do braço do pedivela, em [m], e C a cadência do ciclista, em [RPM].

2.2 Trabalhos relacionados ao ciclismo

2.2.1 Pedivela Comercial Instrumentado

A proposta de um sistema de medidas das três componentes de força aplicadas ao pedal pelo ciclista, através da deformação de um pedivela comercial foi apresentada por (BALBINOT; MILANI; NASCIMENTO, 2014). Para desenvolver a célula de carga, foi utilizado um conjunto de pedivelas comerciais fabricado pela *Full Speed Ahead*, modelo Vero FSA CK-602, com 175mm de comprimento, cujo modelo virtual foi desenvolvido em SolidWorks™, os quais foram instrumentados com 24 extensômetros, dos quais 20 são ativos e 4 são passivos. Considerando-se os ensaios de calibração, determinaram-se as funções de transferência e o erro de linearidade, cujo valor máximo foi de 0,61%. A incerteza máxima, respectiva à sensibilidade do canal, foi de 2,3%. Para coleta dos sinais das forças foi utilizado um Arduino Mega, que digitaliza os sinais analógicos e salva em um cartão SD e os envia por *Bluetooth*. A Figura 6 apresenta o protótipo desenvolvido e a Figura 7, os dados coletados a partir de um ensaio realizado com auxílio de um rolo de treinamento.

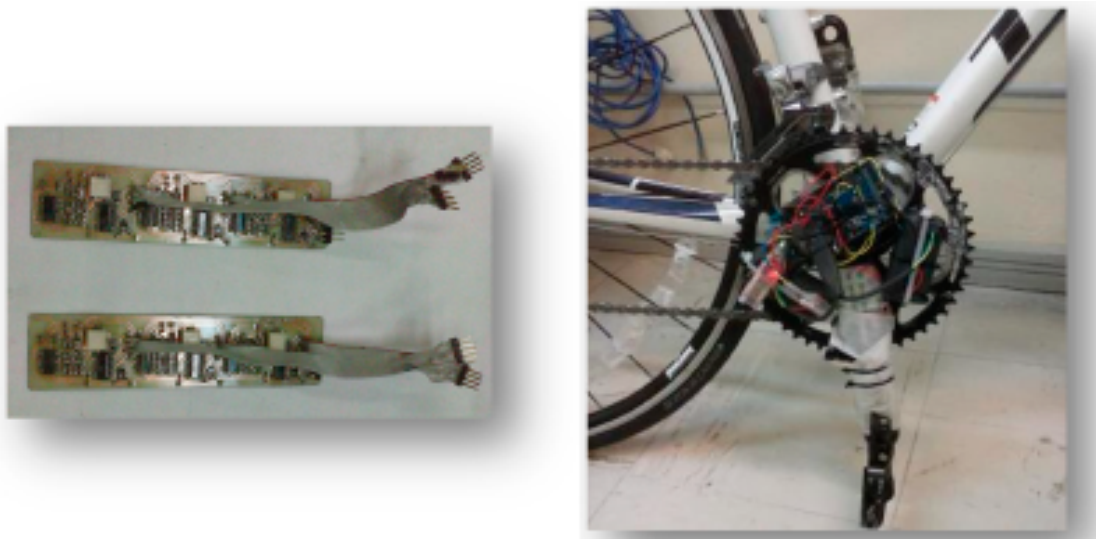


Figura 6: Plataforma de força para ciclismo desenvolvida por (BALBINOT; MILANI; NASCIMENTO, 2014).

Fonte: adaptado de (BALBINOT; MILANI; NASCIMENTO, 2014).

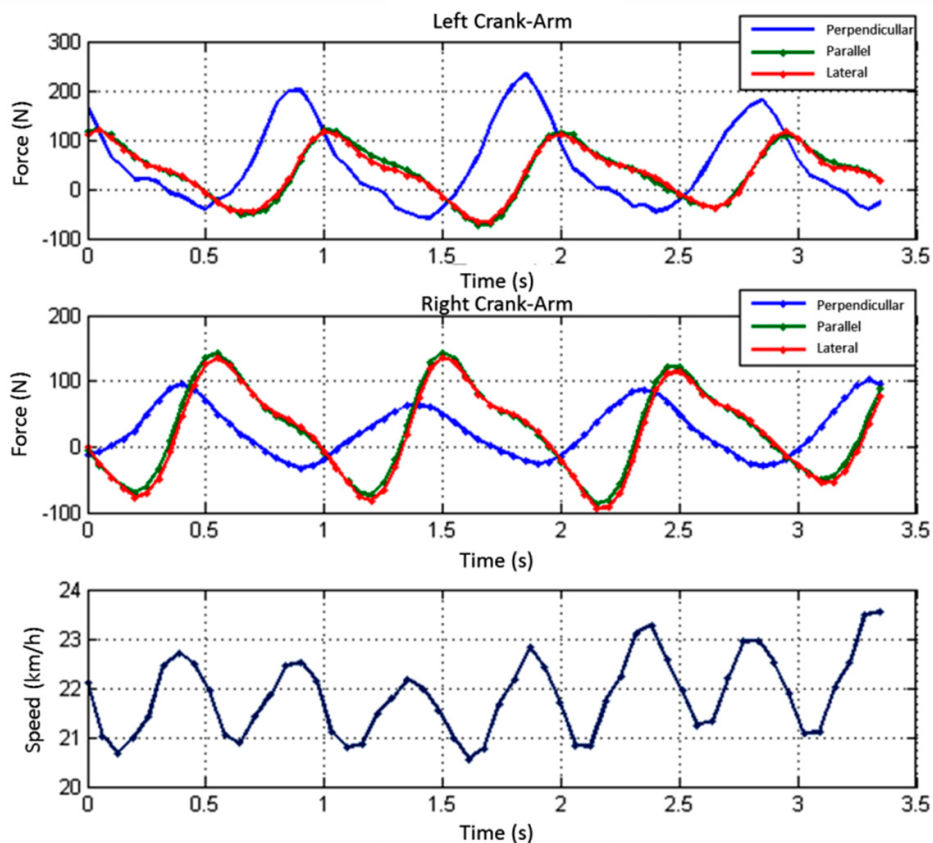


Figura 7: Forças aplicadas no pedivela durante um ensaio *indoor*.
 Fonte: adaptado de (BALBINOT; MILANI; NASCIMENTO, 2014).

Através dos ensaios *indoor* e *outdoor*, realizados com um ciclista amador, (BALBINOT; MILANI; NASCIMENTO, 2014) constatou que o ciclista forneceu uma potência média de 55,6W para o pedal esquerdo e 25,8W para o pedal direito, totalizando-se uma potência de 81,4W, com uma assimetria bilateral, referida à potência, de 53,6%. Além disso, foi apontado que, apesar dos picos de torque no ensaio *outdoor* terem atingido um valor de, aproximadamente, o dobro dos alcançados no ensaio *indoor*, a potência média aplicada no pedivela foi apenas 20% maior, e que isto se deve ao fato do ciclista ter mantido uma cadência mais baixa no ensaio realizado na rua, quando comparado à mantida no ensaio realizado no rolo de treinamento.

2.2.2 Pedivela Experimental

Um pedivela instrumentado, com circuito de condicionamento e extensômetros internos foi proposto por (PIGATTO et al., 2016; PIGATTO; BALBINOT, 2016, 2018), e pode ser descrito pelo diagrama de blocos apresentado na Figura 8.

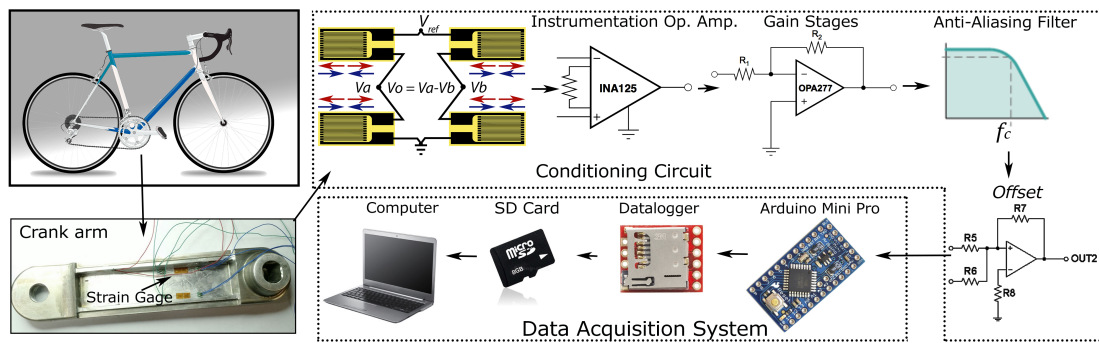


Figura 8: Plataforma de força desenvolvida por (PIGATTO et al., 2016).

Fonte: adaptado de (PIGATTO et al., 2016)

O sistema apresentado é composto por um conjunto de pedivelas, desenvolvidos experimentalmente, com mesma ergonomia e dimensões externas encontradas em pedivelas comerciais para bicicletas de estrada, que se deforma quando uma força é aplicada no pedal, desbalanceando as pontes de *Wheatstone* compostas pelos extensômetros cimentados no interior do pedivela. A tensão elétrica de saída, adquirida nos braços da ponte, é medida por um amplificador de instrumentação, condicionada por um circuito de condicionador de sinais e adquirida utilizando-se o conversor analógico digital presente em microcontrolador ATMEGA328P, e, por fim, os dados são importados para um computador pessoal e processado em ambiente MATLAB[®] R2016b (versão estudante).

Cada plataforma de força foi instrumentada com 12 extensômetros (HBM 1-LY13-1.5/350), formando-se 3 células de carga por pedivela, para medida das forças Perpendicular (4 extensômetros ativos), Lateral (2 extensômetros ativos e dois passivos) e Paralela (2 extensômetros ativos e dois passivos). A partir dos ensaios de calibração estática, determinou-se que o erro de linearidade máximo é de 0,60%, para medida de força no eixo perpendicular direito. Além disso, a incerteza máxima encontrada, respectiva à sensibilidade do canal, é de 3,22% para o eixo de medida de força lateral do pedivela esquerdo. A Figura 9 apresenta os modelos virtuais do pedivela desenvolvido e o sistema completo montado em uma bicicleta de estrada.

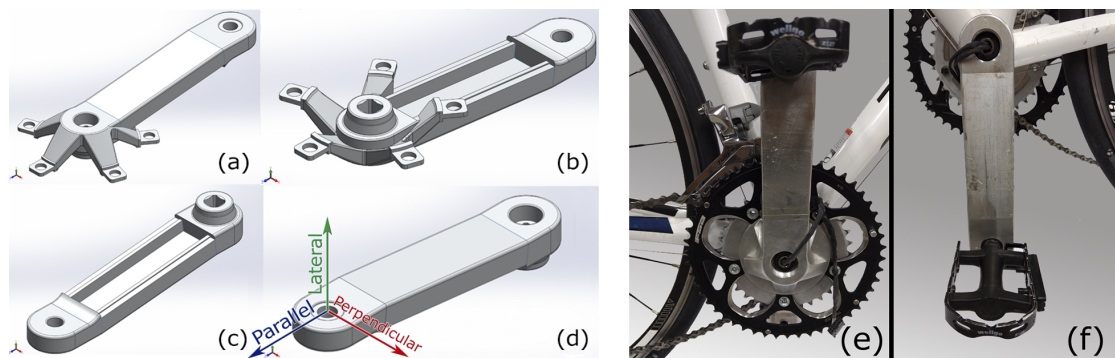


Figura 9: Modelo virtual do Pedivela: (a) lado superior do pedivela direito, (b) lado inferior do pedivela direito, (c) lado inferior do pedivela esquerdo (d) lado superior do pedivela esquerdo e foto do sistema de medidas desenvolvido, (e) pedivela direito, (f) pedivela esquerdo.

Fonte: adaptado de (PIGATTO; BALBINOT, 2018).

A avaliação do funcionamento do sistema foi realizada através de ensaios desenvolvidos em laboratório, com auxílio de um rolo de treinamento com freio magnético modelo Btwin IN'Ride 300, onde 15 ciclistas, com altura de $1,78 \pm 0,07$ m, idade de 29 ± 5 anos, peso corporal de 73 ± 9 kg e diferentes níveis de experiência, realizaram 20 *sprints* de 75s cada, em 2 níveis distintos de frenagem. A distância total percorrida ao longo dos 300 ensaios foi de 273,2km. A Figura 10 apresenta um intervalo de 5s dos dados coletados.

Segundo apontado por (PIGATTO; BALBINOT, 2018), a partir dos dados apresentados na Figura 10, nota-se que, para o sujeito em questão, a máxima força efetiva aplicada pela perna esquerda é de 314,97N, ao passo que a máxima força efetiva aplicada pela perna direita é de 143,70N, o que implica em uma assimetria bilateral, referida à força efetiva, de 54,4%. Além disso, é apontado que a potência de pico atingida é de 363,48W, aplicada pela perna esquerda e 167,03W, aplicada pela perna direita. Analisando-se os resultados dos ensaios, considerando-se todos os sujeitos, constatou-se que a máxima potência média obtida foi de 288,85W, ao passo que seu valor mínimo foi de 38,67W. A potência média, considerando-se todos os sujeitos, foi de $137,63 \pm 59,60$ W, da qual $34,82 \pm 15,77$ W foi aplicada pela perna direita e $103,77 \pm 44,40$ W foi aplicada pela perna esquerda, indicando que a assimetria bilateral média atingida pelo grupo foi de $67,0 \pm 6,2\%$. Através de uma análise estatística realizada baseada no método da análise de variância constatou-se que todas as variáveis de resposta são significativas (PIGATTO; BALBINOT, 2018).

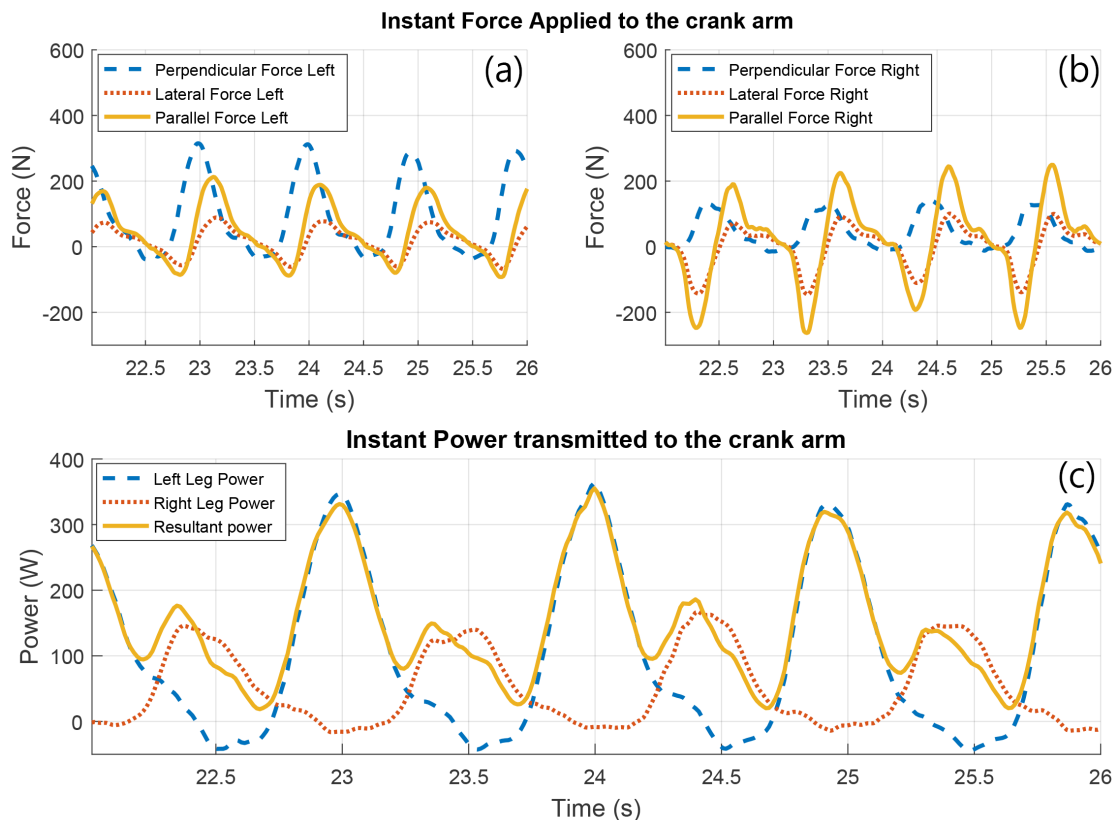


Figura 10: Componentes de força: (a) Pedivela Esquerdo, (b) Pedivela Direito; Potência instantânea transmitida para o pedivela: (c).

Fonte: adaptado de (PIGATTO; BALBINOT, 2018).

2.2.3 Pedal Comercial Instrumentado

Um sistema de medida das componentes da força aplicada no pedal da bicicleta foi proposto por (HÜSKEN, 2018), que instrumentou um pedal de bicicleta comercial tradicional (sem encaixe), fabricado em alumínio, com 24 extensômetros que formam 6 pontes completas, para medida das componentes de força aplicadas em X, Y e Z de cada pedal. Através dos ensaios de calibração, constatou-se um erro de linearidade máximo de 1,56% para o eixo de medida de força aplicada na componente Z. A sensibilidade média do sistema ficou em torno de 2,165mV/N, e a incerteza máxima em relação à sensibilidade do sistema foi de 3,18% (HÜSKEN, 2018). A aquisição dos dados é realizada localmente, em cada pedal, por um micro-controlador ARM Cortex M0, que digitaliza o sinal e salva em um cartão SD. Para realizar a sincronização temporal entre os sistemas, são utilizados módulos XBee, um por pedal, e um sistema de gatilho externo, que envia o comando de início de gravação em *Broadcast* para todos os dispositivos; a máxima defasagem tempo-

ral encontrada entre cada um dos sistemas é de $120\mu s$, a qual foi considerada desprezível em relação ao período do fenômeno medido (HÜSKEN, 2018). A Figura 11 apresenta o modelo virtual do pedal e o sistema de pedais instalado em uma bicicleta de estrada Trek 1.5, em conjunto com os pedivelas desenvolvidos por (PIGATTO et al., 2016).

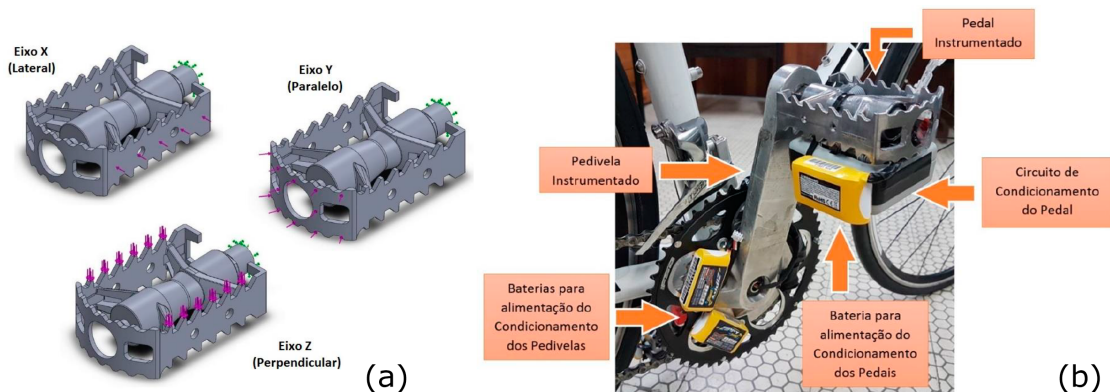


Figura 11: Sistema de pedais instrumentados: (a) modelo virtual dos pedais, (b) sistema instalado na bicicleta.

Fonte: adaptado de (HÜSKEN, 2018).

Para testar o sistema, foram realizados ensaios em laboratório com auxílio de um rolo de treinamento com frenagem magnética e do pedivela desenvolvido por (PIGATTO et al., 2016; PIGATTO; BALBINOT, 2016), onde 10 ciclistas amadores com idade de $28,90 \pm 6,21$ anos, estatura de $1,79 \pm 0,075$ m e massa corporal de $73,4 \pm 9,98$ kg realizaram 20 *sprints* cada, sendo 10 com uma intensidade de frenagem menor e 10 com uma intensidade de frenagem maior. A partir dos dados adquiridos, realizou-se uma análise estatística que apontou que os dados das respectivas forças são significativos. Por fim, compararam-se as forças que foram medidas em cada um dos sistemas, constatando-se que existe uma diferença significativa entre as forças medidas no pedivela e no pedal. Uma possível justificativa para as diferenças encontradas foi atribuída à calibração do sistema e ao fato de não se ter medido o ângulo entre o pedal e o pedivela, (HÜSKEN, 2018).

2.2.4 Pedal Experimental Instrumentado

Um segundo estudo envolvendo a medida das forças aplicadas ao pedal foi realizado por (NABINGER, 2006), que desenvolveu um conjunto de pedais experimentais, projetado com uma geometria específica, baseada em vigas engastadas que permite a medição

das três componentes de força, F_x , F_y e F_z , aplicadas ao pedal, além dos momentos por elas gerados, M_x , M_y e M_z . A plataforma de força foi fabricada em alumínio e instrumentada com extensômetros de resistência, além de um sensor mecânico para medir o ângulo entre o pedal e o pedivela. Para realizar o condicionamento e aquisição dos sinais, foi utilizado um condicionador de sinais e um sistema de aquisição comerciais, ambos fabricados pela ComputerBoards[®], modelos CIO-EXP-BRIDGE16 e DAS 1200Jr, respectivamente; a aquisição foi feita a 600Hz. Além disso, utilizou-se um sistema de cinemetria, com frequência de aquisição de 120 quadros por segundo, sincronizado temporalmente com o sistema de aquisição dos pedais a partir de um sistema desenvolvido com marcadores ativos (LEDs), com objetivo de monitorar os movimentos na articulação do joelho durante a pedalada e as variações em função de acessórios de correção de alinhamentos articulares (NABINGER, 2006). O protótipo desenvolvido, assim como o sistema completo, e a imagem de um ensaio, são apresentados na Figura 12.

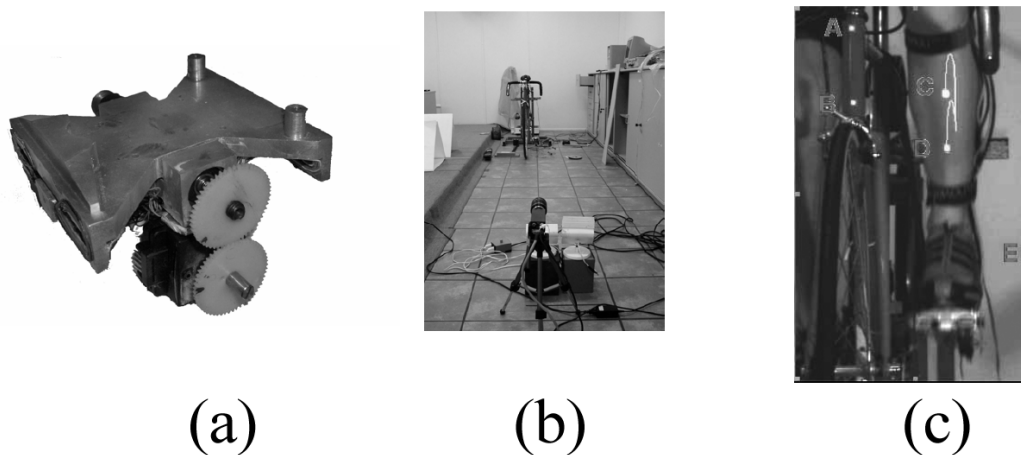


Figura 12: (a) Protótipo desenvolvido, (b) sistema completo, (c) detalhe dos marcadores utilizados para medida do ângulo das articulações.

Fonte: adaptado de (NABINGER, 2006).

Com auxílio de 3 ciclistas de massa corporal 73 ± 9 kg, idade de 26 ± 8 anos, estatura de $1,76 \pm 0,098$ m e experiência com ciclismo de 5 ± 4 anos, foram realizados ensaios com quatro diferentes acessórios de correção de alinhamento articular, sendo 3 tipos diferentes de palmilhas e um anel afastador. Os ensaios foram realizados em 2 níveis distintos de potência e analisou-se o efeito de cada acessório nas forças, momentos, potência e nos ângulos das articulações, aplicados aos pedais durante os ciclos de pedalada. Atra-

vés da análise dos dados coletados, constatou-se que os acessórios apresentaram efeitos diferentes de acordo com cada ciclista, podendo esses efeitos serem negativos, neutros ou positivos, como por exemplo o caso de hipótese 1, que diz respeito ao aumento da efetividade do ciclista com o uso de uma palmilha pronadora; para o ciclista B, o efeito foi observado, já para o ciclista A, nenhum efeito foi observado, e para o ciclista C, foi observada uma piora no índice de efetividade (NABINGER, 2006).

2.3 Lógica *Fuzzy*

A cultura Aristotélica utiliza lógica bivalente para resolver problemas, ou seja, baseia suas decisões com base em dois valores, verdadeiro ou falso; zero ou um, (GOBLE, 2001). Esta lógica funciona bem para resolver boa parte dos problemas do dia-a-dia, como, por exemplo, decidir se é dia ou noite. No entanto, é ineficaz quando é necessário assumir valores entre o verdadeiro ou falso, como, no exemplo anterior, o entardecer. Neste contexto, (ZADEH, 1965) introduziu o conceito de lógica difusa, na qual as funções de pertinência podem assumir valores entre o verdadeiro e falso, entre zero e um. Dessa forma, o entardecer, por exemplo, poderia ser representado pelo valor 0,5, pois representa o meio da escala entre a noite e o dia. Portanto, a lógica *Fuzzy* se trata de uma lógica que permite valores entre o verdadeiro e o falso e pode ser utilizada para resolver problemas cuja solução não seria possível, ou seria muito complexa, utilizando-se a lógica bivalente. Nesse capítulo, serão abordados alguns conceitos fundamentais para compreensão da lógica difusa.

2.3.1 Conceitos fundamentais de Lógica *Fuzzy*

A lógica difusa, de uma forma geral, pode ser descrita como um conjunto *Fuzzy*, definido no universo de discurso e composto por funções de pertinência que mapeiam os elementos do universo de discurso em um intervalo de 0 a 1. Os valores mapeados, por sua vez, chamados graus de pertinência, fazem a ligação entre os valores de entrada e as variáveis linguísticas que os definem. Sendo assim, a uma entrada que apresente valor numérico 50, pode ser atribuído, por exemplo, um grau de pertinência com valor

numérico 0,5, que, no universo de discurso, representa uma variável linguística chamada "Bom". Sendo assim, a macro-estrutura de um Sistema de Inferência *Fuzzy* (FIS) genérico pode ser representado pela Figura 13.

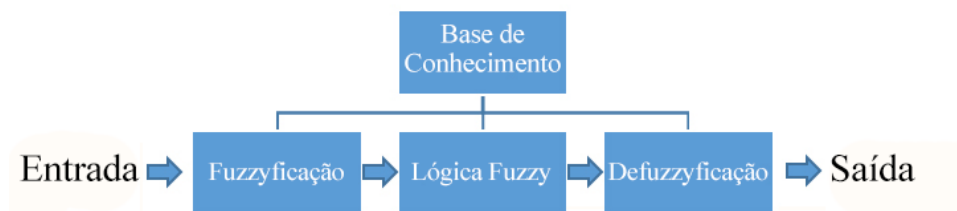


Figura 13: Diagrama de Blocos de um sistema de Inferência *Fuzzy* Genérico.

A interface de Fuzzificação é o primeiro estágio do FIS e é responsável pela conversão da escala de valores da variável de entrada na escala de valores definida pelas funções de pertinência *Fuzzy*, definidas no universo de discurso. Nessa etapa, o valor numérico bem definido é convertido em uma variável linguística; por exemplo, uma entrada cujo valor numérico é 50 pode ser convertida em uma variável linguística chamada "Bom".

A Lógica *Fuzzy* é a etapa responsável pela tomada de decisão baseada em um conjunto de regras definida pelo especialista; é o estágio que simula a lógica utilizada por pessoas no dia-a-dia. As regras, por sua vez, são determinadas utilizando-se variáveis linguísticas, onde a aplicação de cada regra (antecedente), resultará em uma saída (consequente). Por fim, as regras são agregadas para se determinar o valor de saída; o tipo de agregação utilizado depende do sistema de inferência utilizado, que pode ser o sistema Mamdani (MAMDANI; ASSILIAN, 1975) ou Sugeno (TAKAGI; SUGENO, 1985). No sistema de inferência Mamdani, a agregação das regras é feita através da determinação do centroide das áreas resultantes da aplicação de cada regra, ao passo que no sistema de inferência Sugeno, a agregação das regras é feita a partir de uma soma ponderada. Diferentemente do método de Defuzzificação Mamdani, o método Sugeno não apresenta funções de pertinência de saída e, portanto, a aplicação de cada regra gera um valor *Fuzzy* singular, bem definido no universo de discurso e zero em qualquer outro lugar. O sistema de regras *Fuzzy* pode ser desenvolvido utilizando-se o modelo linear (TAKAGI; SUGENO, 1985; SUGENO; TAKAGI, 1983; SUGENO; KANG, 1988), cujas regras apresentam o

formato da Equação (8).

$$\text{SE } x_1^j \text{ É } A_1^j \text{ E } x_2^j \text{ SE } A_2^j \dots \text{ E } x_i^j \text{ É } A_i^j \text{ ENTÃO } z_j = p_j x_1^j + q_j x_2^j + \dots + r_j x_i^j + s_j \quad (8)$$

onde x_i^j são as entradas do sistema, A_i^j são os conjuntos *Fuzzy* no antecedente e z_j é uma função bem definida no conseqüente, ou seja, o resultado da aplicação da regra j . Portanto, cada regra é representada por uma função linear das suas entradas, onde a saída da respectiva regra é o resultado da equação de primeira ordem. Portanto, a saída do sistema é a média ponderada do resultado da aplicação de cada regra.

2.3.2 Redes Neuro-*Fuzzy* Adaptativas (ANFIS)

O sistemas ANFIS são constituídos pela combinação de dois métodos computacionais: Redes Neurais Artificiais (ANN) (JAIN; Jianchang Mao; MOHIUDDIN, 1996; ENGELBRECHT, 2007) e o método de inferência Takagi-Sugeno (TAKAGI; SUGENO, 1985). Dessa forma, um algoritmo de aprendizado híbrido (JANG, 1991, 1993; JANG; SUN, 1995) é utilizado para treinar uma rede neural, que, por sua vez, sintetiza uma FIS. A combinação da metodologia *Fuzzy* com o sistema de rede neurais combina as vantagens do sistema *Fuzzy* de facilitar o desenvolvimento de uma lógica de tomada de decisão através do uso de variáveis linguísticas que representam a lógica utilizada por seres humanos e a capacidade de aprendizado das redes neurais, facilitando o desenvolvimento de um sistema FIS a partir de dados já classificados (JANG, 1993). A Figura 14 apresenta a arquitetura de um sistema ANFIS de duas entradas.

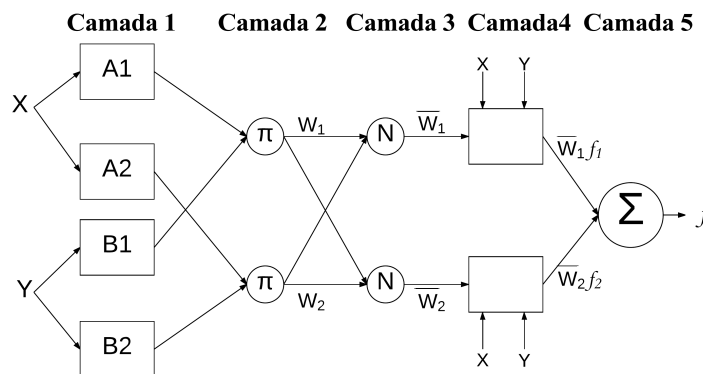


Figura 14: Sistema ANFIS com duas entradas.

Fonte: adaptado de (JANG, 1993).

Como apresentado na Figura 14, o sistema ANFIS de primeira ordem com duas entradas é composto por cinco camadas, que podem ser descritas da seguinte forma (JANG; SUN; MIZUTANI, 1997):

- **Camada 1:** é composta apenas por nós adaptativos, onde a saída de cada nó é o valor de pertinência dado pela função de pertinência; é responsável pelo ajuste dos parâmetros das funções de pertinência.
- **Camada 2:** é composta apenas por nós não adaptativos, onde cada nó é responsável pela multiplicação dos sinais de entrada e a entrega dos sinais multiplicados para o próximo nó, representando a força de cada regra. Normalmente um operador T-Norma é utilizado para se obter a saída da respectiva camada.
- **Camada 3:** é composta apenas por nós não adaptativos; determina os pesos das regras.
- **Camada 4:** é composta por nós adaptativos; aplica os pesos aos parâmetros de entrada para determinar o consequente da aplicação de cada regra.
- **Camada 5:** é composta por nós fixos que determinam o valor de saída a partir da soma de todos os sinais de entrada.

O sistema ANFIS pode ser implementado em diversas linguagens de programação; no entanto, seu desenvolvimento é realizado em três etapas (JANG; SUN; MIZUTANI, 1997): a definição dos conjuntos de dados de treinamento e validação, composto pelos valores das entradas e as saídas desejadas para cada combinação de entradas, a definição das regras do sistema e a validação. Durante a etapa de treinamento, cada uma das camadas do sistema é determinada e os pesos da rede neural são ajustados a cada iteração para reduzir o erro entre as saídas desejadas e as saídas do sistema em desenvolvimento. Depois disso, o conjunto de dados de validação é utilizado para determinar a qualidade do treinamento, através da determinação do erro médio entre as saídas do conjunto de dados de validação e as obtidas a partir do modelo desenvolvido. Dessa forma, se o erro mínimo definido nos objetivos foi obtido, o sistema pode ser considerado pronto para uso.

3 METODOLOGIA EXPERIMENTAL

Neste capítulo são apresentadas, detalhadamente, todas as etapas de projeto e desenvolvimento do sistema proposto neste trabalho, assim como o procedimento experimental utilizado para sua análise, cujos resultados são apresentados no Capítulo 4 deste trabalho. O sistema desenvolvido pode ser representado através do diagrama de blocos simplificado apresentado na Figura 15.

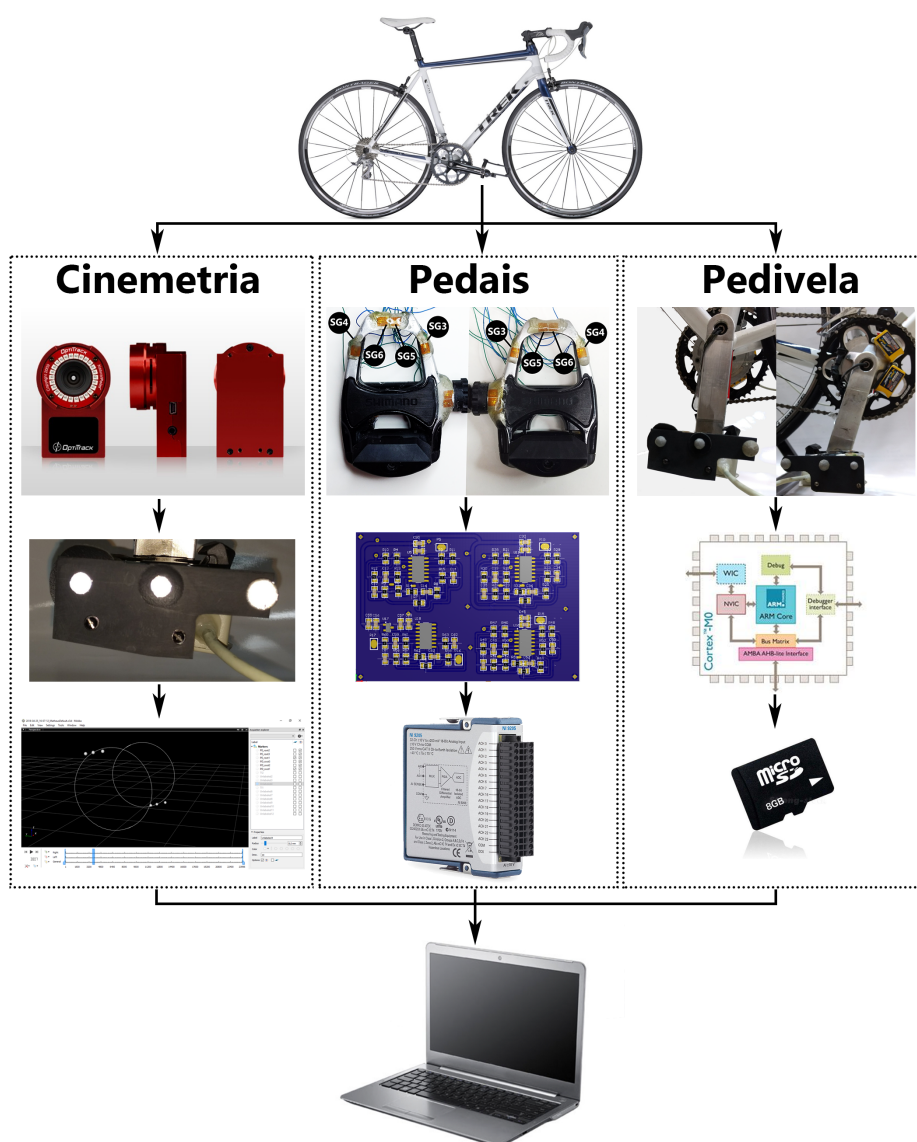


Figura 15: Diagrama de Blocos do Sistema Proposto.

Através do diagrama de blocos apresentado na Figura 15, nota-se que o sistema é composto por três blocos principais, responsáveis pela aquisição da posição dos pedais e

pedivela, da força aplicada na parte frontal e posterior dos pedais e da força aplicada no pedivela. O primeiro bloco apresentado no diagrama, refere-se do sistema de cinemetria comercial fabricado pela *Optitrack*, o qual é composto por 6 câmeras que monitoram, em conjunto com o *software* *Arena*, a posição tridimensional dos três marcadores fixados na linha longitudinal do pedal e permite exportar os dados para um arquivo de formato genérico que, posteriormente, é importado para o MATLAB® R2016b (versão estudante), onde é realizada a análise de trajetória e posição angular do pedal e pedivela.

O segundo bloco apresentado é composto por dois pedais de encaixe, fabricados pela Shimano, modelo SPD-SL PD-R540, os quais foram instrumentados com extensômetros de resistência elétrica. Dessa forma, quando uma força é aplicada nos pedais, eles se deformam, variando a resistência elétrica dos extensômetros desequilibrando as pontes de *Wheatstone*. A tensão elétrica de saída das pontes é condicionada através do circuito de condicionamento de sinais e adquirida utilizando-se o conversor analógico digital presente em um módulo de aquisição de sinais NI-9205 em conjunto com o *software* LabVIEW™ 2017 (versão estudante).

O terceiro bloco apresentado é composto por dois pedivelas instrumentados, já desenvolvidos e validados anteriormente ao início deste projeto, os quais são apresentados em (PIGATTO, 2015; PIGATTO et al., 2016; PIGATTO; BALBINOT, 2016), e tem funcionamento semelhante ao dos pedais. Os pedivelas são instrumentados com extensômetros, que variam a sua resistência elétrica, desequilibrando as pontes de *Wheatstone*. A saída das pontes é condicionada por um circuito de condicionamento e adquirida utilizando-se o sistema de aquisição desenvolvido e validado por (HÜSKEN, 2018), o qual é composto por um micro-controlador ARM Cortex M0+ que inicia a digitalização dos sinais a partir de um comando recebido através de um XBee e salva os valores em um cartão SD.

Portanto, os blocos funcionam de forma independente, mas temporalmente sincronizados entre si. Ao final de cada ensaio, os dados coletados com os ciclistas, utilizando-se os sistemas de forma paralela, são processados em um único computador através da execução das rotinas desenvolvidas em MATLAB® R2016b (versão estudante). Portanto, o foco deste trabalho consiste na instrumentação dos pedais, na integração entre os três

sistemas, no desenvolvimento das rotinas de análise das características de pedalada, além da validação do sistema completo e do desenvolvimento de um sistema inteligente que permita a comparação quantitativa entre resultados obtidos ao longo de diferentes treinos ou entre diferentes ciclistas, o qual fora apresentado em (PIGATTO; BALBINOT, 2018).

3.1 Desenvolvimento da Célula de Carga

Este capítulo versa sobre o desenvolvimento da célula de carga baseada no pedal de encaixe para bicicleta de estrada fabricado pela Shimano, modelo SPD-SL PD-R540; são apresentadas as etapas de desenvolvimento do modelo virtual, sua simulação, instrumentação e validação.

3.1.1 Desenvolvimento dos modelos virtuais do pedal e Simulação

A escolha do pedal Shimano, modelo SPD-SL PD-R540, foi feita com base na vasta aplicação deste modelo em bicicletas de estrada e da sua compatibilidade com boa parte dos encaixes utilizados por ciclistas, possibilitando os usuários do sistema a utilizarem suas próprias sapatilhas, sem necessitar da troca ou ajuste do encaixe.

Para desenvolver os modelos virtuais do pedal a ser instrumentado, foi utilizado o sistema de escaneamento fabricado pela *Tecnodrill*, modelo *Digimill 3D* com cabeçote digitalizador *Optimet Conoprobe 1000* e lente de 150mm, que resulta em uma precisão de 0,05mm e possibilitou o escaneamento da peça com uma resolução de 0,1mm. A partir do procedimento de escaneamento, obteve-se uma malha composta por 500217 vértices (1000446 triângulos) que representa toda a superfície do pedal. Posteriormente, converteu-se a malha superficial em um sólido virtual através do *software SolidWorks™* 2015. A Figura 16 (a) apresenta a imagem renderizada da superfície do pedal e (b) o sólido virtual criado.

Como o sólido virtual foi criado com base em uma peça experimental, externamente escaneada; inicialmente seu interior é um sólido maciço; dessa forma, para completar o desenvolvimento da peça, foi necessário desenvolver o eixo central do pedal assim como criar a cavidade na qual ele é encaixado. Além disso, como a aplicação da força no

pedal não é realizada diretamente pelo através do contato com o calçado, como no caso de pedais convencionais, mas sim de um taco (interface de contato entre o pedal e a sapatilha) que é encaixado na parte superior do pedal, desenvolveu-se um modelo virtual dele para realização de simulações complementares. A Figura 17 apresenta o modelo computacional da interface de encaixe da sapatilha e do eixo central do pedal.

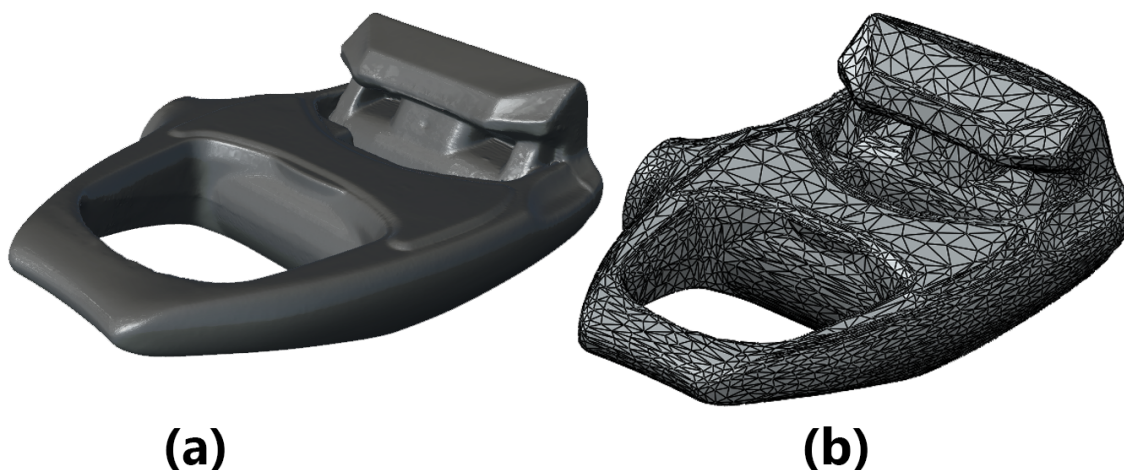


Figura 16: Modelos Virtuais do pedal desenvolvido: (a) Malha de superfície gerada através do reconhecimento 3D da peça, (b) Sólido virtual desenvolvido a partir da malha de superfície.

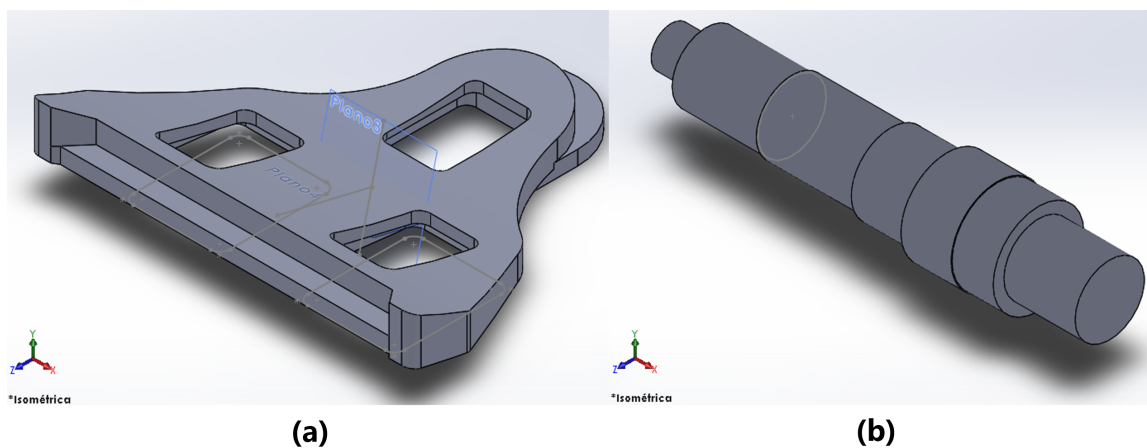


Figura 17: Modelos Virtuais auxiliares desenvolvidos: (a) Interface de encaixe sapatilha/pedal, (b) Eixo central do pedal.

Dessa forma, criou-se a cavidade de encaixe do eixo do pedal e realizou-se a montagem de todas as peças desenvolvidas no *software* SolidWorks™ 2015; o modelo virtual completo é apresentado na Figura 18.

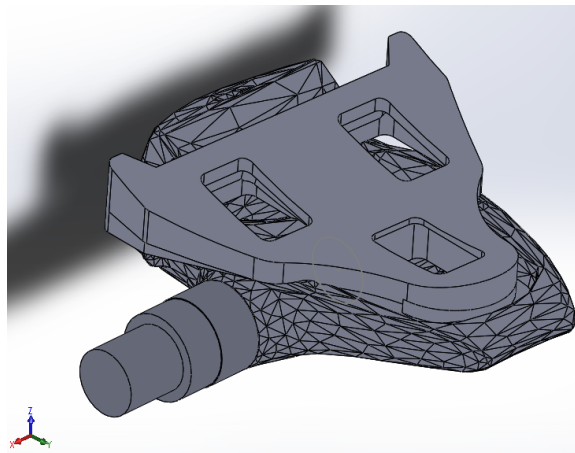


Figura 18: Modelo Virtual completo do pedal de encaixe.

Analisando-se a Figura 18, percebe-se os detalhes do pedal completo com o taco encaixado em sua parte superior.

3.1.2 Procedimento de Análise Estrutural da Célula de Carga

A partir do modelo virtual da célula de carga experimental, desenvolvido e apresentado na Seção 3.1.1, realizaram-se as simulações de deformação estática do pedal. Para isso, utilizou-se a ferramenta de simulação presente no *software* SolidWorks™ 2015, aonde definiram-se os materiais de construção de cada uma das partes do pedal de acordo com a composição declarada pelo fabricante. Sendo assim, o material do pedal foi definido como Alumínio 6061 T6, o do eixo, como Aço carbono e o do taco, como náilon; as características mecânicas dos materiais utilizados são apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1: Propriedades dos materiais que compõem o pedal.

Propriedade Mecânica	Material			Unidades
	Alumínio	Aço	Náilon	-
Módulo Elástico	69	200	10	GPa
Coeficiente de Poisson	0,33	0,28	0,3	Adimensional
Modulo cisalhamento	26	77	3,2	GPa
Massa específica	2,7	7,8	1,15	g/cm ³
Resistência à tração	310	413	79,3	MPa
Limite de escoamento	275	172	60	Mpa
Coef. de expansão térmica	2,4	1,1	0,1	10 ⁻⁵ /K
Condutividade Térmica	166,9	18	0,53	W/(m.K)
Calor Específico	896	460	1500	J/(kg.K)

Fonte: adaptado de SolidWorks™ 2015.

Portanto, realizaram-se simulações estáticas com aplicação de cargas na direção vertical na parte frontal e posterior do pedal, sem a interface de encaixe, analisando-se as deformações mecânicas no modelo virtual da célula de carga experimental, para valores de cargas compreendidos no intervalo de 0 a 343,35N. Além disso, de forma complementar, analisou-se a deformação do pedal com a interface de encaixe para aplicação de cargas de 0 a 735,8N diretamente na superfície superior da interface.

3.1.3 Procedimento de Cimentação dos Extensômetros

Considerando-se o modelo virtual desenvolvido e apresentado na Seção 3.1.1 e as simulações de carregamento estático, descritas na Seção 3.1.2, identificou-se as regiões de máxima deformação do pedal (com base na aproximação dos resultados de simulação) para aplicação de carga em cada um dos eixos de medida de força. Considerando as regiões de máxima deformação, definiram-se os pontos de cimentação dos extensômetros, marcando-os mesmos no modelo virtual da célula de carga, para posteriormente, transferi-los para o pedal experimental. A Figura 19 apresenta as regiões de cimentação dos extensômetros do pedal esquerdo. Como os pedais são simétricos, cimentou-se os extensômetros nas mesmas regiões em ambos os pedais.

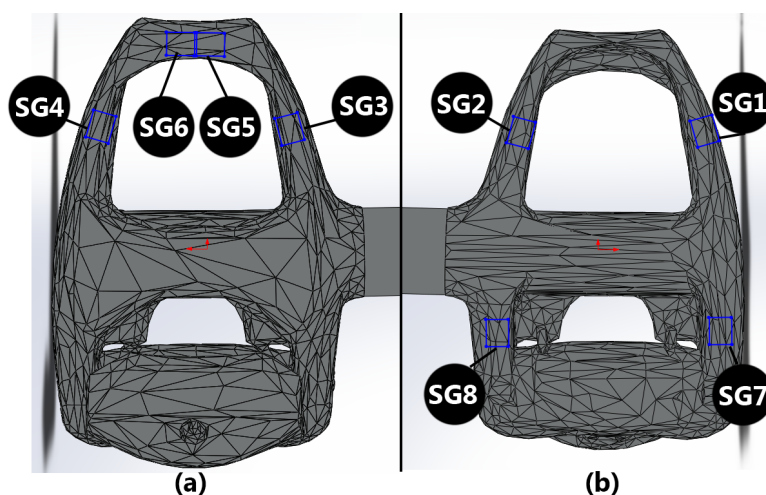


Figura 19: Posição de cimentação dos extensômetros no pedal esquerdo: (a) lado superior, (b) lado inferior.

Através da análise da Figura 19, é possível notar que cada pedal será instrumentado com 8 extensômetros de resistência elétrica, dos quais os de número 1 a 4 serão ligados

em configuração de ponte completa, os de número 5 e 6 em configuração de meia ponte e os de número 7 e 8 em configuração de meia ponte. Sendo assim, com auxílio de um paquímetro, identificaram-se nos pedais as posições de cimentação dos extensômetros e realizou-se o preparo da superfície de colagem de acordo com os critérios rigorosos da área de instrumentação. Em sequência, com a superfície da célula de carga mecanicamente preparada e descontaminada, utilizou-se o adesivo HBM Z70, próprio para extensometria e adequado ao material da célula de carga, para cimentar os extensômetros nos locais previamente definidos; todos os extensômetros utilizados são fabricados pela HBM, modelo 1-LY-13-1.5/350, cujas características elétricas e mecânicas são apresentadas na Tabela 2.

Tabela 2: Características do extensômetro de resistência elétrica HBM modelo 1-LY-13-1.5/350.

Parâmetro	Valor
Lote	A903/10
Fator Gage (K)	$1,94 \pm 0,0168$
Resistência Elétrica	$350 \pm 0,704\Omega$
Tensão Elétrica máxima de alimentação da ponte de <i>Wheatstone</i>	4,5 V
Sensibilidade Transversal	0,20%
Compensação de Temperatura	Alumínio
Coefficiente de Temperatura	$23 \cdot 10^{-6}/K$
Coefficiente de Temperatura do fator Gage	$(101 \pm 5,77) \cdot 10^{-6}/K$
a - Comprimento da Grelha	1,5mm
b - Largura da Grelha	1,2mm
c - Comprimento da Base	5,7mm
d - Largura da Base	4,7mm

Fonte: adaptado de (HBM, *datasheet* referente ao lote A903/10, 2014).

A determinação do extensômetro utilizado foi realizada considerando a incerteza da resistência elétrica ($0,704\Omega$) e do fator gage ($0,0168$) e a compensação de deformação aparente em função da variação da temperatura específica para alumínio, material de composição da peça instrumentada. Por consequência, optou-se por utilizar o adesivo com base em cianoacrilato fabricado pelo mesmo fabricante. Para proteger os extensômetros contra possíveis impactos ou contatos gerados durante a utilização dos pedais, eles foram recobertos com uma camada de resina epoxy. As Figuras 20 e 21 apresentam os lados inferior e superior dos pedais direito e esquerdo, respectivamente, com os extensômetros já cimentados.

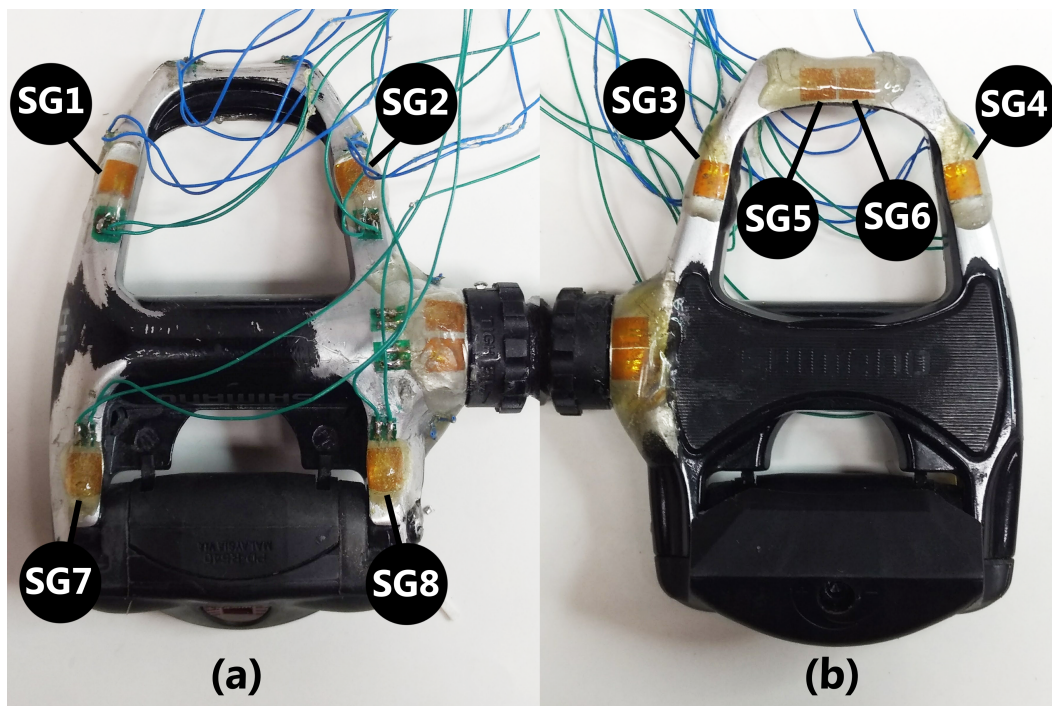


Figura 20: Posição de cimentação dos extensômetros no pedal direito: (a) lado inferior, (b) lado superior.

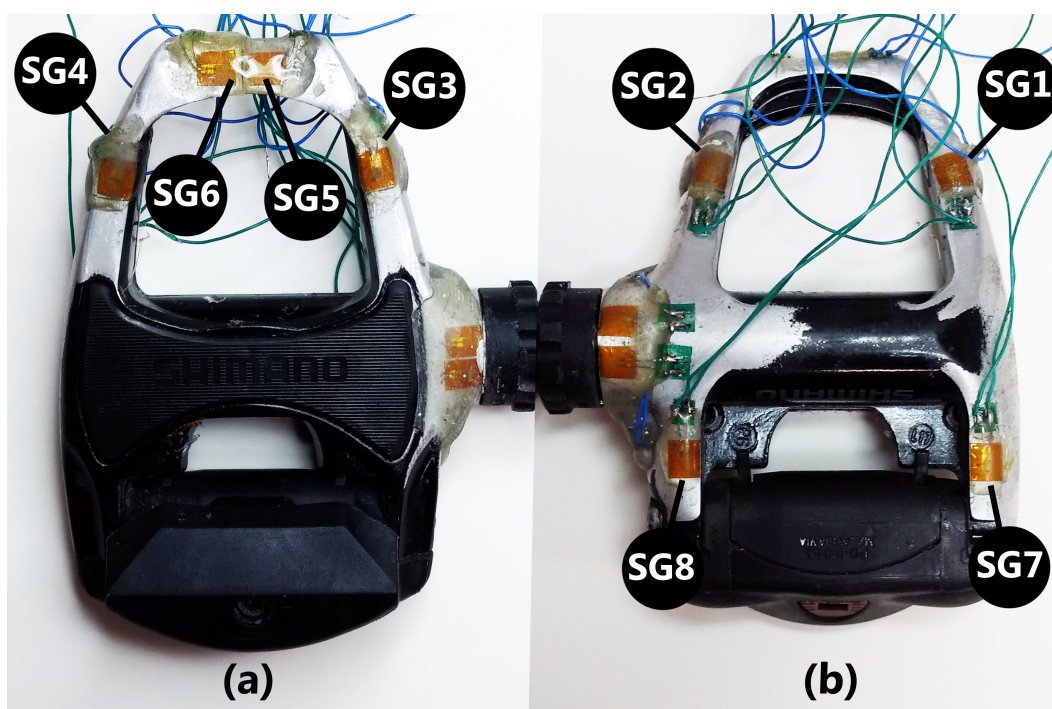


Figura 21: Posição de cimentação dos extensômetros no pedal esquerdo: (a) lado superior, (b) lado inferior.

A partir das Figuras 20 e 21, pode-se perceber as regiões de cimentação dos extensômetros de resistência elétrica nos pedais experimentais. Cada pedal foi instrumentado

com 8 extensômetros, os quais formam uma ponte completa e duas meias pontes por pedal. O esquemático que apresenta as conexões elétricas realizadas em cada uma das Pontes de *Wheatstone*, a numeração dos extensômetros e a nomenclatura de cada canal de medida de força, adotada ao longo deste trabalho, é apresentada na Figura 22.

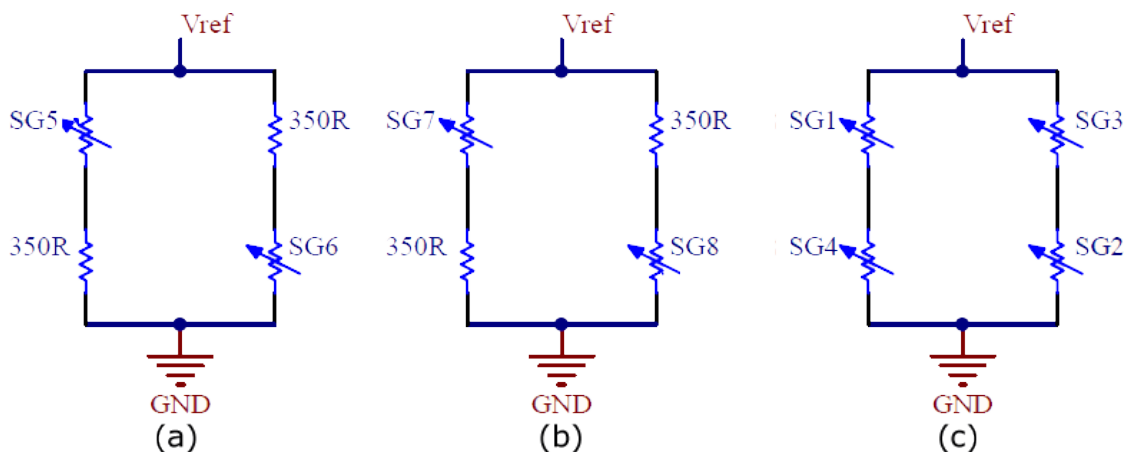


Figura 22: Esquema de ligação elétrica das Pontes de *Wheatstone* de ambos os pedais: (a) Canais 1 e 4, (b) Canais 2 e 5, (c) Canais 3 e 6.

Através da análise da Figura 22, pode-se perceber que adotou-se a seguinte nomenclatura para os eixos de medida de força:

- canais 1 e 4: medida de força vertical aplicada na extremidade frontal dos pedais esquerdo e direito, respectivamente;
- canais 3 e 6: medida de força vertical aplicada na parte frontal dos pedais esquerdo e direito, respectivamente;
- canais 2 e 5: medida de força vertical aplicada na extremidade posterior dos pedais esquerdo e direito, respectivamente.

Neste trabalho foi desconsiderado o efeito térmico e a correspondente relação com a saída térmica de cada extensômetro, assim como, este efeito em cada bloco do sistema de condicionamento.

3.2 Procedimento de determinação das funções de transferência experimentais de deformação

Nesta seção são abordados os procedimentos utilizados nos ensaios de deformação da célula de carga experimental através da aplicação de cargas estáticas. Essa etapa tem como objetivo a determinação das funções de transferência de deformação experimentais de cada pedal.

Para realização dos ensaios preliminares de determinação dos fundos de escala de cada eixo de medida, instalou-se os pedais instrumentados em uma bicicleta de estrada conectou-se as pontes de *Wheatstone* a um módulo de aquisição comercial NI-9237. O módulo utilizado é composto por 4 canais, especificamente desenvolvidos para medida de deformação de extensômetros, os quais dispõem de uma fonte de tensão elétrica de referência e condicionamento para cada uma das Pontes de *Wheatstone*. A taxa de aquisição de cada canal é de 50kS/s a uma resolução de 24 bits; a leitura apresenta uma incerteza de 0,20% e o resultado é fornecido em *microstrains*. Dessa forma, desenvolveu-se um instrumento de medida virtual no *software* LabVIEW™ 2017 (versão estudante) que adquire a deformação em cada uma das Pontes de *Wheatstone* a uma taxa de aquisição de 1kHz, e realizaram-se ensaios com quatro ciclistas amadores de massa corporal 84 ± 21 kg, altura de $1,83 \pm 0,03$ m e idade 26 ± 6 anos. Cada ciclista foi instruído a pedalar em duas posições distintas, sentado e em pé, variando a cadência entre os limites de 30 a 70 RPM, com a bicicleta fixada em um rolo de treinamento *indoor* Btwin IN'Ride 300 no sétimo nível de frenagem magnética (H).

A partir dos valores coletados, analisou-se a deformação em cada eixo de medida, considerando-se todos os ensaios, e se determinou o fundo de escala de cada eixo como sendo o dobro da deformação máxima obtida nos ensaios preliminares. Em sequência, os pedais foram removidos da bicicleta e engastados em um suporte que permitiu a aplicação de carga em cada um dos eixos de medida isoladamente. A carga foi aplicada utilizando-se pesos padrão com resolução de 5kgf (49,05N) e as medidas de deformação foram realizadas utilizando-se o sistema de medição virtual previamente desenvolvido em LabVIEW™ 2017 (versão estudante). O valor de carregamento mecânico máximo

de cada eixo de medida foi determinado de acordo com as deformações máximas obtidas através dos ensaios preliminares e apresenta módulo igual a 35kgf (343,35N), para todos os eixos. Para cada valor de carregamento aplicado foram realizadas 10 medidas de deformação, a partir das quais determinaram-se, utilizando-se o método dos mínimos quadrados, as funções de transferência de deformação em função da aplicação de carga para cada eixo de medida. Posteriormente, determinou-se o erro de linearidade de cada um dos canais através da Equação (9).

$$\text{Erro de Linearidade (\%)} = 100 (Diff_{\max}/FE) \quad (9)$$

onde *Erro de Linearidade (%)* representa o erro percentual gerado pela maior distância entre uma reta ideal e a curva de calibração, $Diff_{\max}$ é a maior distância entre a reta ideal e a curva de calibração e FE é o fundo de escala na unidade utilizada na aplicação (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2011).

3.3 Projeto do Circuito de Condicionamento de Sinal

Para o desenvolvimento do circuito condicionador de sinais, foram consideradas as topologias sugeridas em (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2011), além de alguns conceitos discutidos em (FRANCO, 2014), combinados aos resultados obtidos através da aplicação da metodologia apresentada na Seção 3.2 deste trabalho. Portanto, baseando-se nessas considerações, elaborou-se o diagrama de blocos apresentado na Figura 23.

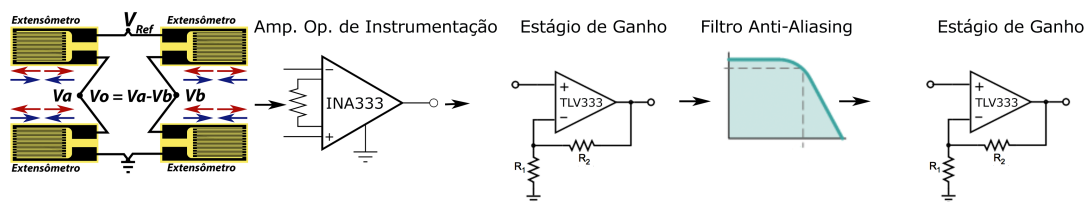


Figura 23: Diagrama de blocos do sistema de condicionamento desenvolvido.

Todos os canais de condicionamento são totalmente independentes entre si e foram projetados seguindo-se a mesma topologia, ajustando-se apenas os ganhos respectivos a cada canal em função dos resultados obtidos através dos ensaios de calibração estática

abordados na Seção 3.2. Para determinação dos ganhos de tensão elétrica, considerou-se o dobro da deformação máxima obtida por canal durante os ensaios realizados com os ciclistas amadores, o que representa uma faixa de medida de $\pm 640\mu\varepsilon$ para os canais 1 e 4, $\pm 140\mu\varepsilon$ para os canais 2 e 5 e $\pm 460\mu\varepsilon$ para os canais 3 e 6. Portanto, esse capítulo apresenta o desenvolvimento e os detalhes de cada um dos blocos utilizados no circuito de condicionamento de sinais utilizado nos canais de 1 a 6. Os esquemáticos dos circuitos completos são apresentados nos Apêndices A a D.

3.3.1 Circuito de Alimentação

O circuito de alimentação é único por pedal, ou seja, é responsável pela alimentação de todos os canais de condicionamento do respectivo pedal. Dessa forma, para possibilitar maior versatilidade ao circuito de condicionamento de sinais, optou-se por desenvolvê-lo para ser utilizado com alimentação simples, assimétrica, possibilitando o uso de apenas uma bateria. Sendo assim, para manter a estabilidade da tensão elétrica de alimentação dos circuitos integrados presentes no condicionador de sinais, utilizou-se o regulador de tensão elétrica MCP1755T-5002E/OT, cujas características são apresentadas na Tabela 3. O Circuito de alimentação é apresentado na Figura 24.

Tabela 3: Características do regulador de tensão LDO MCP1755T-5002E/OT.

Parâmetro	Valor
Tensão de alimentação (V)	5,3 a 16
Tensão de Saída típica (V)	$5,0 \pm 0,85\%$
Corrente máxima de saída nominal (mA)	300
Rejeição a ruído (PSRR)	>70dB
Queda de tensão típica com carga de 300mA	300mV
Corrente elétrica quiescente (μA)	68
Proteção contra Curto-Circuito	Sim
Proteção contra Excesso de Temperatura	Sim
Proteção contra sobre-tensão	Sim
Proteção se tensão de alimentação baixa	Sim
Proteção se tensão de saída baixa	Desliga se $V_{saída} < 92\% V_{nom}$
Encapsulamento	SOT-23-5

Fonte: adaptado de (Microchip, *datasheet*).

A escolha deste componente em específico é justificada pela sua faixa de tensão elétrica de alimentação de 5,3 a 16V, além da sua corrente nominal de saída de 300mA, que

excede em, aproximadamente, 5 vezes a corrente consumida pelo circuito de condicionamento de cada pedal (65mA). Outro fator considerado na escolha são as proteções contra excesso de corrente e contra variações na tensão elétrica de saída.

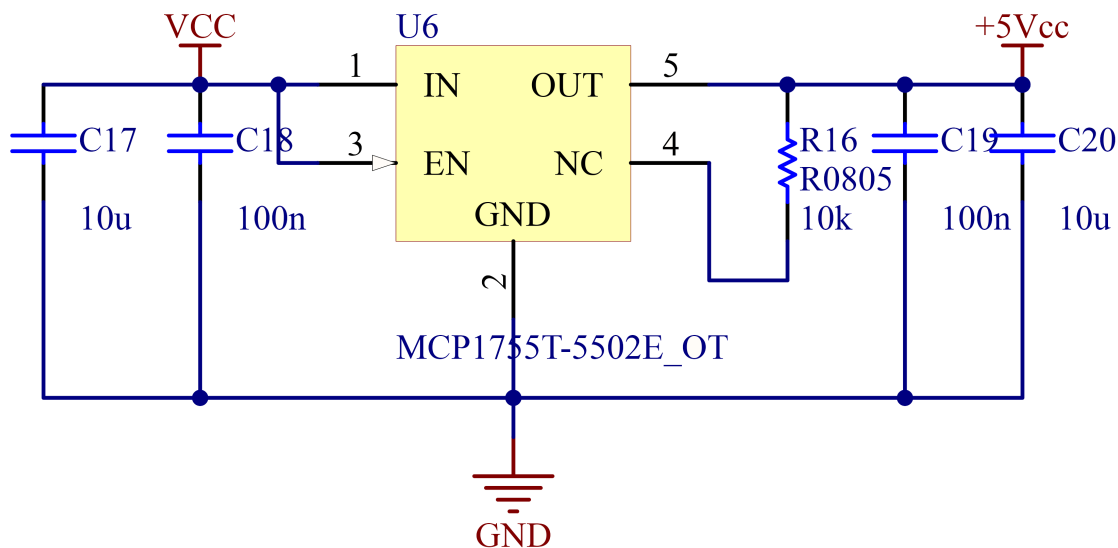


Figura 24: Esquemático do circuito de alimentação.

Através da Figura 24 nota-se que o circuito regulador de tensão de entrada foi desenvolvido utilizando-se capacitores de filtragem na entrada e na saída, além do resistor R16, responsável pela realimentação da tensão de saída ao regulador. Caso a tensão elétrica na saída do regulador exceda o seu valor nominal em, pelo menos, 8%, ele se desliga, protegendo os circuitos subsequentes.

3.3.2 Tensão Elétrica de Referência

Como o circuito de condicionamento foi desenvolvido para ser utilizado com alimentação simples, duas referências de tensão são necessárias, uma para a alimentação da Ponte de *Wheatstone* e uma para geração do terra virtual, que representa a tensão elétrica de referência do terra do circuito em relação ao terra da alimentação. Portanto, o estágio responsável pela geração da tensão elétrica de referência é composto por dois reguladores de tensão (TI - REF3040 e TI-REF3020), cujas características são apresentadas na Tabela 4, e um amplificador operacional (TI - TLV333), cujas características são apresentadas na Tabela 5. A Figura 25 apresenta o circuito de referência de tensão elétrica utilizado em cada um dos canais.

Tabela 4: Características dos circuitos integrados de referência de tensão elétrica TI-REF3020 e TI-REF3040.

Parâmetro	Valor
Tensão de alimentação (V) REF3020	2,049 a 5,5
Tensão de alimentação (V) REF3040	4,097 a 5,5
Tensão de Saída típica (V) REF3020	$2,048 \pm 0,2\%$
Tensão de Saída típica (V) REF3040	$4,096 \pm 0,2\%$
Ruído típico máximo na saída (μV_{RMS})	42
Regulação típica em função de variação na entrada ($\mu V/V$)	110
Corrente máxima de saída nominal (mA)	25mA
Queda de tensão típica com carga de 25mA	1mV
Corrente elétrica quiescente (μA)	42
Proteção contra Curto-Circuito	Sim
Encapsulamento	SOT-23-3

Fonte: adaptado de (Texas Instruments, *datasheet*).

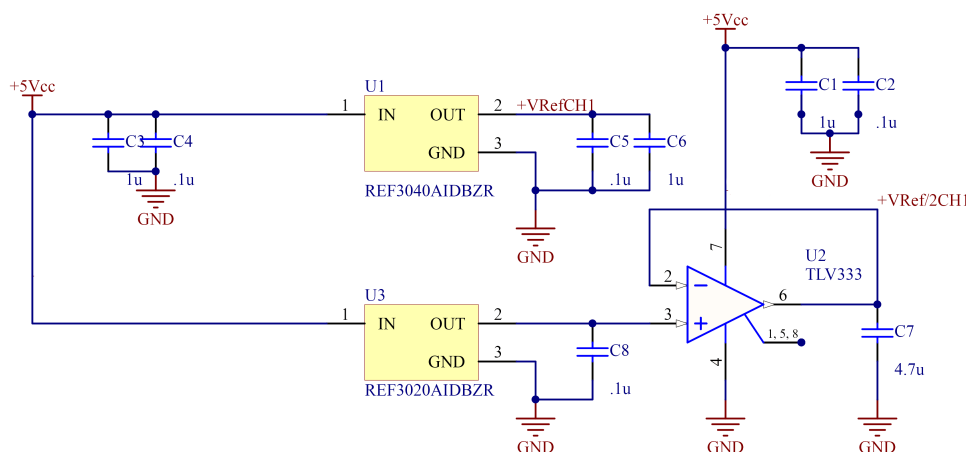


Figura 25: Esquemático do circuito de tensão elétrica de referência.

Tabela 5: Características do amplificador operacional TI-TLVX333.

Parâmetro	Valor
Tensão de alimentação (V)	1,8 a 5,5
Número de Amp. Ops. por encapsulamento	1 (TLV333) a 4 (TLV4333)
GBW(kHz)	350
Tensão de <i>offset</i> de entrada (μV)	15
Variação da Tensão de <i>offset</i> ($\mu V/^{\circ}C$)	0,02
CMRR típico (dB)	130
<i>Rail-to-Rail</i>	Entrada e Saída
Nível de Ruído típico (nV/\sqrt{Hz})	55
Corrente quiescente por canal (mA)	0,017
Corrente de polarização máxima (pA)	130
Corrente elétrica quiescente (μA)	42
Proteção contra Curto-Circuito	Sim
Encapsulamento (TLV333)	8-SOIC
Encapsulamento (TLV4333)	14-SOIC

Fonte: adaptado de (Texas Instruments, *datasheet*).

Através da Figura 25, pode-se perceber a aplicação do circuito REF3040 para geração da referência de tensão elétrica de 4,096V, responsável pela alimentação da ponte de *Wheatstone* do canal 1; nesse esquemático, o nó de saída foi chamado de +VRefCH1. Além disso, percebe-se o uso do circuito REF3020 para gerar a tensão de referência do terra virtual que, antes de ser utilizada, passa por um *buffer* de tensão, desenvolvido através do amplificador operacional U2. A utilização do circuito seguidor de tensão é necessária uma vez que o terra virtual deve permitir o fluxo de corrente elétrica em ambos os sentidos, o que não aconteceria se fosse empregado apenas o regulador de tensão elétrica (FRANCO, 2014). Além disso, nota-se o uso dos capacitores de desacoplamento da alimentação dos circuitos integrados e o capacitor C7, para estabilização da tensão elétrica de referência do terra virtual, denominada +VRef/2CH1.

3.3.3 Ponte de *Wheatstone* e circuito de Ajuste de Zero

Para garantir que a saída de tensão elétrica da ponte de *Wheatstone* seja nula quando a célula de carga encontra-se sem deformação mecânica, é necessário o uso de um circuito de ajuste de zero, já que a resistência elétrica dos extensômetros apresenta uma incerteza de $0,704\Omega$, o que pode desequilibrá-la ainda que não haja deformação mecânica. Sendo assim, empregou-se um *trimpot* e um resistor com valores de $10k\Omega$ e tolerância de 1% para realização do ajuste de zero, conforme apresentado na Figura 26.

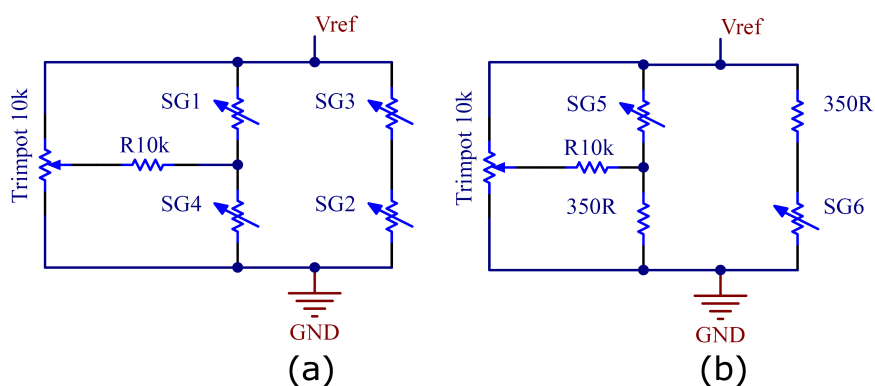


Figura 26: Esquemático das Pontes de *Wheatstone* com ajuste de zero: (a) configuração de Ponte Completa, referente aos canais 3 e 6, (b) configuração de Meia Ponte, referente aos canais 1,2,4 e 5.

Como o extensômetro é composto por uma grade com uma resistência elétrica nominal que varia de acordo com sua deformação ao ser percorrido por uma corrente, ele dissipa

potência que, quando em excesso, pode ocasionar erros de medida, pelo efeito de auto aquecimento, ou mesmo danos ao componente (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2011). Por esse motivo, a tensão elétrica máxima de alimentação da ponte depende da capacidade de dissipação de potência do extensômetro, o que, por sua vez, depende do seu tamanho, do fio do qual a grade é composta e do material ao qual o mesmo foi cimentado; para esse caso, conforme apresentado na Tabela 2, a tensão elétrica máxima de alimentação da ponte determinada pelo fabricante é de 4,5V, e, portanto, a tensão elétrica de referência de alimentação de todas as pontes utilizadas neste projeto é de 4,096V. Sendo assim, a corrente elétrica que circula por cada um dos braços das pontes implementadas nos Canais 1 a 6 é apresentada na Equação (10).

$$I(A) = \frac{4,096}{2.350} = 5,85mA \quad (10)$$

Portanto, a tensão elétrica de saída e a sensibilidade das Pontes dependerá da deformação dos extensômetros, de seus parâmetros elétrico/mecânicos e da tensão de referência, conforme apresentado nas Equações (11) a (14).

$$V_{\text{out ponte completa}} = V_a - V_b = V_{\text{ref}} \cdot \frac{\Delta R}{R_0} = V_{\text{ref}} \cdot K \cdot \varepsilon = 4,096 \cdot 1,94 \cdot \varepsilon = (7,95 \cdot \varepsilon)V \quad (11)$$

$$S_{\text{out ponte completa}} = \frac{dV_{\text{out ponte completa}}}{d\varepsilon} = 0,00795 \frac{mV}{\mu\varepsilon} \quad (12)$$

$$V_{\text{out meia ponte}} = V_a - V_b = V_{\text{ref}} \cdot \frac{\Delta R}{R_0} = \frac{V_{\text{ref}}}{2} \cdot K \cdot \varepsilon = \frac{4,096}{2} \cdot 1,94 \cdot \varepsilon = (3,97 \cdot \varepsilon)V \quad (13)$$

$$S_{\text{out meia ponte}} = \frac{dV_{\text{out meia ponte}}}{d\varepsilon} = 0,00397 \frac{mV}{\mu\varepsilon} \quad (14)$$

onde V_{ref} é a tensão elétrica de alimentação da Ponte de *Wheatstone*, K é o fator *gage* dos extensômetros que compõem a ponte, ε é a deformação relativa em *strains*, da célula de carga, $V_{\text{out ponte completa}}$ e $S_{\text{out ponte completa}}$ é a tensão elétrica de saída e a sensibilidade das pontes completas referentes aos Canais 3 e 6 e $V_{\text{out meia ponte}}$ e $S_{\text{out meia ponte}}$ são a tensão elétrica de saída e a sensibilidade das meias pontes referentes aos Canais 1, 2, 4 e 5, respectivamente.

3.3.4 Estágios de Ganho de Tensão Elétrica

Como o módulo da saída de tensão elétrica máxima das pontes de *Wheatstone* apresenta valores máximos abaixo $4mV$ para todos os canais, torna-se necessário amplificar o sinal antes de realizar a sua aquisição com o conversor analógico digital. Neste projeto, definiu-se a faixa de saída de tensão elétrica de 0 a 4V, com uma saída de 2V quando o pedal encontra-se sem deformação. Dessa forma, para garantir uma boa estabilidade e rejeição de ruído, optou-se por dividir o ganho em 4 estágios, onde o ganho total foi determinado a partir dos deformações obtidas através do ensaio de calibração estática, cuja metodologia é apresentada na Seção 3.2 deste trabalho.

O primeiro estágio de amplificação é realizado pelo amplificador de instrumentação TI - INA333, cujas principais características são apresentadas na Tabela 6. A Figura 27 apresenta o esquemático de ligação do primeiro estágio do circuito de condicionamento, para o caso de meia ponte e ponte completa e as Equações (15) e (16) apresentam a saída de tensão elétrica do amplificador de instrumentação e o ganho em tensão elétrica do respectivo estágio.

Tabela 6: Características do amplificador operacional TI-INA333.

Parâmetro	Valor
Tensão de alimentação (V)	1,8 a 5,5
GBW(kHz)	35
Tensão de <i>offset</i> de entrada máxima (μV)	25
Variação da Tensão de <i>offset</i> ($\mu V/^{\circ}C$)	0,1
CMRR típico (dB)	100
<i>Rail-to-Rail</i>	Entrada e Saída
Nível de Ruído máximo (nV/\sqrt{Hz})	50
Corrente de <i>Bias</i> de entrada máxima (pA)	200
Corrente elétrica quiescente (μA)	50
Proteção contra Curto-Circuito	Sim
Encapsulamento	8-VSSOP

Fonte: adaptado de (Texas Instruments, *datasheet*).

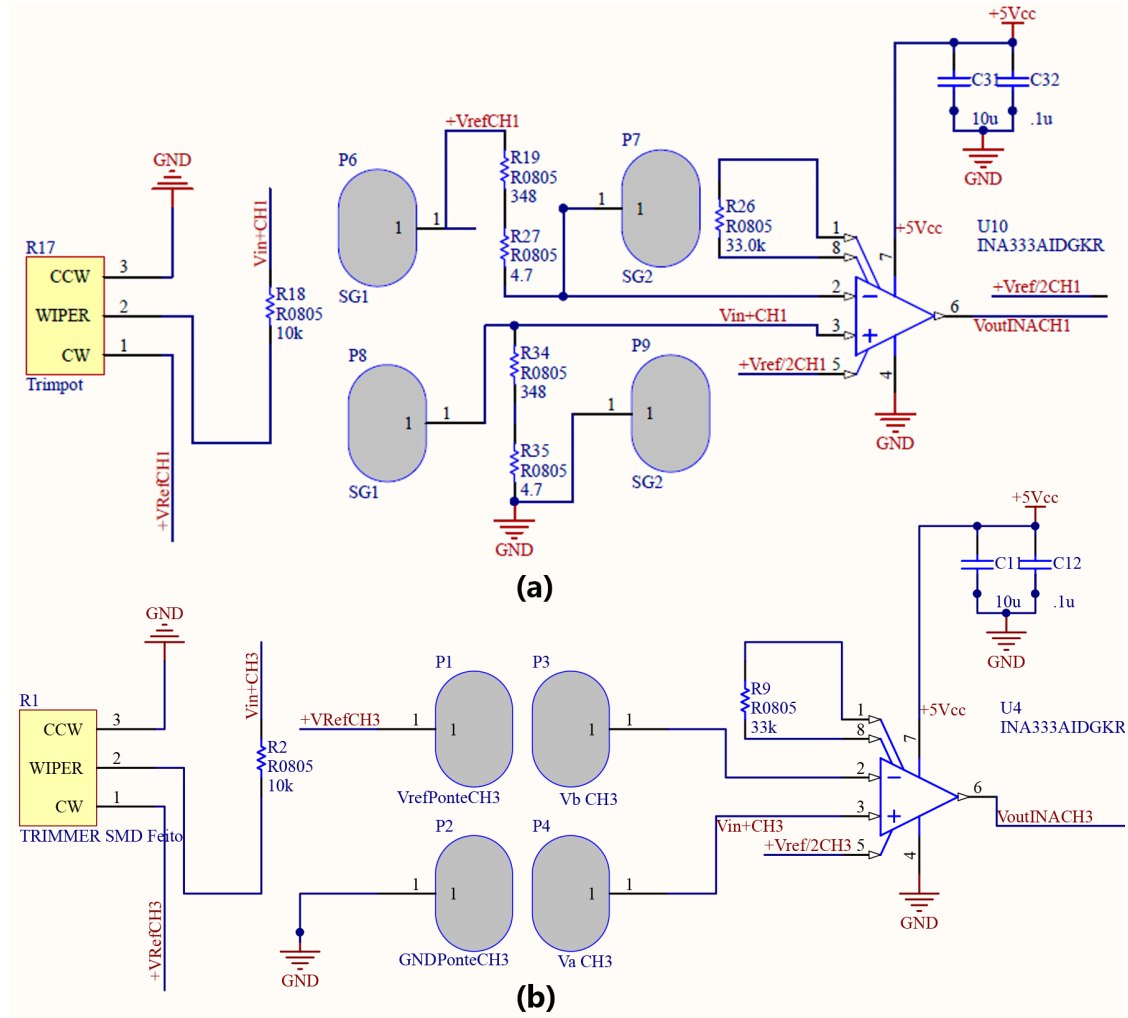


Figura 27: Esquemático da primeira etapa do circuito de condicionamento, amplificador de instrumentação INA, para as Pontes de *Wheatstone* em configuração de: (a) Meia Ponte, referente aos canais 1,2,4 e 5; (b) Ponte Completa, referente aos canais 3 e 6.

$$V_{\text{outINA}} = ((V_{\text{IN}}^+ - V_{\text{IN}}^-) \cdot G_{\text{INA}} + REF) V \quad (15)$$

$$G_{\text{INA}} = \left(1 + \frac{100k\Omega}{R_G}\right) \quad (16)$$

onde V_{outINA} é a saída de tensão elétrica do circuito integrado em [V], V_{IN}^+ e V_{IN}^- as entradas de tensão elétrica diferencial em [V], G o ganho do amplificador em [V/V], R_G a resistência elétrica de ajuste de ganho do amplificador operacional de instrumentação em [Ω] e REF a tensão elétrica de referência, em relação ao terra da alimentação, que é somada à saída.

Dessa forma, a saída de tensão elétrica de cada uma das pontes é conectada à entrada

diferencial do amplificador de instrumentação, conforme os esquemáticos das Figuras 26 e 27, resultando na saída de tensão elétrica, para cada canal, apresentada na Equação (17).

$$V_{\text{outINA}} = ((V_a - V_b) \cdot (1 + \frac{100k\Omega}{R_G}) + REF)V \quad (17)$$

onde V_{outINA} é a saída de tensão elétrica do circuito integrado em [V], V_a e V_b as saídas de tensão elétrica da Ponte de *Wheatstone* em [V], R_G a resistência elétrica de ajuste de ganho do amplificador operacional de instrumentação em [Ω] e REF a tensão elétrica de referência, em relação ao terra da alimentação, que é somada à saída.

Sendo assim, o valor da resistência elétrica R_G , cuja tolerância é de 1%, utilizada em cada canal, assim como o ganho em tensão elétrica do primeiro estágio do respectivo canal, são apresentados na Tabela 7.

Tabela 7: Ganho de tensão elétrica referente ao primeiro estágio de cada canal.

Canais	$R_G[\Omega]$	Ganho de Tensão [V/V]
CH1	33,0k	4,03
CH2	19,1k	6,23
CH3	33,0k	4,03
CH4	33,0k	4,03
CH5	19,1k	6,23
CH6	33,0k	4,03

Os próximos estágios de amplificação e filtragem, presentes no circuito de condicionamento de sinais, foram desenvolvidos utilizando-se o circuito integrado TI - TLV4333, que apresenta 4 amplificadores operacionais em um mesmo encapsulamento, cada um com as características elétricas que foram apresentadas na Tabela 5, consideradas adequadas à aplicação. Dessa forma, o segundo estágio de amplificação de sinal é realizado pelo primeiro amplificador operacional do circuito integrado (TLV4333), seguindo a topologia de amplificador não inversor referenciado a um terra virtual (FRANCO, 2014). O esquemático do circuito utilizado como segundo estágio de ganho, em cada um dos canais, é apresentado na Figura 28.

Através da Figura 28, nota-se que o ganho em tensão elétrica do circuito dependerá dos resistores R_{21} e R_{28} , e que o resistor R_{28} , conectado à entrada V_{IN^-} do amplificador operacional, não está conectado ao terra da alimentação mas a uma tensão de referência

chamada $+V_{ref/2CH1}$, o que, por sua vez, faz com que, quando a entrada do circuito V_{IN^-} , que recebe a saída do estágio de amplificação anterior, chamada de $V_{outINACH1}$, apresenta a mesma tensão de referência balizada por $+V_{ref/2CH1}$, a entrada diferencial do circuito tem valor nulo, e, portanto, sua saída fica em torno da tensão de referência $+V_{ref/2CH1}$, ao invés de zero volts.

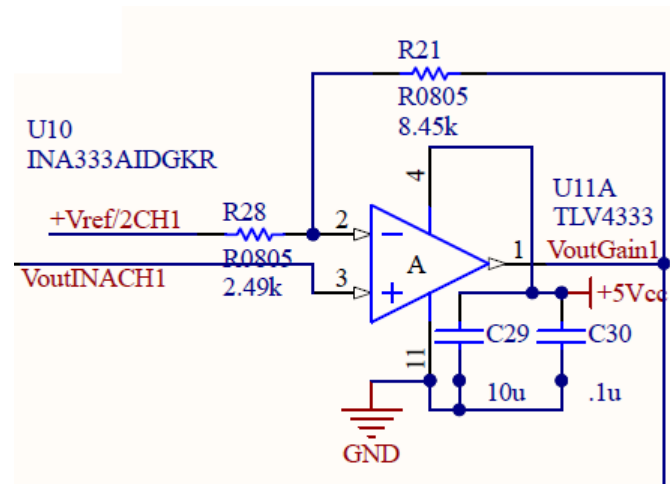


Figura 28: Esquemático do segundo estágio de ganho.

Dessa forma, é possível alimentar o circuito com uma fonte de alimentação simples e excursionar o sinal em torno dessa tensão de referência, chamada de terra virtual (FRANCO, 2014). Sendo assim, a tensão elétrica de saída do segundo estágio de ganho pode ser representada pela Equação (18); o ganho em tensão elétrica do segundo estágio, para cada um dos canais, é apresentado na Tabela 8.

Tabela 8: Ganho de tensão elétrica referente ao segundo estágio de cada canal.

Canais	$R_{28}[\Omega]$	$R_{21}[\Omega]$	Ganho de Tensão [V/V]
CH1	2,49k	8,45k	4,39
CH2	1,50k	8,45k	6,63
CH3	2,49k	6,80k	3,73
CH4	2,49k	8,45k	4,39
CH5	1,50k	8,45k	6,63
CH6	2,49k	6,80k	3,73

$$V_{outGain1CH1} = ((V_{outINACH1}) \cdot (1 + \frac{R_{21}}{R_{28}}))V \quad (18)$$

onde $V_{outGain1}$ é a saída de tensão elétrica do segundo estágio de ganho, $V_{outINACH1}$ é a

saída de tensão elétrica do primeiro estágio de ganho, e R_{21} e R_{28} são os resistores, cuja tolerância é de 1%, que determinam o ganho do respectivo estágio, conforme a Figura 28.

3.3.5 Circuito de Filtragem do Sinal

Com intuito de garantir a integridade do sinal original, comumente realiza-se a sua aquisição a uma frequência de pelo menos 10 vezes a frequência do fenômeno a ser medido. No entanto, para que não ocorra o efeito de *aliasing*, é necessário que as componentes espectrais com frequência acima da desejada sejam filtradas e, portanto, é utilizado um filtro passa baixas. Dessa forma, a frequência de aquisição do sinal será definida de acordo com a frequência do fenômeno a ser medido e da atenuação do filtro utilizado (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2011). Portanto, neste projeto optou-se pela utilização de um filtro passa-baixas de quarta ordem, em topologia *Sallen-Key*, com frequência de corte de 25Hz, resposta *Butterworth* e ganho total igual a 10. As topologias e as características de todos os filtros presentes nos canais 1 a 6 são idênticas e são apresentadas na Tabela 9. O estágio de filtragem foi desenvolvido com auxílio da ferramenta *WEBENCH® Filter Designer* da *Texas Instruments*, utilizando valores comerciais de resistores da série E96 de 1% de tolerância e capacitores da série E12 de 10% de tolerância, além de dois amplificadores operacionais do circuito integrado TLV4333, cujas características foram apresentadas anteriormente na Tabela 5.

Tabela 9: Principais características dos filtros passa-baixas dos canais 1 a 6.

Topologia	<i>Sallen-Key</i>
Resposta	<i>Butterworth</i>
Frequência de Corte	25Hz
Ordem	4 ^a
Número de Estágios	2
Ganho na banda de passagem	10[V/V]
Fator de Qualidade do Primeiro Estágio	0,541
Fator de Qualidade do Segundo Estágio	1,307
Amp. Op. utilizado	TLV-4333

Sendo assim, o esquemático do filtro desenvolvido é apresentado na Figura 29, a função de transferência que descreve a resposta teórica de cada um dos estágios do filtro projetado é apresentada na Equação (19) e a resposta teórica do filtro completo pode ser

descrita pela Equação (20).

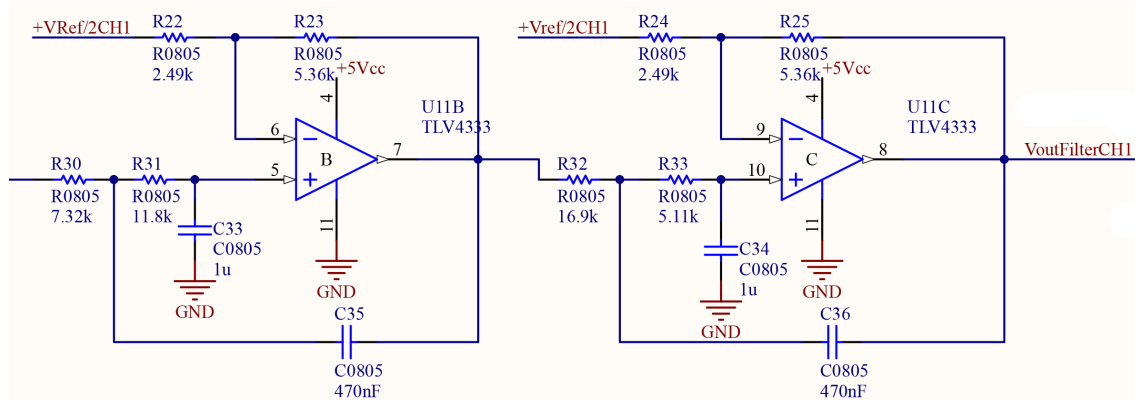


Figura 29: Esquemático do filtro passa-baixas referente ao canal 1.

$$\begin{aligned}
 H_{\text{filtro bloco 1}}(S) &= \frac{\frac{G}{C_{35}C_{33}R_{30}R_{31}}}{S^2 + S\left(\frac{1}{C_{35}R_{30}} + \frac{1}{C_{35}R_{31}} + \frac{1-G}{C_{33}R_{31}}\right) + \frac{1}{C_{35}C_{33}R_{30}R_{31}}} \\
 H_{\text{filtro bloco 2}}(S) &= \frac{\frac{G}{C_{36}C_{34}R_{32}R_{33}}}{S^2 + S\left(\frac{1}{C_{36}R_{32}} + \frac{1}{C_{36}R_{33}} + \frac{1-G}{C_{34}R_{33}}\right) + \frac{1}{C_{36}C_{34}R_{32}R_{33}}} \\
 G &= \frac{R_{23} + R_{22}}{R_{22}} = 3,163[V/V] \\
 H_{\text{filtro bloco 1}}(S) &= \frac{77912,698}{S^2 + S.287,669 + 24632,532} \\
 H_{\text{filtro bloco 2}}(S) &= \frac{77912,698}{S^2 + S.118,981 + 24637,381}
 \end{aligned} \tag{19}$$

$$\begin{aligned}
 H_{\text{filtro completo}}(S) &= \frac{V_{\text{outFilterCH1}}}{V_{\text{outGain1}}} = H_{\text{filtro bloco 1}}(S) \cdot H_{\text{filtro bloco 2}}(S) \\
 H_{f.c}(S) &= \frac{6070388509,639204}{S^4 + S^3.406,65 + S^2.83497,058 + S.10018214,045 + 606881075,879}
 \end{aligned} \tag{20}$$

onde G é o ganho em tensão elétrica do filtro, C_n e R_n são os capacitores e os resistores, conforme a numeração referenciada na Figura 29, S é a frequência e $V_{\text{outFilterCH1}}$ e V_{outGain1} são a saída do filtro e a saída do segundo estágio de ganho do canal 1, respectivamente.

A partir da função de transferência teórica do filtro, pode-se simular a resposta em frequência dos filtros projetados, conforme apresentado na Figura 30.

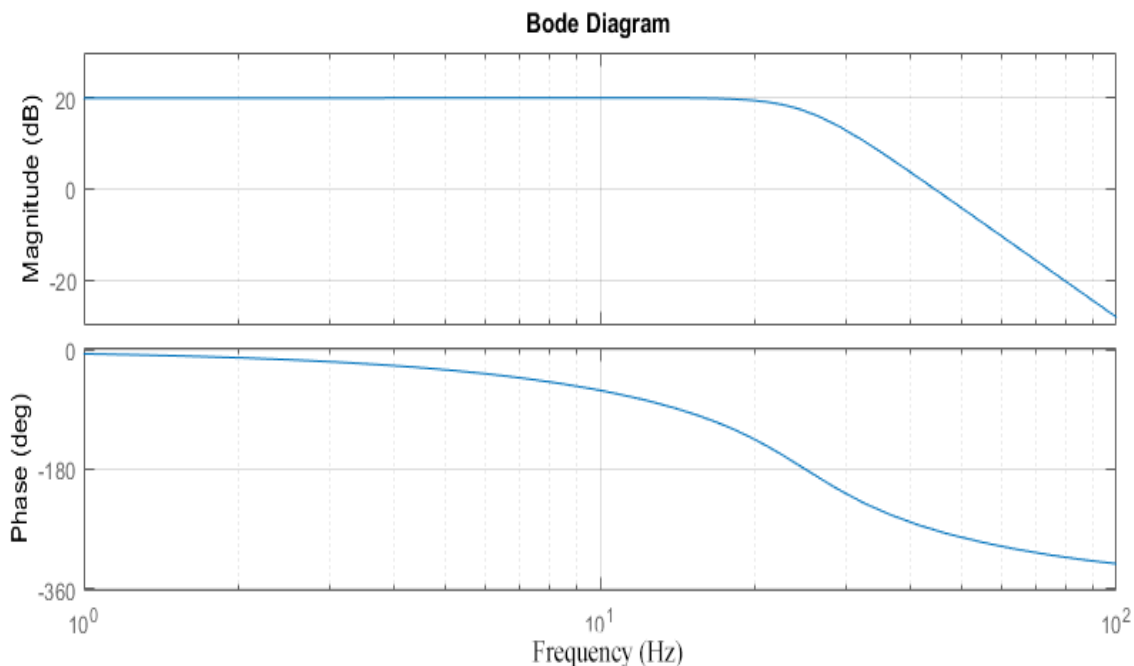


Figura 30: Resposta em frequência simulada dos filtros passa-baixas utilizados nos canais 1 a 6.

3.3.6 Quarto estágio de Ganho e Função de Transferência do Circuito Condicionador de Sinais

Conforme apresentado anteriormente, o ganho em tensão elétrica do circuito condicionador de sinais foi dividido em quatro etapas, onde o estágio final de ganho foi adicionado após a etapa de filtragem, com intuito de limitar a excursão do sinal no filtro. Dessa forma, o último estágio de ganho é composto por um amplificador em configuração não inversora, conforme apresentado na Figura 31.

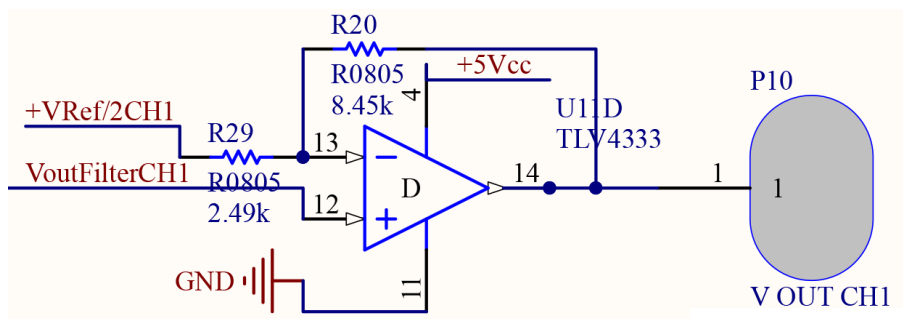


Figura 31: Esquemático do último estágio de ganho dos canais 1 a 6.

Através da Figura 31, nota-se que o ganho em tensão elétrica do circuito dependerá dos resistores R_{20} e R_{29} , e que o resistor R_{29} , conectado à entrada V_{IN^-} do amplificador

operacional, não está conectado ao terra da alimentação mas a uma tensão de referência chamada $+V_{ref/2CH1}$, o que, por sua vez, faz com que, quando a entrada do circuito V_{IN^-} , que recebe a saída do estágio de filtragem, chamada de $V_{outFilterCH1}$, apresenta a mesma tensão de referência balizada por $+V_{ref/2CH1}$, a entrada diferencial do circuito tem valor nulo, e, portanto, sua saída fica em torno da tensão de referência $+V_{ref/2CH1}$, ao invés de zero volts. Portanto, a tensão elétrica de saída do quarto estágio de ganho pode ser representada pela Equação (21). O ganho em tensão elétrica no último estágio de amplificação de cada um dos canais é apresentado na Tabela 10 e os ganhos finais teóricos são apresentados na Tabela 11.

$$V_{outCH1} = ((V_{outFilterCH1}) \cdot (1 + \frac{R_{20}}{R_{29}}))V \quad (21)$$

onde V_{outCH1} é a saída de tensão elétrica do último estágio de ganho, $V_{outFilterCH1}$ é a saída de tensão elétrica do filtro passa-baixas, e R_{20} e R_{29} são os resistores, cuja tolerância é de 1%, que determinam o ganho do respectivo estágio, conforme a Figura 31.

Tabela 10: Ganho de tensão elétrica referente ao último estágio de ganho de cada canal.

Canais	$R_{29}[\Omega]$	$R_{20}[\Omega]$	Ganho de Tensão [V/V]
CH1	2,49k	8,45k	4,39
CH2	1,50k	8,45k	6,63
CH3	2,49k	6,80k	3,73
CH4	2,49k	8,45k	4,39
CH5	1,50k	8,45k	6,63
CH6	2,49k	6,80k	3,73

Tabela 11: Ganho de tensão elétrica teórico referente a cada estágio de amplificação.

Canal	Estágio 1	Estágio 2	Estágio 3	Estágio 4	Ganho Total [V/V]
CH1	4,03	4,39	10,00	4,39	777,98
CH2	6,23	6,63	10,00	6,63	2743,7
CH3	4,03	3,73	10,00	3,73	561,00
CH4	4,03	4,39	10,00	4,39	777,98
CH5	6,23	6,63	10,00	6,63	2743,7
CH6	4,03	3,73	10,00	3,73	561,00

Portanto, a expressão que representa a saída de tensão elétrica do canal 1, para sinais cujas frequências estejam dentro do domínio de frequencial considerado para o fenômeno,

será função da saída da Ponte de *Wheatstone*, das tensões elétricas de referência e dos ganhos em cada estágio; a Equação (22) apresenta a saída de tensão elétrica teórica do canal 1.

$$\begin{aligned}
 V_{\text{outCH}} &= (G_1 \cdot G_2 \cdot G_3 \cdot G_4 \cdot V_{\text{out ponte}} + V_{\text{Ref}/2\text{CH}})V \\
 V_{\text{outCH1}} &= (G_1 \cdot G_2 \cdot G_3 \cdot G_4 \cdot V_{\text{out meia ponte}} + V_{\text{Ref}/2\text{CH1}})V \\
 V_{\text{outCH1}} &= (G_1 \cdot G_2 \cdot G_3 \cdot G_4 \cdot (3,97 \cdot \varepsilon) + V_{\text{Ref}/2\text{CH1}})V \quad (22) \\
 V_{\text{outCH1}} &= (4,03 \cdot 4,39 \cdot 10,04 \cdot 39 \cdot (3,97 \cdot \varepsilon) + V_{\text{Ref}/2\text{CH1}})V \\
 V_{\text{outCH1}} &= (3088,62 \cdot \varepsilon + V_{\text{Ref}/2\text{CH1}})V
 \end{aligned}$$

onde V_{outCH1} é a saída de tensão elétrica do último estágio de ganho, G_1 , G_2 , G_3 e G_4 são os ganhos referentes a cada estágio de amplificação do circuito de condicionamento e $V_{\text{Ref}/2\text{CH1}}$ é a tensão elétrica de referência DC do canal 1.

Como os outros canais foram desenvolvidos com a mesma topologia, apenas com ganhos teóricos diferentes no primeiro, segundo e último estágios de amplificação, as Equações (23) a (27) apresentam a saída de tensão elétrica teórica dos canais 2 a 6, respectivamente.

$$V_{\text{outCH2}} = (10892,62 \cdot \varepsilon + V_{\text{Ref}/2\text{CH2}})V \quad (23)$$

$$V_{\text{outCH3}} = (4460,03 \cdot \varepsilon + V_{\text{Ref}/2\text{CH3}})V \quad (24)$$

$$V_{\text{outCH4}} = (3088,62 \cdot \varepsilon + V_{\text{Ref}/2\text{CH4}})V \quad (25)$$

$$V_{\text{outCH5}} = (10892,62 \cdot \varepsilon + V_{\text{Ref}/2\text{CH5}})V \quad (26)$$

$$V_{\text{outCH6}} = (4460,03 \cdot \varepsilon + V_{\text{Ref}/2\text{CH6}})V \quad (27)$$

onde V_{outCHn} é a saída de tensão elétrica do último estágio de ganho do canal n e $V_{\text{Ref}/2\text{CHn}}$ é a tensão elétrica de referência DC do canal n .

Para avaliar o correto funcionamento do circuito de condicionamento, assim como determinar os ganhos experimentais em cada estágio do circuito, alimentou-se o sistema com uma tensão elétrica de 6,5V, utilizando-se uma fonte de alimentação Poli-

term POL-16E, e aplicou-se carga mecânica ao sistema, medindo-se a tensão elétrica de saída de cada estágio do circuito de condicionamento utilizando-se um multímetro digital de 6½ dígitos, modelo DMM4050, fabricado pela Tektronix, cuja resolução e incerteza encontram-se na Tabela 12. Para cada medida, programou-se o multímetro para efetuar 30 medições sequenciais e determinar a média e desvio padrão. O ganho experimental em cada estágio foi determinado a partir dos valores medidos.

Tabela 12: Características do multímetro Tektronix DMM4050.

Escala de Tensão Elétrica DC	Resolução	Incerteza
100mV	100nV	$\pm(0,0037\%$ da leitura + $3,5\mu\text{V}$)
1V	$1\mu\text{V}$	$\pm(0,0025\%$ da leitura + $7\mu\text{V}$)
10V	$10\mu\text{V}$	$\pm(0,0024\%$ da leitura + $50\mu\text{V}$)

Fonte: adaptado de (Tektronix, *datasheet*).

Com o intuito de validar o funcionamento dos filtros passa-baixas de cada canal, desenvolveu-se uma rotina em LabVIEW™ 2017 (versão estudante), em conjunto com o chassi NI-cDAQ-9174 e os módulos NI-9205 e NI-9263, cujas características são apresentadas nas Tabelas 13 e 14, que gera sinais senoidais de amplitude 80mVpp, na faixa de frequência de 0,5 a 100Hz em incrementos de 0,5Hz e mede a amplitude do sinal na entrada e saída do filtro assim como a diferença de fase entre eles, e salva em um arquivo de medida, possibilitando a análise e validação da resposta em frequência dos filtros.

Tabela 13: Características dos módulos NI-9205 e NI-9401.

NI-9205 - Módulo de entrada de Tensão Analógica	
Parâmetro	Valor
Número de Canais	32 RSE ou 16 diferenciais
Resolução do A/D	16 bits
Faixas de Entrada	$\pm 200\text{mV}$ a $\pm 10\text{V}$
Taxa de Aquisição	250kS/s
Rejeição a modo comum	100dB
Trigger Externo	1
Resolução na escala utilizada ($\pm 5\text{V}$)	$164,2\mu\text{V/LSB}$
Incerteza Absoluta na escala de ($\pm 5\text{V}$)	$3,230\text{mV}$
NI-9401 Módulo de I/O Digital	
Número de Canais	8
Tempo de atualização da saída	100ns

Fonte: adaptado de (National Instruments, *datasheet*).

Tabela 14: Características do módulo NI-9263.
NI-9263 - Módulo de Saída de Tensão Analógica

Número de Canais	4
Resolução do A/D	16 bits
Faixas de saída	$\pm 0\text{mV}$ a $\pm 10\text{V}$
Taxa de Aquisição	100kS/s
Incerteza Absoluta	$\pm(0,35\%$ da medida + $0,75\%$ do <i>offset</i>)

Fonte: adaptado de (National Instruments, *datasheet*).

3.4 Procedimento de calibração estática do sistema

Para determinação das funções de transferência de saída de tensão em função da aplicação de carga ao pedal, engastou-se o pedal em um suporte adaptado, cuja fixação é equivalente à presente em uma bicicleta convencional, assim como apresentado na Seção 3.2, e posicionou-se o pedal na horizontal, travando-o nesta posição. Em sequência, aplicaram-se cargas de 0 a 35kgf (0 a 343,35N), com resolução de 5kg (49,05N), em cada um dos eixos de medida e, com auxílio de uma rotina desenvolvida em LabVIEW™ 2017 (versão estudante), em conjunto com o chassi NI-cDAQ-9174 e os módulo NI-9205, cujas características são apresentadas na Tabela 13, realizaram-se 30 medidas sequenciais da tensão elétrica de saída de cada um dos eixos, calculando-se a média e desvio padrão de cada grupo de medidas, para cada valor de carregamento. Posteriormente, determinou-se a função de transferência de saída de tensão elétrica em função do carregamento para cada um dos eixos de medida, assim como o erro de linearidade respectivo a cada canal, de acordo com a Equação (9). Além disso, mediram-se os ganhos em tensão elétrica para cada um dos estágios, utilizando-se um multímetro digital de 6½ dígitos, modelo DMM4050, fabricado pela Tektronix, cuja resolução e incerteza encontram-se na Tabela 12.

3.5 Medida da Posição do Pedal e Pedivela

Para possibilitar a análise entre as forças medidas no pedal e no pedivela, é importante considerar a sua posição angular, assim como o ângulo relativo entre eles. Portanto, para realizar a medida de posição, utilizou-se a técnica da área da Biomecânica conhecida como cinemetria, onde se utilizam câmeras específicas para o rastreamento de marca-

dores, em conjunto com *softwares* de análise de posições espaciais, para descrição de movimentos do corpo humano (ROSENHAHN; KLETTE; METAXAS, 2007; JENKINS, 2009; HATZE, 1974). Neste projeto, utilizou-se o sistema comercial ARENA, fabricado pela *OptiTrack*, composto por 6 câmeras, pelo *software* de análise e todos os acessórios necessários para calibração e aquisição da posição de corpos de interesse; as características das câmeras utilizadas são apresentadas na Tabela 15.

Tabela 15: Características da câmera *Optitrack V:100 R2*.

Parâmetro	Valor
Resolução	640 x 480
Quadros por segundo	100
Entrada/Saída	USB 2.0
Iluminação Própria	28 <i>Leds</i> IR (850nm)
Sincronização entre câmeras	Via cabo
Precisão	variabilidade <1mm
Resolução	0.1mm

Fonte: adaptado de (*Optitrack ,datasheet*).

Dessa forma, procurou-se a melhor posição geométrica das câmeras de forma a se obter a cobertura total do volume de movimento dos pedais, sem haver sobreposição do vídeo das câmeras de lados opostos e, garantindo-se que em todas as condições de movimento os marcadores dos pedais não ficassem oclusos para nenhuma das câmeras do seu respectivo lado. Para tanto, utilizaram-se 3 marcadores passivos de cada lado, sendo 3 marcadores por pedal, posicionados em um suporte fixado na lateral de cada pedal e alinhados horizontalmente no sentido longitudinal além de dois marcadores ativos (*Leds* infra-vermelho com comprimento de onda de 850nm), controlados a partir da rotina desenvolvida em LabVIEW™ 2017 (versão estudante), posicionados no lado direito do rolo de treinamento, para realização da sincronia temporal entre os dados coletados utilizando-se o sistema de cinemetria e os sistemas de medida de força. A Figura 32 ilustra a posição das câmeras e dos marcadores ativos e passivos.

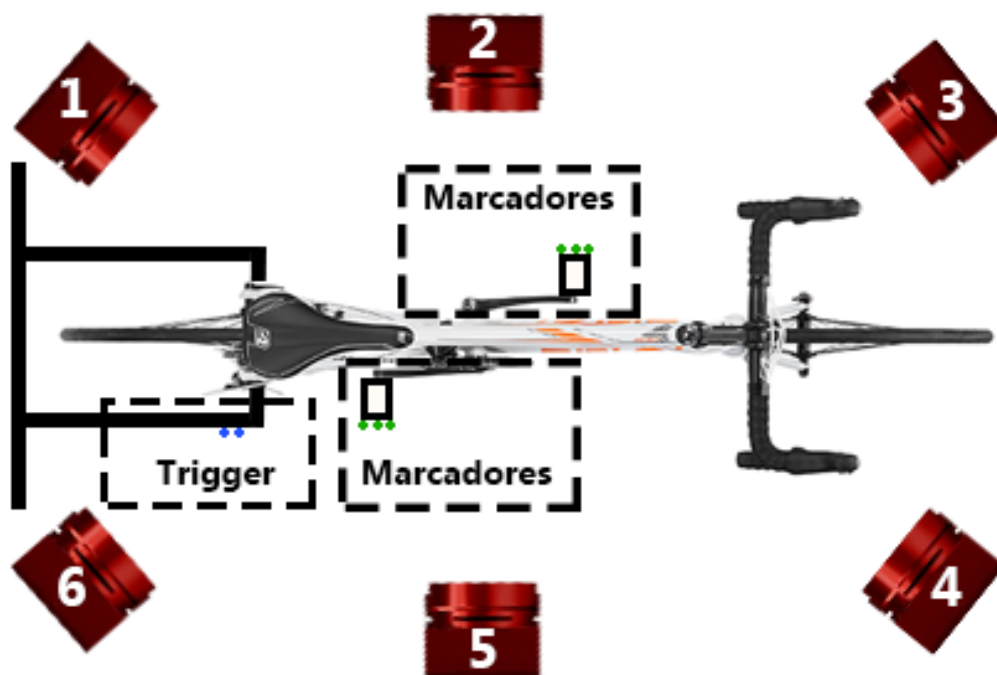


Figura 32: Esquema de posicionamento das câmeras; marcadores passivos, em verde, e marcadores ativos de sincronização, em azul.

A partir da análise da Figura 32 pode-se notar o posicionamento das 6 câmeras, assim como os marcadores passivos, nos pedais e pedivelas, representados pelos pontos em verde, e os marcadores ativos, de sincronização, representados pelos pontos em azul, os quais foram presos ao rolo de treinamento utilizado nos ensaios. A partir do *software* ARENA, calibraram-se as câmeras anteriormente utilizando-se uma barra, na cor preta, com um marcador na ponta e conferiu-se o arquivo *log* de calibração, gerado pelo programa, para garantir-se sempre um erro menor do que 0,3px. Em sequência, configurou-se os três marcadores do pedal como um corpo rígido e os outros como marcadores individuais, dessa forma, ao iniciar a gravação, o programa salva em um arquivo de formato c3d a posição tridimensional do corpo rígido e de cada marcador ao longo do período determinado. Posteriormente, o arquivo é analisado e cortado, utilizando-se o *software* Mokka, desenvolvido para análise cinemática e, por fim, os dados são exportados para um arquivo de texto em formato de tabela, o qual é importado para o MATLAB[®] R2016b (versão estudante), onde a posição do pedal e pedivela, além do ângulo entre eles são determinados.

3.6 Sistema de Aquisição de dados

Para realizar a aquisição dos dados de tensão elétrica de saída do condicionador de sinais, assim como a sincronização dos dados das forças adquiridos com o pedivela e dos dados de posição dos pedais, adquiridos com o sistema de cinemetria, desenvolveu-se uma rotina em LabVIEW™ 2017 (versão estudante), em conjunto com o chassi NI-cDAQ-9174 e os módulos NI-9205 e NI-9401, cujas características foram apresentadas na Tabela 13. Como o pedivela, desenvolvido anteriormente e apresentado em (PIGATTO, 2015; PIGATTO et al., 2016), utiliza um sinal de *trigger* recebido através do módulo XBee para iniciar a gravação dos dados, optou-se por utilizar esse mesmo sinal para sincronismo com os outros sistemas. A Figura 33 apresenta o fluxograma da rotina desenvolvida.

Dessa forma, conectou-se um módulo XBee à porta USB do computador e criou-se um laço de repetição na rotina do LabVIEW™ 2017 (versão estudante) que fica aguardando a instrução de início; quando recebida a instrução de início, a rotina muda a saída digital DIO 01 do módulo NI-9401 para zero, apagando os *Leds* de sincronismo, que ficam acesos ininterruptamente enquanto a coleta de dados não está sendo executada e, simultaneamente, através da borda de descida, gera o *trigger* início da gravação dos dados de força nos pedais através do módulo NI-9205 que, além do sinal de saída dos canais do condicionador de sinais, recebe na entrada de *trigger* analógico o sinal de controle dos *Leds*. Optou-se por utilizar o gatilho de início da placa NI-9205, ao invés de fazer o controle por *software* para garantir a execução em tempo real da tarefa, já que é garantido pelo fabricante um atraso máximo de 100ns, entre o momento da percepção da borda de descida e o início da gravação, tempo, esse, equivalente a $50 \cdot 10^{-6}$ vezes o período do fenômeno medido e, portanto, considerado adequado.

Posteriormente ao ensaio, os dados coletados no pedivela e no sistema de cinemetria são copiados para o computador e importados para o MATLAB® R2016b (versão estudante) onde são sincronizados temporalmente e processados, representando de forma gráfica a força, a potência instantânea, além de outras variáveis de interesse, que serão abordadas na Seção 4 deste trabalho.

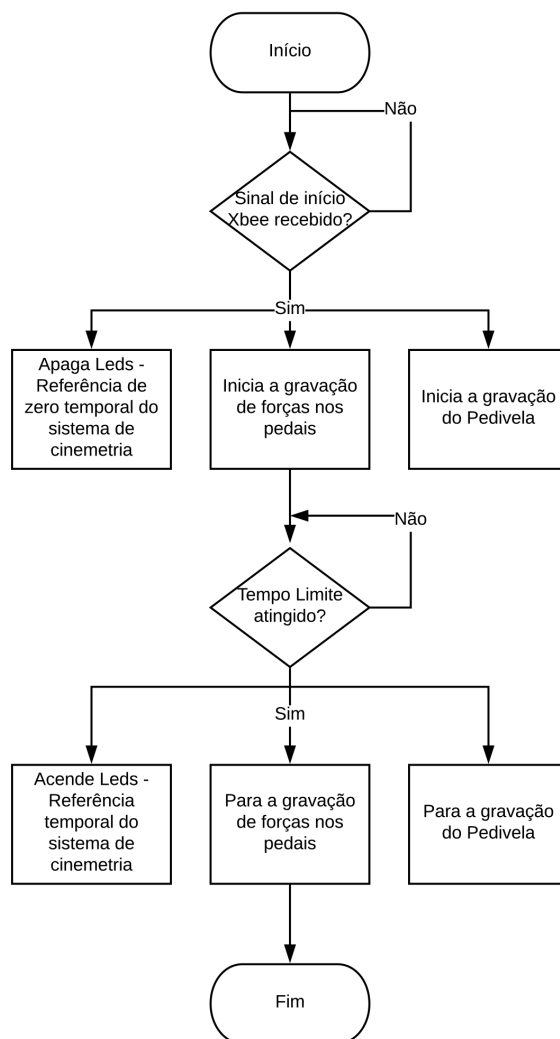


Figura 33: Fluxograma da rotina de coleta de dados desenvolvida em LabVIEW™ 2017 (versão estudante).

3.7 Projeto das Cadeias de Medidas Propostas

As cadeias de medidas propostas apresentam os valores de entrada e saída consideradas como parâmetros de projeto em cada uma das etapas do sistema em desenvolvimento, partindo-se, neste caso, do carregamento mecânico para a deformação, variação da resistência, dentre outras etapas, até chegar-se novamente a saída do sistema, em carga. Portanto, para determinação dos limites de deformação, realizou-se a simulação estática, através do método de elementos finitos, utilizando-se a *software* SolidWorks™ 2015; para determinação da variação da resistência elétrica, assim como a saída da ponte de *Wheats-tone*, consideraram-se os dados dos extensômetros utilizados, apresentados na Tabela 2 e, por fim, para saída de cada estágio, determinou-se o número de etapas de amplifica-

ção, assim como os ganhos propostos em cada uma delas. Dessa forma, são propostas três cadeias de medida: uma para o eixo de medida localizado na extremidade frontal dos pedais (Canais 1 e 4), outra para o eixo de medida de força nas laterais da parte frontal dos pedais (Canais 3 e 6) e a última para o eixo localizado na parte posterior dos pedais (Canais 2 e 4). As cadeias de medidas propostas são apresentadas nas Figuras 34 a 36.

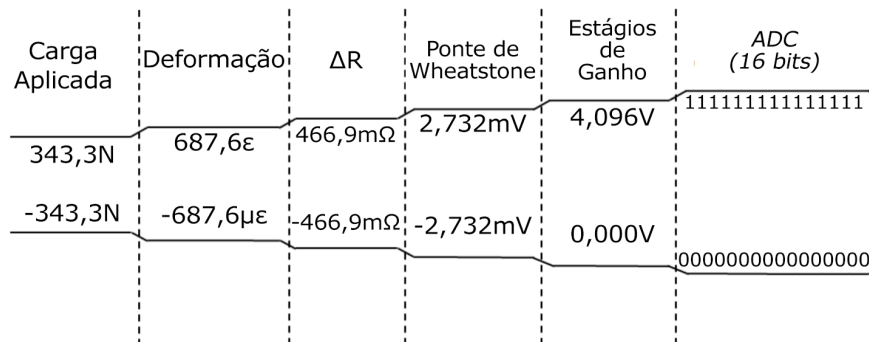


Figura 34: Cadeia de Medidas Proposta para os Canais 1 e 4.

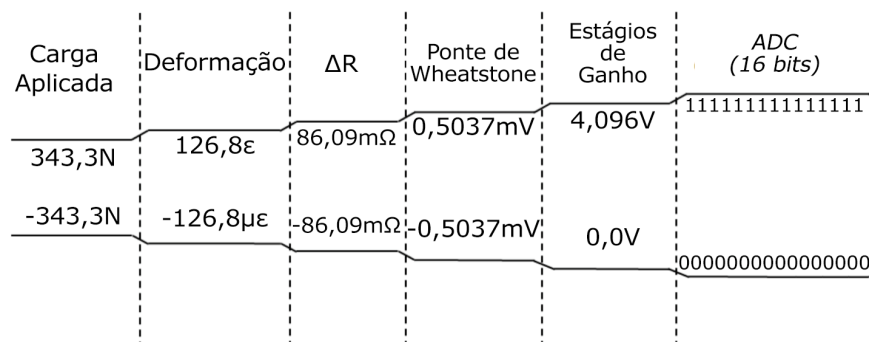


Figura 35: Cadeia de Medidas Proposta para os Canais 2 e 5.

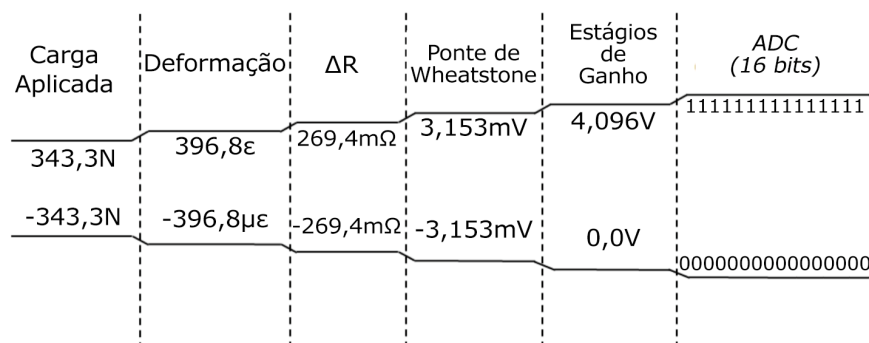


Figura 36: Cadeia de Medidas Proposta para os Canais 3 e 6.

A partir da análise das Cadeias de Medidas apresentadas nas Figuras 34 a 36, nota-se que os fundos de escala do carregamento é o mesmo em todos os canais, ou seja, 35kg (343,3N); além disso, nota-se que apesar da saída da ponte de *Wheatstone* apresentar como limite inferior da faixa de saída uma tensão elétrica negativa, a faixa de saída de tensão elétrica dos estágios de ganho apresenta apenas valores positivos, tendo em vista que a referência de tensão elétrica de cada um dos estágios de amplificação e filtragem é dada pelo terra virtual, que se encontra a 2,096V, que representa o meio de escala e, portanto, elimina a necessidade de um estágio de soma de tensão de *Offset*.

3.8 Sistema inteligente para análise quantitativa da técnica de pedalada

Como proposta para possibilitar uma comparação quantitativa entre os resultados obtidos entre diferentes ensaios, realizados pelo mesmo ciclista ou por ciclistas diferentes, desenvolveu-se um sistema inteligente, baseado em *Fuzzy*, apresentado em (PIGATTO; BALBINOT, 2018), que gera um *Score*, na faixa de 0% a 100%, que representa o nível de treinamento do ciclista. A escolha do desenvolvimento baseado em *Fuzzy*, ao invés de outros algoritmos como, por exemplo, *MultiLayer Perceptrons* (MINSKY; PAPERT, 1988), *Naive Bayes* (LARSEN, 2005), *Random Forest* (BREIMAN, 2001) ou *Support Vector Machines* (BEN-HUR; WESTON, 2010), é justificada pelo fato da metodologia possibilitar o uso de conceitos linguísticos (qualitativos) para definir variáveis quantitativas (SALA; ALBERTOS, 1998; AL-ODIENAT; AL-LAWAMA, 2008), o que confere maior facilidade na aplicação do conhecimento do especialista ao sistema, uma vez que boa parte dos conceitos utilizados por treinadores na área do esporte são expressados de forma qualitativa.

Sendo assim, implementou-se, através do *software* MATLAB[®] R2016b (versão estudante), um sistema de avaliação de treinamento baseado em Redes Neuro-Fuzzy Adaptativas (ANFIS), com três entradas: Potência média, desvio padrão da potência e assimetria bilateral. A estrutura simplificada do sistema desenvolvido é apresentada na Figura 37.

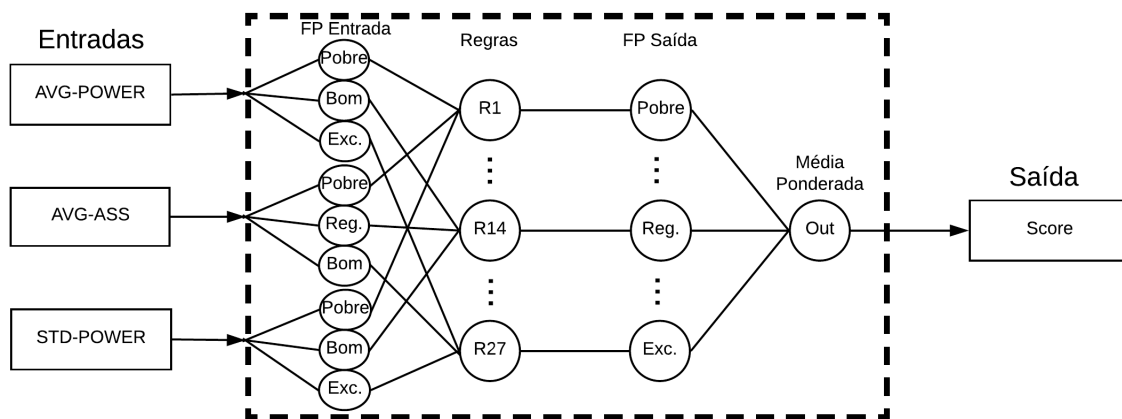


Figura 37: Estrutura simplificada do sistema ANFIS desenvolvido.

A partir da análise da Figura 37, nota-se que a entrada referente à potência média é denominada AVG-POWER, ao passo que a entrada que representa a assimetria bilateral média é denominada AVG-ASS, e a entrada que representa o desvio padrão da potência, foi denominada STD-POWER. Além disso, pode-se perceber que a lógica do sistema é composta por 27 regras e que a saída, denominada *Score*, é formada pela média ponderada da aplicação das regras. Dessa forma, o detalhamento do sistema desenvolvido é apresentado ao longo dos subcapítulos apresentados na Seção 3.8 deste trabalho.

3.8.1 Interface de Fuzzificação

Apesar do sistema ANFIS apresentar a vantagem de se adaptar aos dados utilizados durante o treinamento e, portanto, possibilitar o treinamento das redes neurais sem a definição de funções de pertinência preliminares, optou-se por defini-las baseando-se na literatura para as entradas que já possuem padrões bem estabelecidos, ou nos dados coletados. Sendo assim determinaram-se as funções de pertinência da Potência Média de entrada e da assimetria bilateral baseando-se em estudos anteriores, que apresentam valores de potência média máximos, em torno de 300W, (SANDERSON; HENNIG; BLACK, 2000a; LAZZARI; BALBINOT, 2011; BERTUCCI; ARFAOUI; POLIDORI, 2012; BALBINOT; MILANI; NASCIMENTO, 2014; OMAR et al., 2015) e assimetrias bilaterais de 0 a 60% (SMAK; NEPTUNE; HULL, 1999; CARPES et al., 2007, 2008; LAZZARI; BALBINOT, 2011; BALBINOT; MILANI; NASCIMENTO, 2014; PIGATTO et al., 2016). As funções de pertinência referentes ao desvio padrão da potência foram definidas com base

nos dados coletados ao longo de experimentos realizados com os voluntários. A Figura 38 apresenta as funções de pertinência de entrada preliminares.

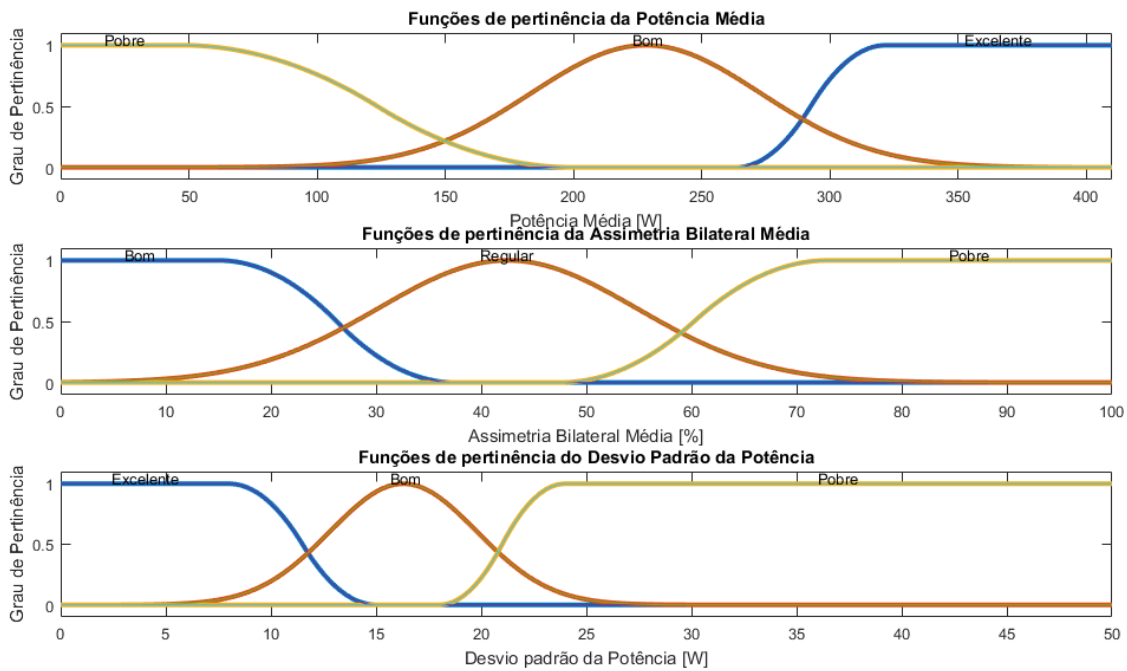


Figura 38: Funções de Pertinência de Entrada preliminares.

A partir da análise da Figura 38 nota-se que cada entrada é composta por três funções de pertinência que determinam o grau de pertinência da entrada com base em seu valor, convertendo as variáveis numéricas para o universo de discurso *Fuzzy*. Além disso, nota-se que todas as funções de pertinência utilizadas são formadas por funções sigmoideais (28), como apresentado na Equação, ou gaussianas, conforme a Equação (29), já que devem ter a distribuição mais próxima possível dos dados de entrada (DADIOS, 2012).

$$f(x|a|b) = \begin{cases} 0, & x \leq a; \\ 2\left(\frac{x-a}{b-a}\right)^2, & a \leq x \leq \frac{a+b}{2} \\ 1 - 2\left(\frac{x-a}{b-a}\right)^2, & \frac{a+b}{2} \leq x \leq b \\ 1, & x \geq b; \end{cases} \quad (28)$$

onde a representa a posição da curva extrema esquerda e b a posição da curva extrema esquerda.

$$f(x|\sigma|c) = e^{-\frac{(x-c)^2}{2\sigma^2}} \quad (29)$$

onde c representa o pico central e σ o desvio padrão da função gaussiana. Sendo assim, os

valores das constantes de cada uma das funções de pertinência preliminares é apresentado na Tabela 16.

Tabela 16: Parâmetros das funções de pertinência preliminares.

Potência Média			
Expressão Linguística	Parâmetros		Função
Excelente	$a = 263,3$	$b = 321,7$	Sigmoidal
Bom	$\sigma = 44,82$	$c = 228,2$	Gaussiana
Pobre	$a = 47,00$	$b = 200,0$	Sigmoidal
Assimetria Bilateral Média			
Expressão Linguística	Parâmetros		Função
Bom	$a = 15,00$	$b = 37,50$	Sigmoidal
Regular	$\sigma = 12,31$	$c = 42,50$	Gaussiana
Pobre	$a = 47,50$	$b = 73,00$	Sigmoidal
Desvio Padrão da Potência			
Expressão Linguística	Parâmetros		Função
Excelente	$a = 8,000$	$b = 15,00$	Sigmoidal
Bom	$\sigma = 3,486$	$c = 16,30$	Gaussiana
Pobre	$a = 18,00$	$b = 24,00$	Sigmoidal

3.8.2 Lógica ANFIS e Defuzzificação

Como sistemas ANFIS necessitam de um número de regras igual ao número de combinações possíveis das funções de pertinência de entradas, a lógica do sistema foi desenvolvida com base no conhecimento do especialista e o número de combinações possíveis das entradas do sistema. O conjunto de regras desenvolvido é apresentado na Tabela 17, onde PWR é a potência média, A.B. é a assimetria bilateral média, PSTD é o desvio padrão da potência e SC é o *Score*.

Através da análise da Tabela 17, nota-se que a lógica do sistema é composta por 27 regras, que determinam o consequente, com base na variável linguística atribuída ao valor de cada uma das entradas, após a etapa de fuzzyficação. É importante ressaltar que, apesar do sistema ser composto por três entradas, as duas mais importantes são a potência média e o desvio padrão da potência, uma vez que, mesmo que um ciclista apresentasse uma assimetria bilateral tratada como "Excelente", utilizando-se os termos linguísticos determinados no universo de discurso, se o nível de potência for "Pobre", seu desempenho também será "Pobre", conforme apresentado nas regras 1 a 9. Essa lógica é justificada pelo fato de que, mesmo que as outras entradas apresentem um valor

considerado "Bom" ou "Excelente", se a potência média for "Pobre", o desempenho do ciclista em pista será insatisfatório.

Tabela 17: Regras que definem a lógica do sistema ANFIS.

Regras
1. Se PWR é Pobre e A.B é Pobre e PSTD é Pobre então SC é Pobre
2. Se PWR é Pobre e A.B é Pobre e PSTD é Bom então SC é Pobre
3. Se PWR é Pobre e A.B é Pobre e PSTD é Exc. então SC é Pobre
4. Se PWR é Pobre e A.B é Reg. e PSTD é Pobre então SC é Pobre
5. Se PWR é Pobre e A.B é Reg. e PSTD é Bom então SC é Pobre
6. Se PWR é Pobre e A.B é Reg. e PSTD é Exc. então SC é Pobre
7. Se PWR é Pobre e A.B é Bom e PSTD é Pobre então SC é Pobre
8. Se PWR é Pobre e A.B é Bom e PSTD é Bom então SC é Pobre
9. Se PWR é Pobre e A.B é Bom e PSTD é Exc. então SC é Pobre
10. Se PWR é Bom e A.B é Pobre e PSTD é Pobre então SC é Pobre
11. Se PWR é Bom e A.B é Reg. e PSTD é Pobre então SC é Pobre
12. Se PWR é Bom e A.B é Bom e PSTD é Pobre então SC é Pobre
13. Se PWR é Bom e A.B é Pobre e PSTD é Bom então SC é Reg.
14. Se PWR é Bom e A.B é Reg. e PSTD é Bom então SC é Reg.
15. Se PWR é Bom e A.B é Bom e PSTD é Bom então SC é Reg.
16. Se PWR é Bom e A.B é Pobre e PSTD é Exc. então SC é Reg.
17. Se PWR é Bom e A.B é Reg. e PSTD é Exc. então SC é Bom
18. Se PWR é Bom e A.B é Bom e PSTD é Exc. então SC é Bom
19. Se PWR é Exc. e A.B é Pobre e PSTD é Pobre então SC é Reg.
20. Se PWR é Exc. e A.B é Reg. e PSTD é Pobre então SC é Bom
21. Se PWR é Exc. e A.B é Bom e PSTD é Pobre então SC é Bom
22. Se PWR é Exc. e A.B é Pobre e PSTD é Bom então SC é Bom
23. Se PWR é Exc. e A.B é Reg. e PSTD é Bom então SC é Bom
24. Se PWR é Exc. e A.B é Bom e PSTD é Bom então SC é M.B.
25. Se PWR é Exc. e A.B é Pobre e PSTD é Exc. então SC é M.B.
26. Se PWR é Exc. e A.B é Reg. e PSTD é Exc. então SC é Exc.
27. Se PWR é Exc. e A.B é Bom e PSTD é Exc. então SC é Exc.

Além disso, através das regras 19-21, nota-se que mesmo que a potência média seja considerada "Excelente", se o desvio padrão da potência for considerado "Pobre", o *Score* apresentará valores na faixa de "Regular" a "Bom", o que é importante, pois considera a resistência do atleta, tendo em vista que um desvio padrão alto indica que ele não foi capaz de manter a potência média ao longo de todos os ensaios. Portanto, as regras foram formuladas para avaliar o nível de treinamento do ciclista de uma forma mais abrangente do que métodos que consideram apenas a potência máxima ou média para avaliar o nível de treinamento de um ciclista.

Como o sistema foi desenvolvido em ANFIS, que, por sua vez, é baseado no método

de inferência Takagi-Sugeno (TAKAGI; SUGENO, 1985; SUGENO; KANG, 1988), a saída do sistema é calculada a partir da média ponderada dos resultados obtidos através da aplicação de cada regra.

3.9 Procedimento Experimental com Ciclistas

Para avaliar o comportamento do sistema desenvolvido, um experimento em blocos aleatorizados foi realizado em laboratório utilizando-se um rolo de treinamento, com sistema de frenagem magnética, marca *Btwin*, modelo IN'Ride 300. O protocolo de ensaio adotado consiste em um intervalo de coleta de dados com duração de 75s, onde os ciclistas foram instruídos a ajustar a altura do selim em uma altura próxima à utilizada em sua própria bicicleta e pedalar na maior velocidade que julgassem conseguir manter ao longo de 20 *sprints*, dos quais 10 foram realizados em uma intensidade de frenagem baixa (L) e o restante em uma intensidade de frenagem intermediária (3). O grupo de voluntários foi composto por 8 sujeitos com massa corporal $73,1 \pm 8,45\text{kg}$, estatura de $1,76 \pm 0,0584\text{m}$, idade de $30,7 \pm 4,20$ anos e diferentes níveis de treinamento dos quais: um é ciclista amador, quatro são ciclistas que pedalam ao menos duas vezes por semana, e três são ciclistas profissionais. Sendo assim, a cadência mantida por cada sujeito foi escolhida livremente. Para validar os resultados, realizou-se uma análise estatística através de um projeto de experimentos do tipo blocos aleatorizados. A partir dos dados coletados, as características de pedalada de cada ciclista foram analisadas utilizando-se o sistema ANFIS desenvolvido. A Figura 39 apresenta o sistema de pedais, montado na bicicleta.

A partir da análise da Figura 39, pode-se perceber os detalhes da montagem do sistema pedal-pedivela, onde o circuito de condicionamento foi alocado em uma caixa plástica fabricada em ABS e os marcadores passivos foram dispostos alinhados com o eixo horizontal central do pedal através de um suporte plástico preto fixado na caixa do circuito de condicionamento. Posteriormente à montagem e testes preliminares do sistema, ele foi alimentado à partir de uma fonte de tensão de 6,5V e os dados com cada sujeito foram coletados. A Figura 40 apresenta o aparato experimental utilizado ao longo dos ensaios Biomecânicos.

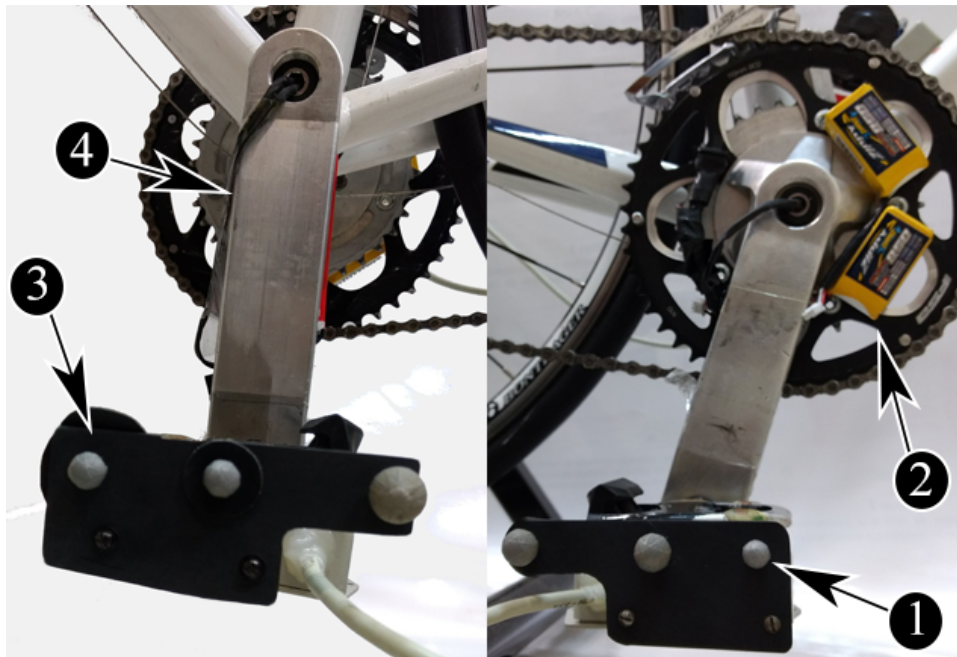


Figura 39: Sistema de pedais instalados na bicicleta: pedal direito (1) e esquerdo (2), com sistema de marcadores passivos para monitoração da posição do sistema pedal-pedivela; pedivela direito (3) e esquerdo (4), desenvolvidos por (PIGATTO et al., 2016).



Figura 40: Ensaio biomecânico realizado com ciclista.

Sendo assim, conforme apresentado na Figura 40, pode-se notar o posicionamento espacial das câmeras utilizadas para determinação da posição dos pedais e pedivelas e seus respectivos ângulos. Assim como a bicicleta, o rolo de treinamento e um dos sujeitos

pedalando ao longo de um dos ensaios realizados enquanto os sistemas realizam a coleta dos dados de forma paralela.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Resultados da Análise estrutural da célula de carga virtual

Com base no modelo virtual desenvolvido e apresentado na Seção 3.1.1 e no procedimento de análise de deformação da célula de carga experimental, apresentado na Seção 3.1.2, analisou-se a deformação relativa, em $[\mu\varepsilon]$, da extremidade frontal e laterais frontais do pedal para a aplicação de uma carga de 343,5N na região frontal do pedal, engastando-se seu eixo e a sua parte posterior. Por conseguinte, foi analisada a deformação relativa, em $[\mu\varepsilon]$, na região posterior do pedal, para aplicação de uma carga de 343,5N na região posterior dele engastando-se o eixo e a parte frontal da célula de carga virtual. As regiões de maior deformação, assim como o valor da deformação máxima, no ponto de cimentação de cada um dos extensômetros, são apresentadas nas Figuras 41 a 43.

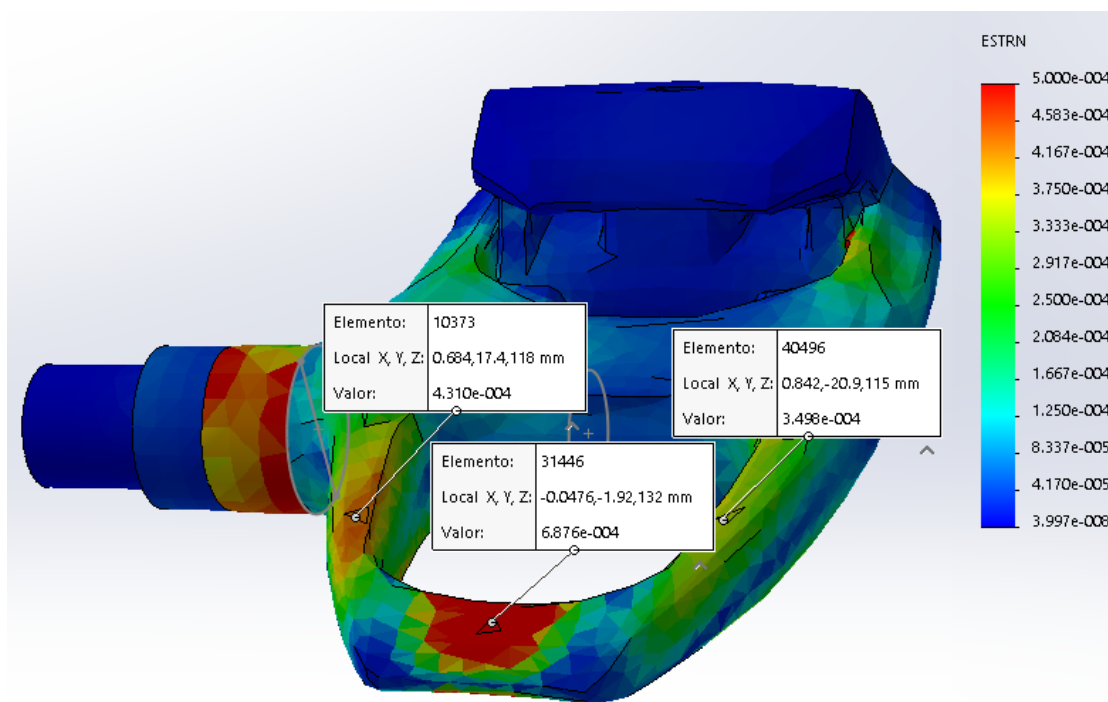


Figura 41: Simulação estática de deformação do pedal esquerdo, lado superior: aplicação de carga na região frontal, direção vertical.

A partir da análise da Figura 41, nota-se que a deformação na região frontal do pedal (área de cimentação dos extensômetros 5 e 6, conforme apresentado na Seção 3.1.3) é

de $687,6\mu\epsilon$, o que representa uma diferença em torno de $6,9\%$ em relação ao valor determinado como máximo para esta região a partir dos ensaios realizados com ciclistas amadores, cujo procedimento é abordado na Seção 3.2. Além disso, analisando-se também a Figura 42 nota-se que a deformação nos pontos de cimentação dos extensômetros 1, 2, 3 e 4, é de $366,64\mu\epsilon$, $440,1\mu\epsilon$, $431,0\mu\epsilon$ e $349,8\mu\epsilon$, respectivamente, o que representa uma deformação média de $396,8\mu\epsilon$ para esta região, resultando em uma diferença de, aproximadamente, $13,7\%$ em relação ao valor determinado como máximo para esta região.

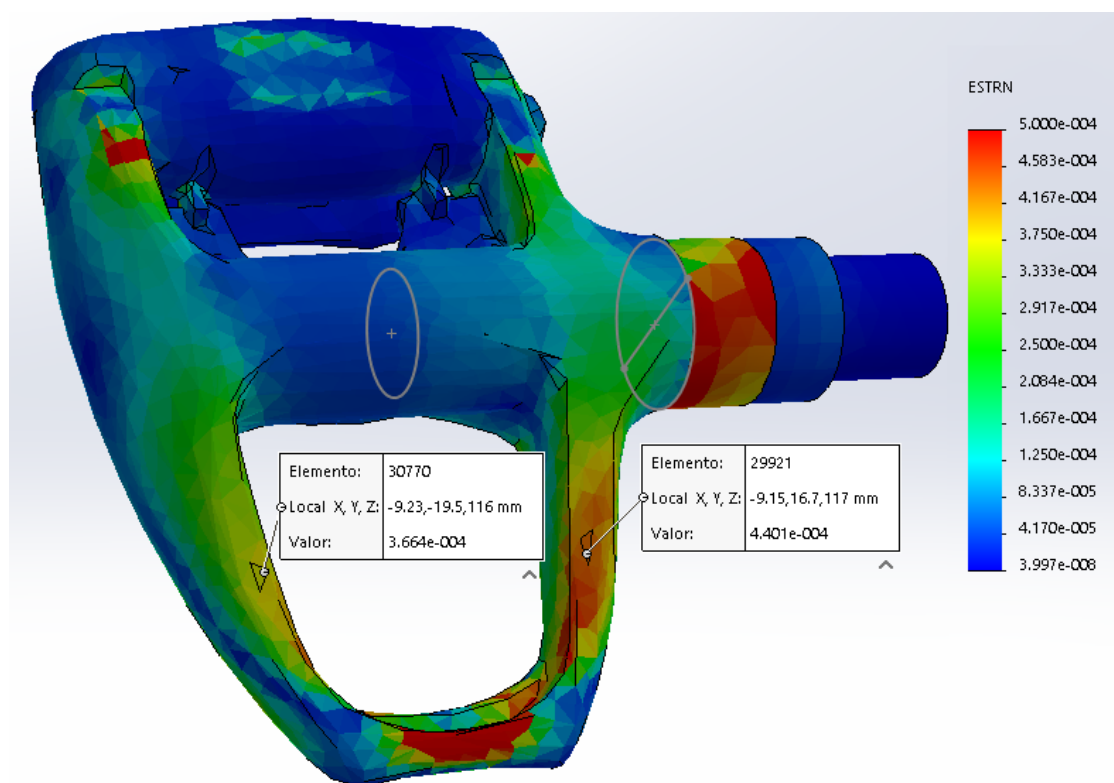


Figura 42: Simulação estática de deformação do pedal esquerdo, lado inferior: aplicação de carga na região frontal, direção vertical.

Analisando-se a Figura 43, pode-se perceber que a deformação na região posterior do pedal (área de cimentação dos extensômetros 7 e 8), é de $94,48\mu\epsilon$ e $159,1\mu\epsilon$, o que representa uma deformação média de $126,8\mu\epsilon$, resultando em uma diferença de $9,4\%$ em relação ao valor máximo determinado para esta região. Como as duas regiões de encaixe entre o *cleat* e o pedal ficam nas extremidades do pedal, ou seja, nas regiões frontal e na posterior, nota-se que a deformação na extremidade e laterais frontais do pedal ocorrem

devido à aplicação de força em um mesmo ponto, a extremidade frontal do pedal, o que faz com que haja um acoplamento total entre esses dois eixos de medida, ou seja, as medidas de deformação nessas duas regiões são fortemente correlacionadas.

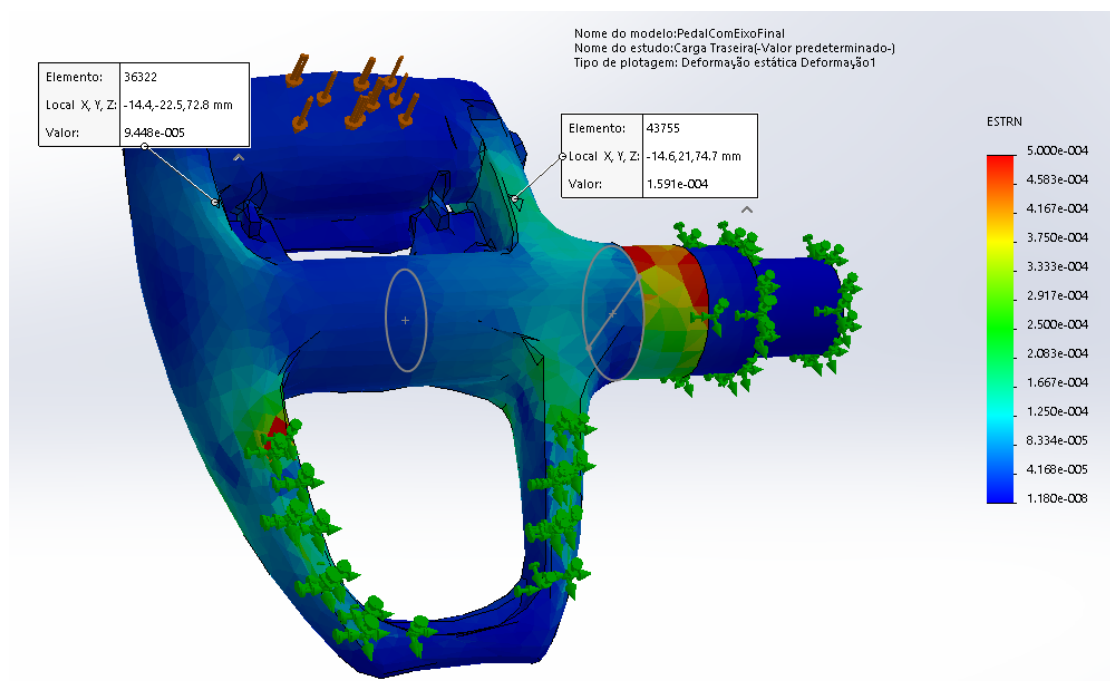


Figura 43: Simulação estática de deformação do pedal esquerdo, lado inferior: aplicação de carga na região posterior, direção vertical.

4.2 Determinação das Funções de Transferência Experimentais de Deformação

A partir dos valores de deformação obtidos executando-se o procedimento de calibração estática do sistema, apresentado na Seção 3.2, determinaram-se as funções de transferência experimentais de deformação relativa, em $[\mu m/m]$, em função da aplicação de carga mecânica, em [N]. Os resultados referentes ao pedal esquerdo são apresentados nas Figuras 44 e 45, ao passo que os resultados referentes ao pedal direito são apresentados nas Figuras 46 e 47.

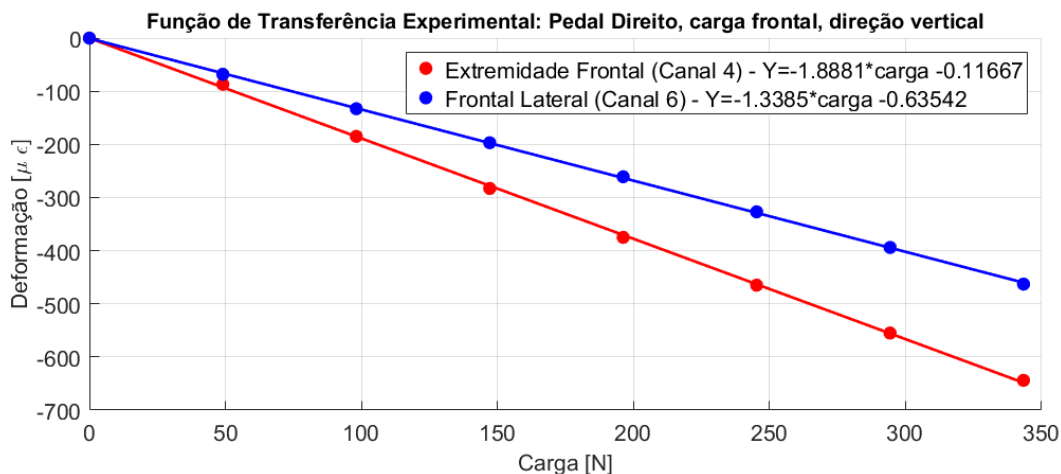


Figura 44: Função de transferência de deformação do pedal direito: aplicação de carga na parte frontal do pedal, direção vertical.

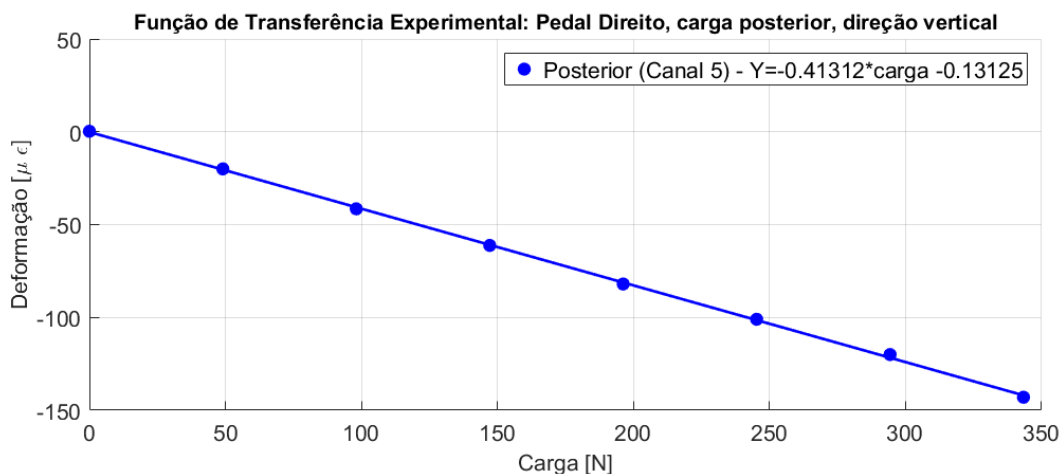


Figura 45: Função de transferência de deformação do pedal direito: aplicação de carga na parte posterior do pedal, direção vertical.

Através da análise das Figuras 44 e 46, nota-se que o módulo da deformação relativa máxima atingida na eixo de medida da extremidade frontal é de $644 \mu\epsilon$, no pedal direito, e $690 \mu\epsilon$, no pedal esquerdo, o que está acima do valor de $640 \mu\epsilon$, determinado anteriormente, e, portanto, foi considerado válido. Por conseguinte, percebe-se que o módulo da deformação relativa máxima, atingida no eixo de medida localizado nas laterais da parte frontal dos pedais, é de $463 \mu\epsilon$, no pedal direito, e $450 \mu\epsilon$, no pedal esquerdo, o que está acima do valor de $440 \mu\epsilon$, estando de acordo com o que fora determinado. Além disso, pode-se observar, para ambos os pedais, a dependência entre as deformações nos eixos de medida de deformação na extremidade frontal e nas laterais frontais do pedal, de forma que uma aplicação de força na parte frontal do pedal causa deformação em ambos os eixos

de medida.

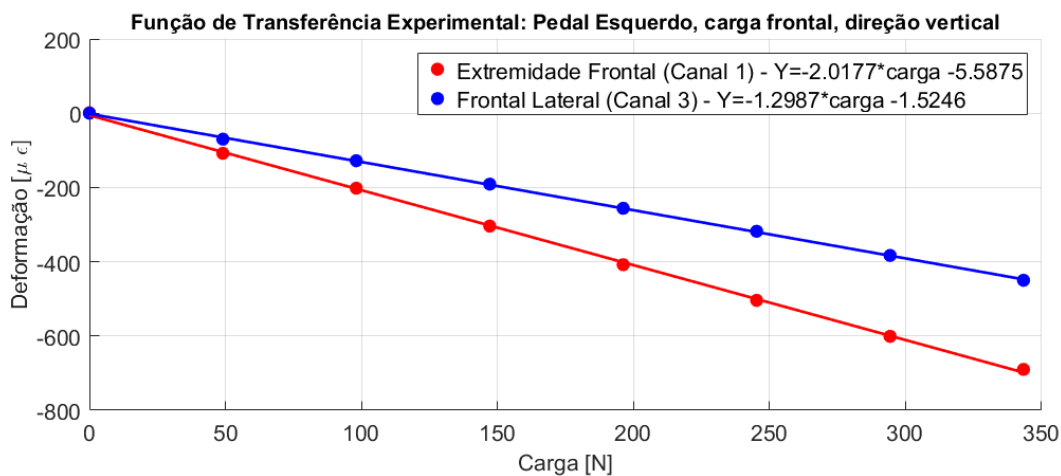


Figura 46: Função de transferência de deformação do pedal Esquerdo: aplicação de carga na parte frontal do pedal, direção vertical.

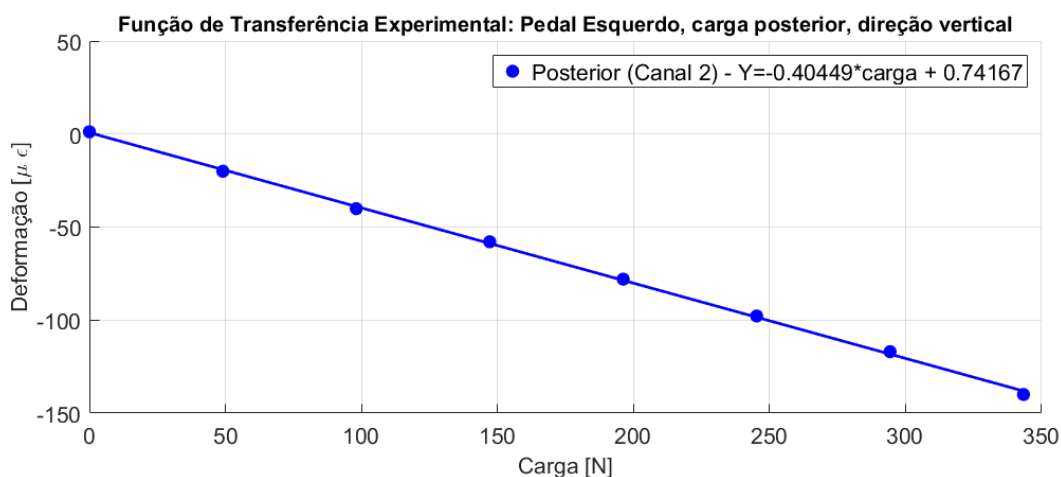


Figura 47: Função de transferência de deformação do pedal Esquerdo: aplicação de carga na parte posterior do pedal, direção vertical.

Por fim, analisando-se as Figuras 45 e 47, pode-se perceber que o módulo da deformação relativa máxima no eixo de medida posterior, para aplicação de carga na extremidade posterior do pedal, é de $143\mu\epsilon$, no pedal direito e $140\mu\epsilon$ no pedal esquerdo, o que está de acordo com o valor previamente determinado de $140\mu\epsilon$. A partir das curvas de calibração experimentais e das Equações (9), (12) e (14), determinou-se o erro de linearidade e a sensibilidade de cada um dos canais de medida desenvolvidos; os resultados obtidos são apresentados na Tabela 18.

Tabela 18: Características principais referentes à deformação da célula de carga.

<i>CH</i>	Carga [N]	Deformação [$\mu\varepsilon$]	Função Transferência [$\mu\varepsilon$]	Erro Lin. [%]	Sensibilidade [$\frac{\mu\varepsilon}{N}$]
1	$\pm 343,35$	± 690	$Y = -2,0177 \cdot \text{carga} - 5,5875$	0,606	-2,0177
2	$\pm 343,35$	± 140	$Y = -0,40449 \cdot \text{carga} + 0,74167$	0,664	-0,40449
3	$\pm 343,35$	± 450	$Y = -1,2987 \cdot \text{carga} - 1,5246$	0,519	-1,2987
4	$\pm 343,35$	± 644	$Y = -1,8881 \cdot \text{carga} - 0,11667$	0,437	-1,8881
5	$\pm 343,35$	± 143	$Y = -0,41312 \cdot \text{carga} - 0,13125$	0,599	-0,41312
6	$\pm 343,35$	± 463	$Y = -1,3385 \cdot \text{carga} - 0,63542$	0,302	-1,3385

Conforme os resultados apresentados na Tabela 18, nota-se que a deformação máxima ocorre no canal 1, para aplicação de carga na vertical, e que o erro de linearidade para todos os canais ficou abaixo de 0,6637%, sendo o erro de linearidade máximo o ocorrido no canal 2. Além disso, pode-se perceber, através da comparação das deformações experimentais máximas obtidas em cada canal, que os resultados estão compatíveis com os valores simulados para um mesmo carregamento; a diferença média encontrada entre o valor simulado e o medido é de 8,81%, enquanto a diferença máxima ocorre no canal 5 e tem valor de 14,3%, o que foi considerado um resultado satisfatório tendo em vista que vários fatores, como o posicionamento correto dos extensômetros, a modelagem geométrica da célula de carga virtual, e a escolha dos materiais corretos para cada parte da célula de carga são fatores críticos para que a deformação experimental seja equivalente à obtida através das simulações.

4.3 Validação do Circuito de Condicionamento

Com intuito de validar o funcionamento do circuito de condicionamento de sinais para cada canal, mediu-se o valor da tensão elétrica de saída da ponte de *Wheatstone*, quando o máximo carregamento mecânico foi aplicado, e a tensão de saída de cada um dos sucessivos estágios, além das tensões elétricas de referências. Considerando-se os valores medidos, determinaram-se os ganhos experimentais de cada um dos estágios, por canal. A Tabela 19 apresenta as tensões elétricas medidas e a Tabela 20 apresenta os ganhos experimentais por estágio, por canal.

Tabela 19: Saída de tensão elétrica de cada estágio, de cada canal, para carregamento máximo.

Canal	$V_{Ref/2}$ [V]	$V_{outPonte}$ [V]	V_{outIna} [V]	$V_{outGain1}$ [V]	$V_{outFilter}$ [V]	V_{out} [V]
1	2,0486	-0,0020393	2,0406	2,0141	1,7064	0,55230
2	2,0466	-0,00059537	2,0433	2,0236	1,8168	0,48846
3	2,0479	-0,0031919	2,0352	2,0007	1,5670	0,27696
4	2,0479	-0,0026558	2,0376	2,0036	1,5844	0,05910
5	2,0488	-0,00045806	2,0462	2,0320	1,8687	0,88990
6	2,0485	-0,0034913	2,0345	1,9965	1,5276	0,11480

Tabela 20: Ganho de tensão elétrica experimental referente a cada estágio de amplificação.

Canal	Estágio 1	Estágio 2	Estágio 3	Estágio 4	Ganho Total [V/V]
CH1	3,923	4,317	9,908	4,373	733,8
CH2	5,703	6,773	9,993	6,780	2617
CH3	3,984	3,714	10,18	3,682	554,8
CH4	3,903	4,277	10,46	4,290	748,9
CH5	5,713	6,405	10,74	6,436	2530
CH6	4,016	3,707	10,02	3,712	553,9

A partir da comparação entre os valores de ganho teóricos, apresentados na Tabela 11 com os valores de ganho obtidos experimentalmente, apresentados na Tabela 20, nota-se que existe uma diferença média de 4,26% entre o ganho total experimental, por canal, e o ganho total teórico, onde a maior diferença encontrada foi de 8,45%, no Canal 5. Sendo assim, consideraram-se esses valores aceitáveis, tendo em vista que os resistores utilizados no circuito de condicionamento têm tolerância de 1% do seu valor nominal.

Para validação do circuito de filtragem de sinal, através do procedimento experimental descrito na Seção 3.3.6, aplicou-se um sinal senoidal de entrada em cada um dos filtros e mediu-se a tensão elétrica de saída do respectivo filtro; posteriormente, realizou-se a comparação de magnitude e fase do sinal de entrada e saída. Os resultados obtidos para o filtro passa baixas do Canal 1 são apresentados na Figura 48. Analisando-se a Figura 48, nota-se que o filtro apresenta, na faixa de passagem de interesse, um ganho de 20dB, o que representa um ganho em tensão elétrica de 10[V/V] e está de acordo com o proposto no projeto. Além disso, pode-se perceber uma atenuação de aproximadamente 45dB entre a faixa de passagem e a frequência de aquisição (100Hz), o que foi considerado adequado ao projeto, uma vez que as possíveis harmônicas, neste sistema, são desprezíveis.

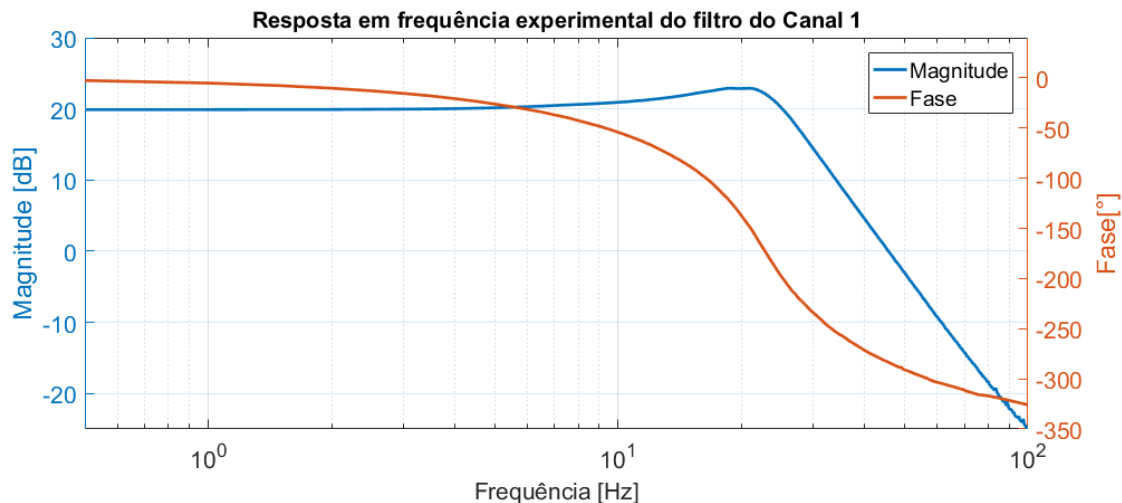


Figura 48: Função de transferência de tensão elétrica do filtro passa baixas do Canal 1.

Por fim, realizou-se a mesma análise para os outros canais, constatando-se o funcionamento correto de todos os filtros e, por esse motivo, optou-se por apresentar apenas o resultado respectivo ao Canal 1.

4.4 Determinação das Funções de Transferência Experimentais de Tensão

A partir dos valores de tensão elétrica obtidos executando-se o procedimento de calibração estática do sistema, apresentado na Seção 3.4, determinaram-se as funções de transferência experimentais de saída de tensão elétrica, em [V], em função da aplicação de carga, em [N], para cada um dos eixos de medida. Os resultados referentes ao pedal esquerdo são apresentados nas Figuras 51 e 52, ao passo que os resultados referentes ao pedal direito são apresentados nas Figuras 49 e 50. Os erros de linearidade e a sensibilidades de cada um dos canais de medidas desenvolvido foram determinados de acordo com as Equações (9), (12) e (14) e os resultados obtidos são apresentados na Tabela 21.

Levando-se em conta os resultados apresentados na Tabela 21, nota-se que a sensibilidade média é de $-5,5206 \frac{mV}{N}$ para os Canais 1 e 4, $-4,2395 \frac{mV}{N}$ para os Canais 2 e 5 e $-6,167 \frac{mV}{N}$ para os Canais 3 e 6. A maior diferença na sensibilidade entre os pedais, considerando-se um mesmo eixo de medida, é de 12,5%, e ocorre entre os Canais 2 e 5; para os outros canais, a diferença observada foi abaixo de 2,4%.

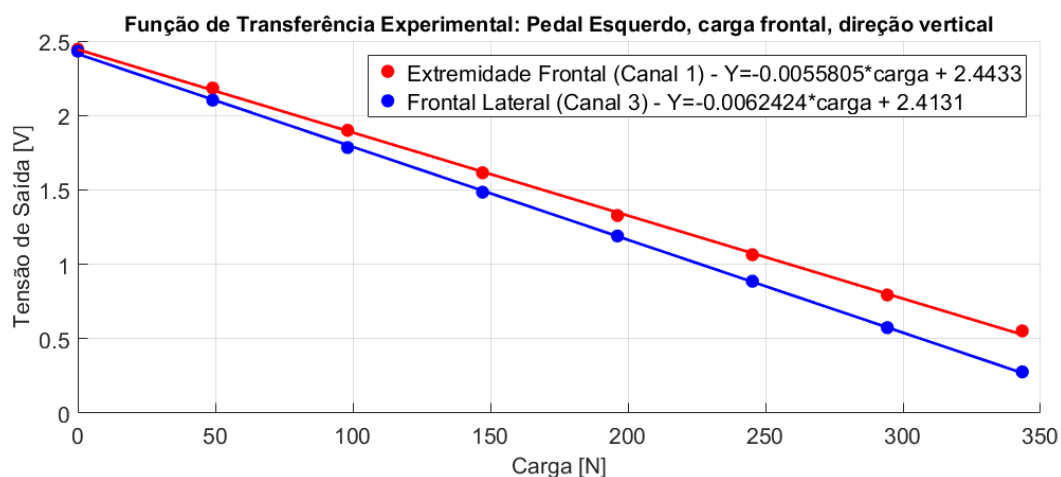


Figura 49: Função de transferência de tensão elétrica do pedal Esquerdo: aplicação de carga na parte frontal do pedal, direção vertical.

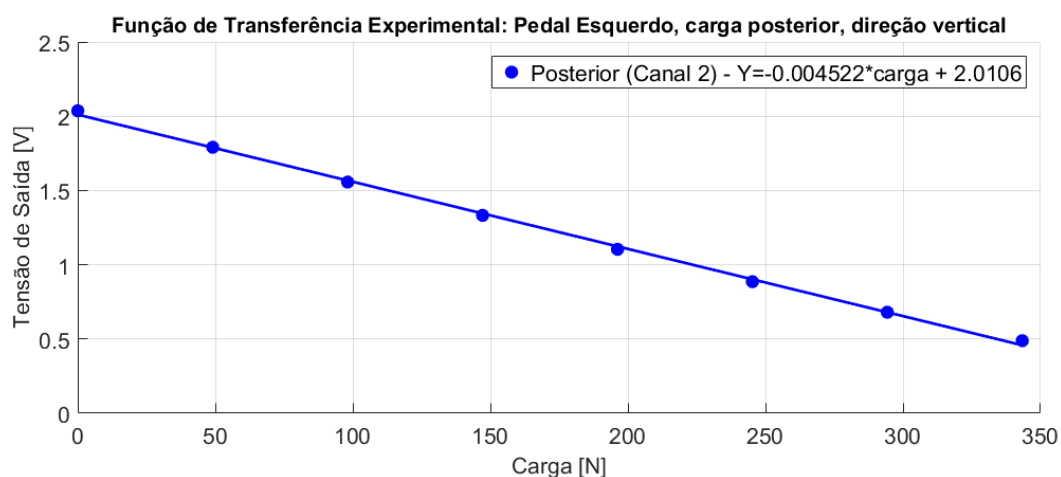


Figura 50: Função de transferência de tensão elétrica do pedal Esquerdo: aplicação de carga na parte posterior do pedal, direção vertical.

Tabela 21: Características principais referentes à tensão elétrica de saída da célula de carga.

CH	Carga [N]	Tensão Elétrica Saída [V]	Função Transferência [mV]	Erro Linearidade [%]	Sensibilidade [$\frac{mV}{N}$]
1	$\pm 343,35$	$2,4433 \pm 1,9161$	$Y = -5,5805 \cdot c + 2443,3$	0,513	-5,5805
2	$\pm 343,35$	$2,0106 \pm 1,5526$	$Y = -4,5220 \cdot c + 2010,6$	0,747	-4,5220
3	$\pm 343,35$	$2,4131 \pm 2,1433$	$Y = -6,2424 \cdot c + 2413,1$	0,396	-6,2424
4	$\pm 343,35$	$1,9179 \pm 1,8749$	$Y = -5,4607 \cdot c + 1917,9$	0,743	-5,4607
5	$\pm 343,35$	$2,2239 \pm 1,3586$	$Y = -3,9570 \cdot c + 2223,9$	0,552	-3,9570
6	$\pm 343,35$	$2,2185 \pm 2,0916$	$Y = -6,0916 \cdot c + 2218,5$	0,360	-6,0916

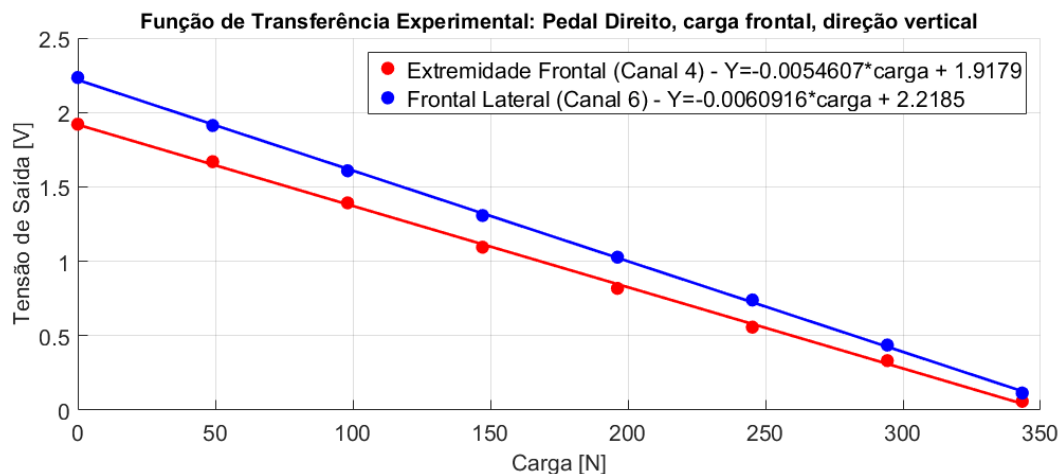


Figura 51: Função de transferência de tensão elétrica do pedal direito: aplicação de carga na parte frontal do pedal, direção vertical.

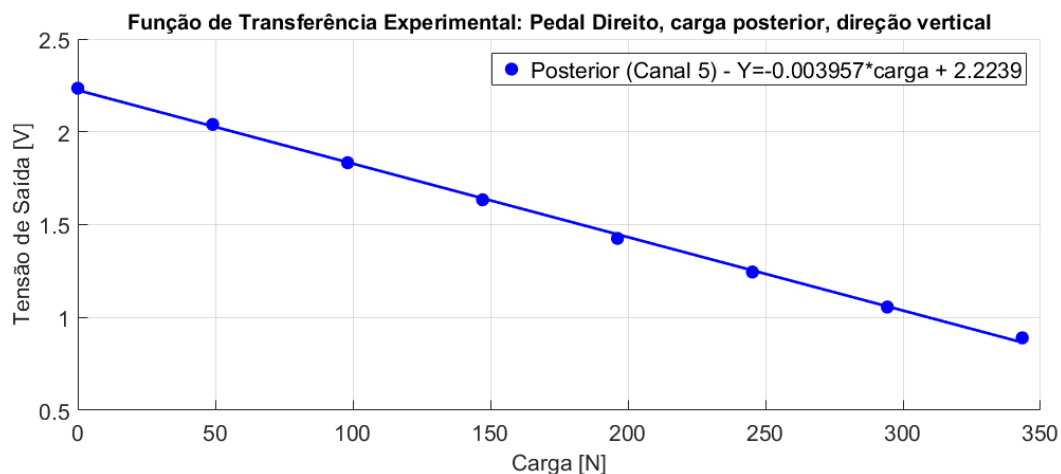


Figura 52: Função de transferência de tensão elétrica do pedal direito: aplicação de carga na parte posterior do pedal, direção vertical.

Essa variação da sensibilidade entre os pedais, para um mesmo eixo de medidas, pode ocorrer por diversas questões como, por exemplo, a posição geométrica de cimentação dos extensômetros, diferenças dimensionais entre os pedais e a própria tolerância dos componentes utilizados para o ajuste dos ganhos dos circuitos de condicionamento. Além disso, nota-se que a sensibilidade de todos os canais apresenta valor negativo, o que ocorre porque a carga mecânica, durante o processo de determinação das funções de transferência experimentais de saída de tensão elétrica, foi aplicada na direção vertical, sentido para cima. O procedimento foi realizado desta forma para evitar a aplicação de força sobre os extensômetros de números 5 e 6, o que poderia afetar as medidas ou vir a danificá-los. Por fim, percebe-se que o erro de linearidade, para todos os canais, ficou abaixo de 0,75%.

4.5 Cadeias de Medidas Experimentais

As cadeias de medidas experimentais apresentam os valores de entrada e saída medidos em cada uma das etapas do sistema desenvolvido, partindo-se, neste caso, do carregamento mecânico, para a deformação, variação da resistência, dentre outras etapas, até chegar-se à saída do sistema, em carga, novamente. Portanto, os resultados referentes as deformações obtidas através da aplicação de carga mecânica em cada eixo foram apresentados na Seção 4.2, ao passo que os resultados referentes à tensão elétrica de saída de cada estágio, de cada canal, assim como os ganhos em cada um dos estágios presentes no circuito condicionador de sinais foram apresentados na Seção 4.4; sendo assim, a partir dos dados obtidos, elaboraram-se as cadeias de medidas experimentais apresentadas nas Figuras 53 a 58.

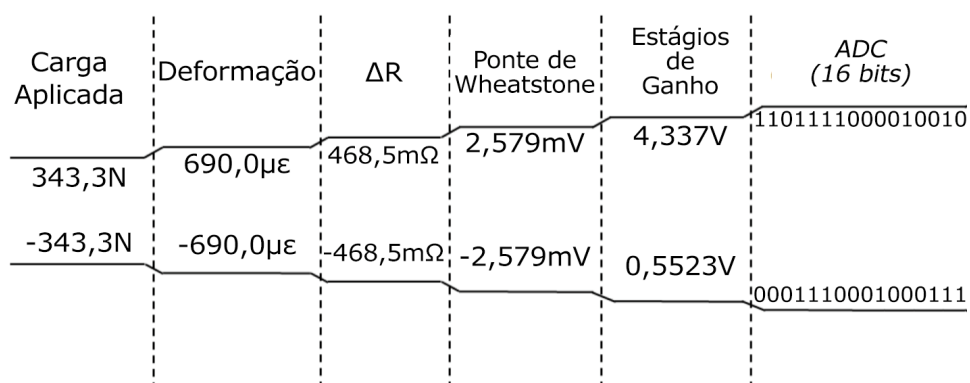


Figura 53: Cadeia de Medidas Experimental para o Canal 1.

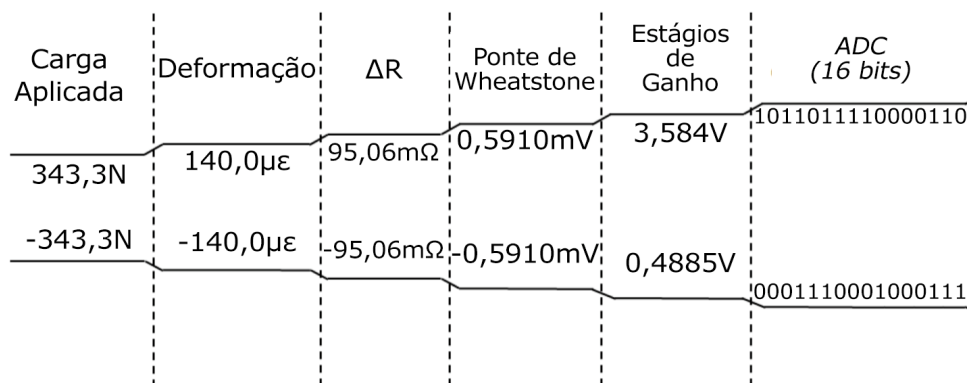


Figura 54: Cadeia de Medidas Experimental para o Canal 2.

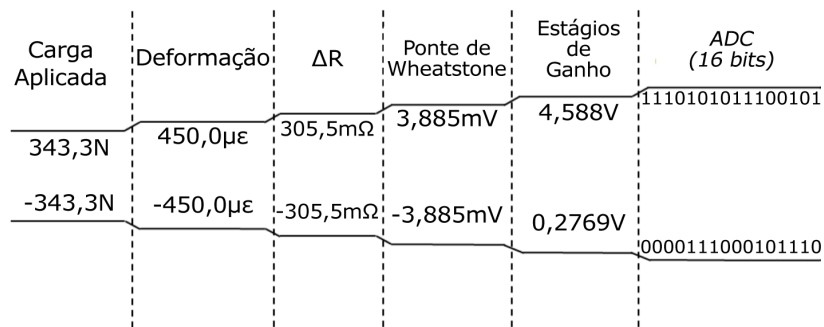


Figura 55: Cadeia de Medidas Experimental para o Canal 3.

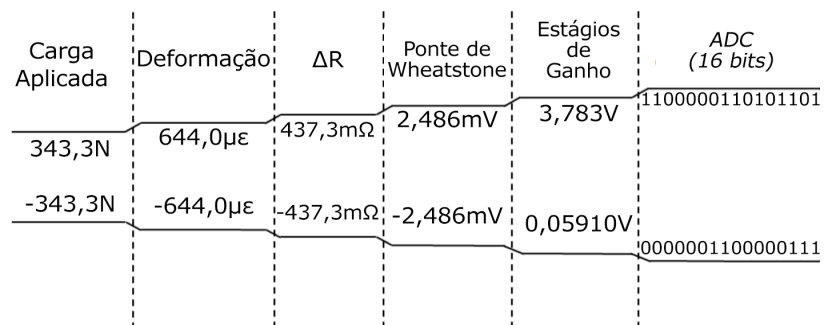


Figura 56: Cadeia de Medidas Experimental para o Canal 4.

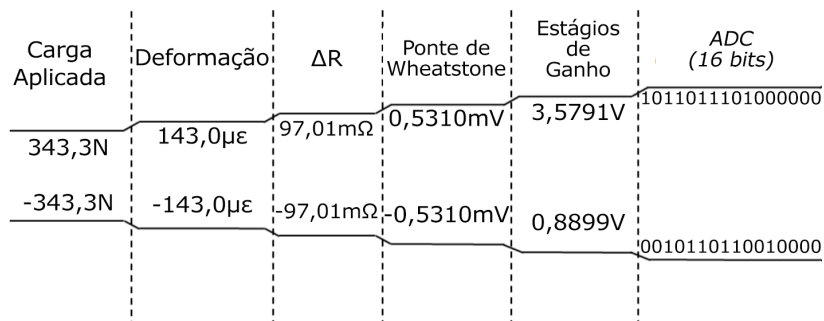


Figura 57: Cadeia de Medidas Experimental para o Canal 5.

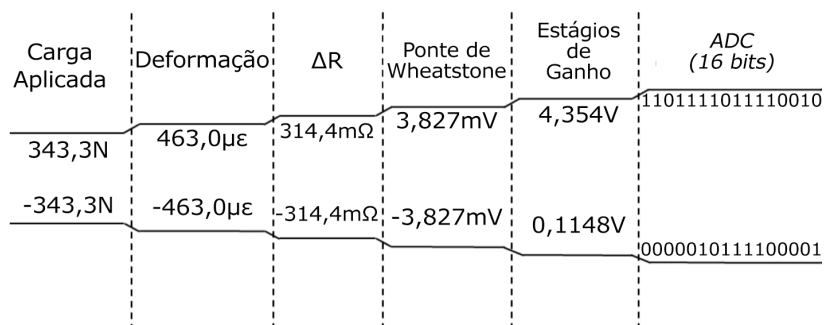


Figura 58: Cadeia de Medidas Experimental para o Canal 6.

A partir da comparação entre as Cadeias de Medidas Propostas, apresentadas na Seção 3.7, com as cadeias de medidas Experimentais, pode-se salientar que existem algumas diferenças entre os valores das faixas de medidas das etapas propostas em relação às mesmas etapas experimentais. As principais diferenças são ocasionadas na etapa de deformação onde às faixas de deformação medidas apresentaram uma diferença média de 8,81% em relação as faixas simuladas, o que foi considerado um resultado satisfatório, já que os valores experimentais dependem de uma série de fatores como, por exemplo, pequenas diferenças entre o ponto de cimentação do extensômetro na célula de carga experimental, em relação ao ponto definido através da análise do modelo virtual. Por consequência, os limites dos valores de resistência elétrica de saída e da tensão elétrica de saída da ponte de *Wheatstone* também são afetados, uma vez que são linearmente dependentes da deformação. Como os valores dos ganhos foram fixados por canal, também se pode notar uma diferença entre as faixas de tensão elétrica de saída da etapa que compreende os estágios de ganho, uma vez que, para um mesmo ganho teórico, diferentes faixas de deformação dos extensômetros serão responsáveis por diferenças nas faixas de tensão elétrica de saída; no entanto, como o objetivo de projeto era garantir a excursão de sinal dentro dos limites de 0 a 5V, considerou-se que as faixas de tensão elétrica de saída são adequadas.

4.6 Análise simplificada de Incertezas

Nesta seção, são apresentados os resultados referentes à análise da propagação de incertezas no sistema de medidas desenvolvido a partir do pedal instrumentado. Para realização da análise, seguiu-se a metodologia clássica, padronizada e apresentada em (ISO/IEC, 2008), abordando-se as incertezas ocasionadas pela variabilidade, em relação ao valor nominal, do valor dos componentes utilizados na composição dos blocos que compõem a parte analógica do sistema. Dessa forma, dividiu-se o sistema analógico em blocos, conforme apresentado na Figura 59, e analisou-se a incerteza combinada apenas em relação ao equilíbrio da Ponte de *Wheatstone* e da sensibilidade dos canais analógicos, conforme apresentado a seguir.

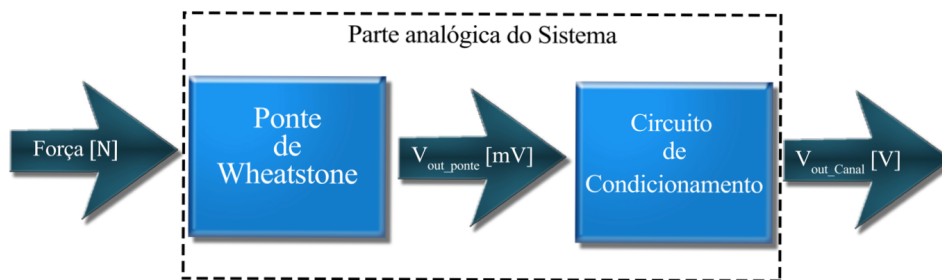


Figura 59: Diagrama de blocos da parte analógica do sistema.

Para determinar a incerteza padrão do Tipo B referente a cada componente presente no circuito, considerou-se que o valor da tolerância, especificado pelo fabricante, segue uma distribuição retangular com infinitos graus de liberdade e, portanto, pode ser representada pela Equação (30). Além disso, realizou-se a análise considerando que as incertezas padrão referentes a cada componente do circuito, que culminarão para o cálculo da incerteza combinada, são descorrelacionadas.

$$\sigma = \frac{ValorNominal.Tolerancia}{\sqrt{3}} \quad (30)$$

onde σ é a incerteza padrão do componente, de mesma unidade que o seu *ValorNominal*, *Tolerancia* é o valor percentual da tolerância especificado pelo fabricante do componente utilizado e *ValorNominal* é o valor nominal do componente em questão.

4.6.1 Análise de incertezas referente ao equilíbrio da Ponte de *Wheatstone*

A primeira fonte de incerteza considerada é a da tensão elétrica de saída da Ponte de *Wheatstone* e tem origem na tolerância dos componentes que compõem a ponte. Neste projeto foram utilizadas pontes em configuração de Ponte Completa, compostas por 4 extensômetros e Meia Ponte, compostas por 2 extensômetros e dois resistores, portanto, a análise será realizada para os dois casos. Para ambos os casos, considerou-se que uma ponte de *Wheatstone* teórica tem saída de tensão elétrica nula quando está em equilíbrio, ou seja, quando não há carga aplicada à célula de carga e os resistores que completam a ponte apresentam mesmo valor de resistência elétrica. Neste caso, a tensão elétrica de saída de cada braço da ponte (V_a e V_b , conforme apresentado na Figura 22) será igual à metade da tensão elétrica de referência e pode ser representado pelas Equações (31)

e (32).

$$V_a = V_b = V_{\text{ref}} \cdot \frac{R_{\text{SG4}}}{R_{\text{SG1}} + R_{\text{SG4}}} \quad (31)$$

$$V_a = V_b = V_{\text{ref}} \cdot \frac{R_{\text{SG6}}}{R_{\text{SG6}} + R_{\text{350R}}} \quad (32)$$

onde V_{ref} é a tensão elétrica de referência em [V], R_{SG4} é a resistência elétrica do extensômetro 4, em [Ω], R_{SG1} é a resistência elétrica do extensômetro 1, em [Ω], referentes aos Canais 3 e 6, R_{SG6} é a resistência elétrica do Extensômetro 6 em [Ω] e R_{350R} é resistência elétrica do resistor que completa a pontes de *Wheatstone*, em [Ω], referente aos Canais 1 e 4.

Sendo assim, considerando que o valor nominal da resistência elétrica dos extensômetros utilizados neste projeto é de 350[Ω], com incerteza de 0,707[Ω], e que foram utilizados dois resistores em série, um de 348[Ω], com incerteza de 3,48[Ω] e outro de 4,7[Ω] com incerteza de 0,047[Ω], para composição de cada resistência que completa as pontes de *Wheatstone*, denominada R_{350R} , e que a tensão nominal de referência tem valor de 4,096V, com incerteza de 0,008192V, tem-se que o valor da incerteza combinada para saída de tensão elétrica de cada um dos braços da ponte de *Wheatstone* é determinado de acordo com as Equações (33) e (34).

$$u_{c \text{ } V_{\text{a ponte completa}}} = \sqrt{\frac{\partial V_a^2}{\partial V_{\text{ref}}} \cdot \sigma_{V_{\text{ref}}}^2 + \frac{\partial V_a^2}{\partial R_{\text{SG1}}} \cdot \sigma_{R_{\text{SG1}}}^2 + \frac{\partial V_a^2}{\partial R_{\text{SG4}}} \cdot \sigma_{R_{\text{SG4}}}^2} \quad (33)$$

$$u_{c \text{ } V_{\text{a ponte completa}}} = 6,62mV$$

$$u_{c \text{ } V_{\text{a meia ponte}}} = \sqrt{\frac{\partial V_a^2}{\partial V_{\text{ref}}} \cdot \sigma_{V_{\text{ref}}}^2 + \frac{\partial V_a^2}{\partial R_{\text{SG1}}} \cdot \sigma_{R_{\text{SG1}}}^2 + \frac{\partial V_a^2}{\partial R_{\text{348}}} \cdot \sigma_{R_{\text{348}}}^2 + \frac{\partial V_a^2}{\partial R_{\text{4,7}}} \cdot \sigma_{R_{\text{4,7}}}^2} \quad (34)$$

$$u_{c \text{ } V_{\text{a meia ponte}}} = 3,76mV$$

Portanto, a tensão elétrica de saída de cada um dos braços das pontes de *Wheatstone* pode ser representada pela Equação (35) para os Canais 1, 2, 4 e 5 e pela Equação (36) para os

Canais 3 e 6.

$$V_a = V_b = 2,048V \pm 3,76mV \quad (35)$$

$$V_a = V_b = 2,048V \pm 6,62mV \quad (36)$$

Dessa forma, nota-se que a tensão elétrica de saída dos braços da ponte de *Wheatstone* pode assumir valores diferentes de zero, mesmo quando não há nenhuma carga aplicada na célula de carga, o que justifica a utilização do circuito de ajuste de zero utilizado neste trabalho e apresentado na Seção 3.3.3, o qual ajusta a tensão elétrica do braço V_a , possibilitando o equilíbrio da ponte e compensando a diferença entre os valores dos componentes que a compõem.

4.6.2 Análise de incerteza referente à sensibilidade da parte analógica do sistema

Como a parte analógica do sistema é composta por vários estágios de ganho de tensão elétrica, cujos componentes que os compõem não são ideais, ou seja, apresentam uma tolerância, as diferenças entre os valores nominais e os valores experimentais de cada componente geram uma incerteza na medida. Essa, por sua vez, afeta apenas a sensibilidade do circuito, uma vez que o nível de *Offset* na saída é ajustável através do circuito de ajuste de zero já mencionado. Portanto, as sensibilidades dos Canais 1 a 6 podem ser determinadas de acordo com as Equações (14), (12) e 23; a sensibilidade referente ao Canal 1 é apresentada na Equação (37).

$$S_{\text{outCH1}} = \frac{\partial V_{\text{outCH1}}}{\partial \varepsilon}$$

$$S_{\text{outCH1}} = (G_1 \cdot G_2 \cdot G_3 \cdot G_4 \cdot K \cdot V_{\text{refCH1}}) V$$

$$S_{\text{outCH1}} = \left(\left(1 + \frac{100k\Omega}{R_G} \right) \cdot \left(1 + \frac{R_{21}}{R_{28}} \right) \cdot \frac{R_{23} + R_{22}}{R_{22}} \cdot \frac{R_{25} + R_{24}}{R_{24}} \cdot \left(1 + \frac{R_{20}}{R_{29}} \right) \cdot K \cdot V_{\text{refCH1}} \right) V \quad (37)$$

onde V_{outCH1} é a saída de tensão elétrica do Canal 1, G_1 a G_4 são os ganhos em cada um dos estágios do circuito condicionador de sinais, V_{refCH1} é a tensão elétrica de referência de alimentação da ponte de *Wheatstone* do Canal 1, K é o fator *gage* dos extensômetros utilizados no projeto, e R_n são os resistores que estabelecem os ganhos de cada estágio

de amplificação de sinal do Canal 1. Portanto, a incerteza combinada referente à sensibilidade do Canal 1 é apresentada na Equação (38).

$$\begin{aligned}
 u_{c S_{\text{outCH1}}} = & \left\{ \left(\frac{\partial V}{\partial R_G} \right)^2 \cdot (\sigma_{R_G})^2 + \left(\frac{\partial V}{\partial R_{21}} \right)^2 \cdot (\sigma_{R_{21}})^2 + \left(\frac{\partial V}{\partial R_{28}} \right)^2 \cdot (\sigma_{R_{28}})^2 \right. \\
 & + \left(\frac{\partial V}{\partial R_{22}} \right)^2 \cdot (\sigma_{R_{22}})^2 + \left(\frac{\partial V}{\partial R_{23}} \right)^2 \cdot (\sigma_{R_{23}})^2 + \left(\frac{\partial V}{\partial R_{24}} \right)^2 \cdot (\sigma_{R_{24}})^2 + \left(\frac{\partial V}{\partial R_{25}} \right)^2 \cdot (\sigma_{R_{25}})^2 \\
 & \left. + \left(\frac{\partial V}{\partial R_{20}} \right)^2 \cdot (\sigma_{R_{20}})^2 + \left(\frac{\partial V}{\partial R_{29}} \right)^2 \cdot (\sigma_{R_{29}})^2 + \left(\frac{\partial V}{\partial K} \right)^2 \cdot (\sigma_K)^2 + \left(\frac{\partial V}{\partial V_{\text{refCH1}}} \right)^2 \cdot (\sigma_{V_{\text{refCH1}}})^2 \right\}^{\frac{1}{2}} \\
 & u_{c S_{\text{outCH1}}} = 41,9 \frac{V}{\varepsilon} \\
 S_{\text{outCH1}} = & (2915,3 \pm 41,9) \frac{V}{\varepsilon} = (2915,3 \pm 1,44\%) \frac{V}{\varepsilon} \\
 & (38)
 \end{aligned}$$

onde $u_{c S_{\text{outCH1}}}$ é a incerteza combinada para a sensibilidade do Canal 1, em $[\frac{V}{\varepsilon}]$ e S_{outCH1} é a sensibilidade do Canal 1, em $[\frac{V}{\varepsilon}]$.

Portanto, a incerteza combinada referente à sensibilidade dos outros canais foi determinada de forma semelhante e é apresentada na Tabela 22, juntamente com a incerteza expandida, considerando-se um fator de cobertura igual a 95% ($k=2$).

Tabela 22: Incerteza Combinada e Expandida, referente à sensibilidade, por canal.

Canal	Sensibilidade $[\frac{V}{\varepsilon}]$	Incerteza Padrão		Incerteza Expandida	
		Sensibilidade $[\frac{V}{\varepsilon}]$	$[\%]$	Sensibilidade $[\frac{V}{\varepsilon}]$	$[\%]$
1	2915,3	41,9	1,44	83,9	2,88
2	10398	156	1,50	312	3,01
3	4408,7	29,6	0,672	59,2	1,34
4	2975,3	41,9	1,41	83,9	2,82
5	10051	156	1,55	312	3,11
6	4401,2	29,6	0,673	59,2	1,35

A partir dos valores da incerteza expandida apresentados na Tabela 22, nota-se que, para uma cobertura de 95% dos casos, a incerteza expandida média por canal é de 2,42%, ao passo que a incerteza expandida máxima ocorre no Canal 5 e apresenta valor 3,11%. Tendo em vista que este é um protótipo e que, portanto, é possível determinar experimentalmente a sensibilidade de cada canal com base nos ganhos experimentais, já apresentados na Seção 4.3, determinou-se a incerteza experimental da sensibilidade de cada

canal considerando-se a incerteza de medida de tensão elétrica declarada pelo fabricante do multímetro digital utilizado na determinação dos ganhos experimentais, cujos valores são apresentados na Tabela 12. Portanto, os valores das incertezas experimentais referentes às medidas de tensão elétrica utilizadas para determinação do ganho experimental de cada canal são apresentadas na Tabela 23 e a incerteza referente à sensibilidade de cada canal é apresentada na Tabela 24.

Tabela 23: Incerteza da saída de tensão elétrica de cada estágio, por canal, para carregamento máximo.

Canal	$V_{Ref/2}$ [μV]	$V_{outPonte}$ [μV]	V_{outIna} [μV]	$V_{outGain1}$ [μV]	$V_{outFilter}$ [μV]	V_{out} [μV]
1	99,167	3,4245	98,975	98,338	90,954	20,807
2	99,120	3,4780	99,038	98,568	93,604	19,211
3	99,149	3,3819	98,844	98,016	87,607	13,924
4	99,150	3,4017	98,901	98,086	88,025	5,7867
5	99,171	3,4831	99,108	98,769	94,850	29,248
6	99,165	3,3708	98,828	97,917	86,664	9,8700

Tabela 24: Incerteza experimental Combinada e Expandida, referente à sensibilidade, por canal.

Canal	Sensibilidade [$\frac{V}{\varepsilon}$]	Incerteza Padrão		Incerteza Expandida	
		Sensibilidade [$\frac{V}{\varepsilon}$]	[%]	Sensibilidade [$\frac{V}{\varepsilon}$]	[%]
1	2915,3	5,14	0,176	10,3	0,352
2	10398	61,9	0,595	123	1,19
3	4408,7	4,96	0,112	9,91	0,225
4	2975,3	3,97	0,134	7,94	0,267
5	10051	78,1	0,777	156	1,55
6	4401,2	4,50	0,102	9,00	0,205

Através dos valores das incertezas apresentados na Tabela 24, nota-se uma redução média de 76% em relação à incerteza determinada a partir dos valores de tolerância dos componentes utilizados no projeto. Essa redução se deve ao fato de ter-se utilizado um equipamento comercial que agregou uma incerteza máxima de $108,7\mu V$ às medidas de tensão elétrica efetuadas em cada ponto do circuito e, portanto, permitiu determinarem-se os ganhos em cada estágio do circuito de forma mais precisa. Por esse motivo, justificase, sempre que possível, a determinação da incerteza de forma experimental, utilizando-se

equipamentos de referência compatíveis com a incerteza máxima que se deseja alcançar no instrumento de medidas desenvolvido.

4.7 Análise dos Dados Coletados

Nesta Seção, são apresentados os resultados obtidos através da análise dos dados coletados seguindo o protocolo de ensaios abordado na Seção 3.9 deste trabalho. Para realização da análise de forma padronizada, levando-se em consideração somente o período do ensaio onde a velocidade mantida pelo sujeito apresentou uma maior constância, considerou-se apenas 45s de cada *sprint* realizado pelos ciclistas, descartando-se, em todos os casos, os 15s iniciais e finais do ensaio. Esse procedimento foi adotado tendo em vista que, no período inicial, o ciclista parte do repouso e acelera até atingir a velocidade que pretende manter ao longo de todo ensaio, e, no período final, o sujeito encontra-se em fase de desaceleração. Sendo assim, os dados coletados à partir do projeto de experimentos desenvolvido serão apresentados e analisados estatisticamente na forma de um estudo de caso.

4.7.1 Posição dos Pedais e Pedivela

Para determinar a posição angular do sistema pedal-pedivela, utilizaram-se os dados coletados através do sistema de cinemetria. Esses, por sua vez, são coletados utilizando-se o *software* ARENA, desenvolvido pela *Optitrack*, onde os três marcadores de cada pedal são interpretados um corpo rígido e são monitorados a uma frequência de 100 quadros por segundo. A cada coleta realizada, exportam-se os dados da trajetória dos marcadores para um arquivo de formato C3D, e este, por sua vez, é analisado a partir do *software* *Mokka*, através do qual determina-se o quadro considerado como zero temporal do sistema global de aquisição. Esse procedimento é realizado através do sinal de *trigger* gerado através dos marcadores ativos, que são controlados pela rotina desenvolvida em LabVIEW™ 2017 (versão estudante), descrita na Seção 3.6 deste trabalho. Dessa forma, a partir da determinação do quadro de zero temporal, é realizada a segmentação dos dados de posição dos marcadores e, por fim, os dados são exportados para um arquivo de texto, em

formato de matriz, a qual apresenta a posição tridimensional dos 6 marcadores posicionados nos pedais; posteriormente, o arquivo é importado e processado através de uma rotina desenvolvida em MATLAB[®] R2016b (versão estudante). A Figura 60 ilustra o sistema de posicionamento dos pedais.

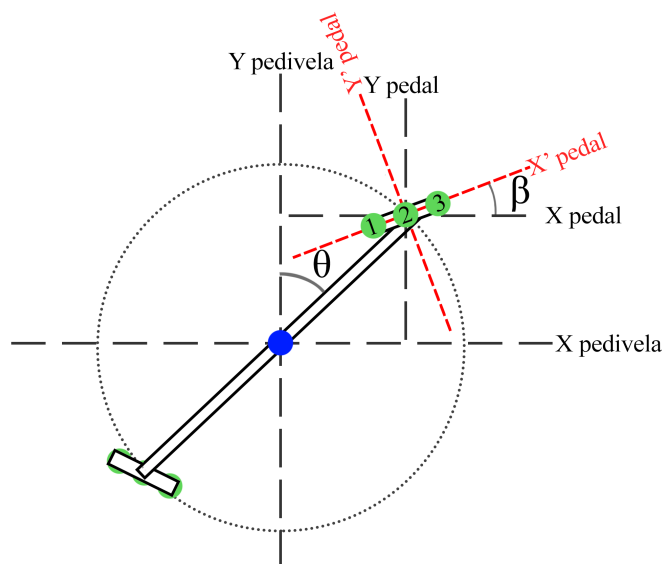


Figura 60: Diagrama que define o sistema de posicionamento pedal-pedivela.

A partir da Figura 60, percebe-se que existem dois sistemas de coordenadas, um com origem no centro do pedivela, composto pelos eixos ortogonais $(X_{pedivela}, Y_{pedivela})$, e outro com a origem no centro do eixo do pedal, composto pelos eixos ortogonais (X_{pedal}, Y_{pedal}) , local de posicionamento do marcador de número dois. Como, ao longo dos ensaios, a bicicleta pode se deslocar, devido à movimentação do atleta, é importante que a origem da trajetória do pedivela (ponto azul apresentado no diagrama da Figura 60) seja constantemente atualizada. Portanto, a cada amostra, o centro da trajetória é calculado com base no marcador 2 dos pedais esquerdo e direito, tendo em vista que os pedivelas possuem um comprimento cuja variação é desprezível no tempo e, portanto, os marcadores posicionados no eixo de rotação de cada pedal possuem sempre o mesmo alinhamento e distância entre si. Dessa forma, a partir das componentes X e Y do marcador 2, referenciadas ao sistema de eixos com origem no centro da trajetória do pedivela, $(X_{pedivela}, Y_{pedivela})$, determina-se a sua posição angular à partir de relações trigonométricas de senos e cosse-

nos, conforme apresentado na Equação (39).

$$\theta(x|y)[\circ] = \begin{cases} \arccos\left(\frac{y}{\sqrt{x^2+y^2}}\right), & x \geq 1; \\ 360 - \arccos\left(\frac{y}{\sqrt{x^2+y^2}}\right), & x < 1; \end{cases} \quad (39)$$

onde θ é a posição angular do pedivela, x é a coordenada horizontal do marcador de número 2, referenciada ao sistema de coordenadas $(X_{\text{pedivela}}, Y_{\text{pedivela}})$ e y é a coordenada vertical do marcador de número 2, também referenciada ao sistema de coordenadas $(X_{\text{pedivela}}, Y_{\text{pedivela}})$.

De forma semelhante, determinou-se a posição angular do pedal em relação ao sistema de coordenadas local, composto pelos eixos ortogonais $(X_{\text{pedal}}, Y_{\text{pedal}})$, conforme apresentado na Equação (40).

$$\beta(x'|y')[\circ] = \arcsen\left(\frac{x'}{\sqrt{x'^2 + y'^2}}\right) \quad (40)$$

onde β é a posição angular do pedal em relação ao eixo X_{pedal} do sistema de coordenadas local $(X_{\text{pedal}}, Y_{\text{pedal}})$, cuja origem é o marcador de número 2, x' é a coordenada horizontal do marcador de número 3, referenciada ao sistema de coordenadas $(X_{\text{pedal}}, Y_{\text{pedal}})$ e y' é a coordenada vertical do marcador de número 3, também referenciada ao sistema de coordenadas $(X_{\text{pedal}}, Y_{\text{pedal}})$. Por fim, determina-se o ângulo relativo entre o pedal e o pedivela, que, de acordo com (NABINGER, 2006), é dado pela relação direta entre o ângulo do pedal e o do pedivela, e, portanto, pode ser descrito conforme a Equação (41). A Figura 61 apresenta os ângulos do pedivela e dos pedais ao longo de três ciclos de pedalada, realizados pelo sujeito 1.

$$\beta[\circ] = \alpha - \theta \quad (41)$$

onde β é o ângulo do pedal, em $[\circ]$, θ é o ângulo do pedivela, em $[\circ]$ e α é o ângulo relativo entre eles, em $[\circ]$. A partir da análise da Figura 61, pode-se perceber a diferença entre os ângulos máximos e mínimos de cada pedal no período de análise; o ângulo positivo

máximo alcançado pelo pedal é de $6,3^\circ$, no lado esquerdo e $14,7^\circ$ no lado direito, o que representa uma diferença de $8,4^\circ$.

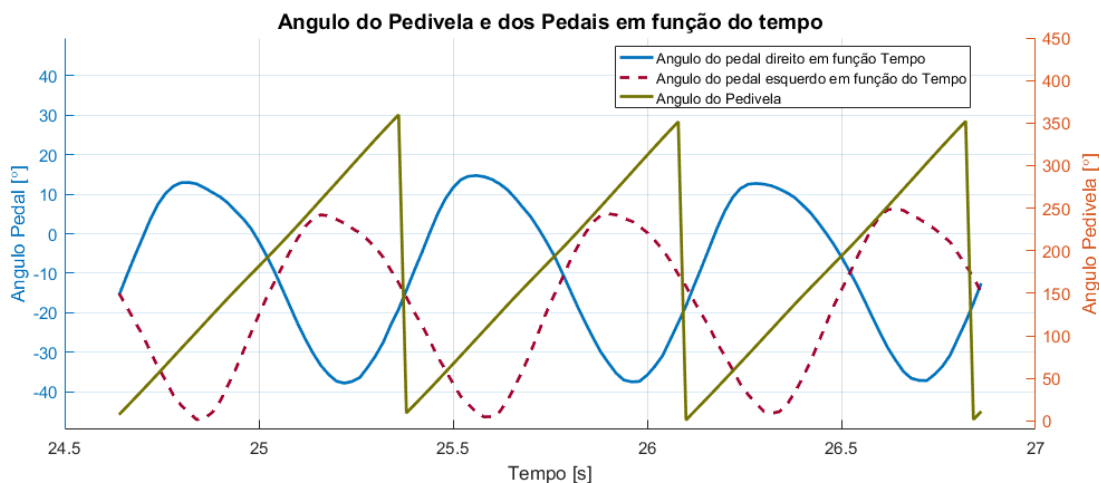


Figura 61: Ângulos dos pedais e pedivela ao longo de 3 ciclos de pedalada.

Da mesma forma, o ângulo negativo mínimo alcançado pelo pedal é de $47,0^\circ$, no lado esquerdo e $37,8^\circ$, no lado direito, resultando numa diferença máxima de $9,2^\circ$ entre os membros. As diferenças encontradas estão associadas aos ângulos de flexão e deflexão das articulações do joelho e tornozelo, que, Segundo (R.; SANDERSON, 1986), apresentam um *span* máximo de 74° , para a articulação do joelho, e 50° , para a articulação do tornozelo. A variação na excursão dos membros inferiores depende de uma série de fatores, dentre eles está a altura do selim (KLEINPAUL et al., 2012), a cadência e o nível da carga de trabalho (BINI; TAMBORINDEGUY; MOTA, 2010) e a idade do ciclista (SEO et al., 2016). O efeito da variação da faixa de excursão dos ângulos do pedal em função da variação da potência mecânica gerada pelo ciclista é apresentado por (KAUTZ et al., 1991), que realizou um estudo com 14 ciclistas de elite, onde descobriu-se que, para 7 deles, a faixa de ângulos do pedal aumentava significativamente com o aumento da potência mecânica gerada pelo atleta; para um baixo nível de carga, o ângulo mínimo e máximo atingidos pelo pedal foram em torno de 8° e -37° , respectivamente, ao passo que para um nível alto de carga esses valores foram em torno de 12° e -42° . Por fim, através da análise das curvas que representam o ângulo do pedivela, pode-se notar que a faixa de excursão do sinal é de 0° a 360° , o que representa uma revolução completa do pedivela.

Neste estudo, como os dados da posição angular do pedivela são conhecidos, optou-se pela determinação da cadência instantânea, onde a velocidade angular do pedivela é determinada a cada amostra e a cadência é computada de acordo com a Equação (6). Esse método foi utilizado pois permite a determinação da cadência instantânea, possibilitando uma análise mais completa da técnica de pedalada. Alguns estudos determinam a cadência média ao longo de cada ciclo de pedalada considerando que os picos da força efetiva sempre acontecem quando o pedivela se encontra na posição angular de 90° , e, portanto, utilizam o período entre picos para determinar a cadência média para o respectivo ciclo (BALBINOT; MILANI; NASCIMENTO, 2014; OMAR et al., 2015; HÜSKEN, 2018). No entanto, como o pico de força pode variar de um ciclo para outro (SCHMIDT, 2014), foi considerado que o cômputo da cadência instantânea pode levar a resultados mais precisos e portanto, optou-se por utilizar essa métrica. A partir do valor da cadência instantânea, do perímetro externo do pneu da bicicleta e da relação de marchas fixada em todos os ensaios, determinou-se a velocidade linear da roda da bicicleta de acordo com a Equação (42). Sendo assim, a Figura 62 apresenta as curvas da cadência e da velocidade, por um período de 3.5s, adquiridas durante um dos ensaios realizados com o sujeito 1.

$$V\left[\frac{km}{h}\right] = \frac{C}{1000} \cdot \frac{D_{coroa}}{D_{cassete}} \cdot P \cdot 60 \quad (42)$$

onde $V\left[\frac{km}{h}\right]$ é a velocidade linear da roda da bicicleta, em $\frac{km}{h}$, C é a cadência, em [RPM], D_{coroa} é o número de dentes da coroa do pedivela, $D_{cassete}$ é o número de dentes da engrenagem utilizada na marcha da roda traseira da bicicleta e P é o perímetro do pneu da bicicleta. A partir da Figura 62, pode-se perceber que o sujeito manteve uma cadência média de 81,3RPM, com picos de 84,8RPM e vales 77,6RPM, o que representa uma variação da cadência de 8,5%, no período de análise. O mesmo comportamento é observado em relação à velocidade, uma vez que ela é uma função linear da cadência. Portanto, justifica-se, novamente, a medida dessas grandezas para uma melhor compreensão da técnica de pedalada de cada sujeito.

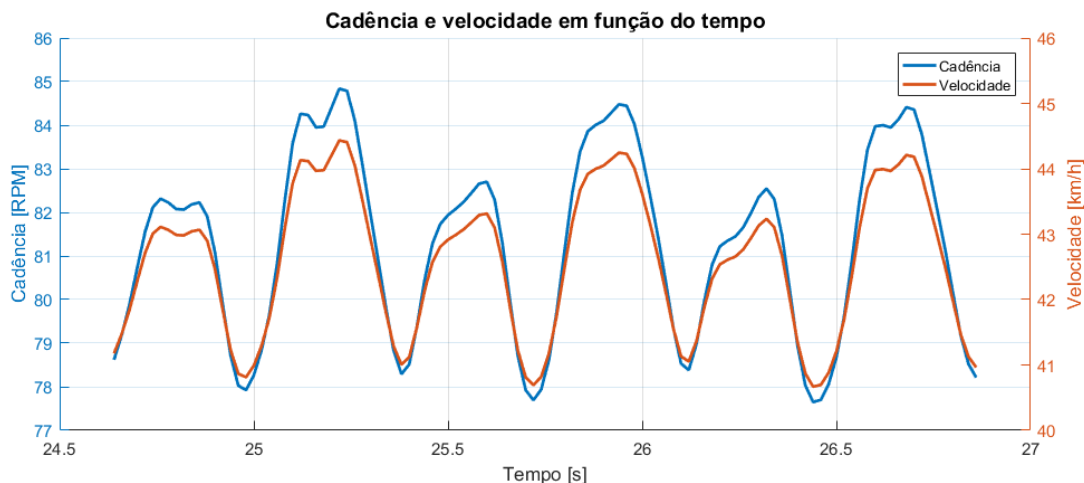


Figura 62: Cadência e velocidade alcançados pelo sujeito 1.

4.7.2 Forças aplicadas no Pedivela

A partir dos dados das forças adquiridos ao longo dos ensaios, é possível analisar diversos parâmetros relacionados à técnica de pedalada do ciclista, como, por exemplo, a assimetria bilateral, o índice de efetividade, a potência média transmitida para o pedivela, a cadência média ao longo de cada ciclo de pedalada, dentre outros (BALBINOT; MILANI; NASCIMENTO, 2014; LAZZARI; BALBINOT, 2011; PIGATTO et al., 2016; PIGATTO; BALBINOT, 2016). Sendo assim, as Figuras 63 e 64 apresentam um intervalo de 3.5s dos dados das componentes da forças aplicadas ao pedivela esquerdo e direito, coletados ao longo de um dos ensaios realizados com o sujeito 1, durante o qual o ciclista manteve uma cadência média de 81,3RPM.

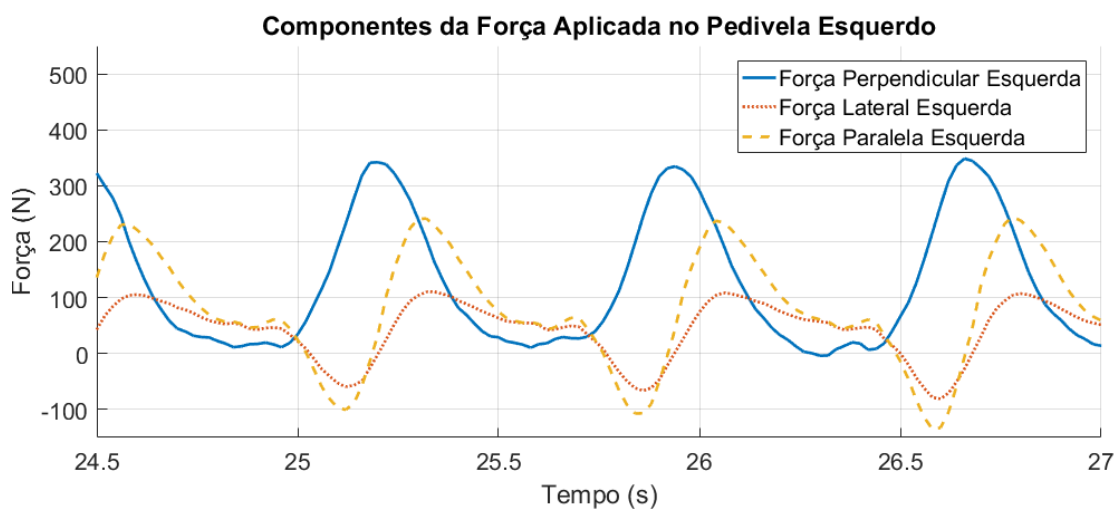


Figura 63: Componentes da força aplicadas no pedivela esquerdo.

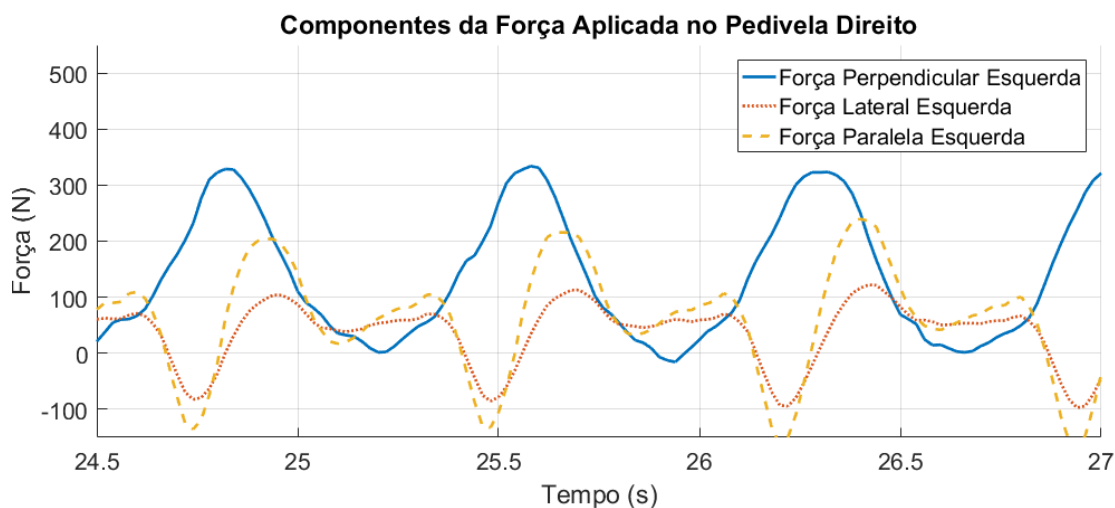


Figura 64: Componentes da força aplicada no pedivela direito.

Analisando-se as Figuras 63 e 64, é possível notar as diferenças entre o padrão das forças aplicadas pelas pernas esquerda e direita do ciclista. Para o intervalo apresentado, a força efetiva máxima aplicada pelo membro esquerdo foi de 348,6N, ao passo que a máxima aplicada pelo membro direito foi de 333,9N, o que representa uma assimetria bilateral, referente à máxima força efetiva, de 4,2%. Considerando-se o mesmo intervalo, a força efetiva média foi de 127,3N, aplicada pela perna esquerda e 138,3N aplicada pela perna direita, o que representa uma assimetria bilateral média de 7,9%. Estudos anteriores realizados com ciclistas profissionais, de idade $53,5 \pm 4,1$ anos, encontram assimetrias bilaterais de 10 a 60% ao realizar-se um teste incremental de potência, com intensidade de 100 a 250W (BERTUCCI; ARFAOUI; POLIDORI, 2012). Outro estudo, desenvolvido por (SANDERSON; HENNIG; BLACK, 2000a), investigou o efeito de variações na assimetria bilateral da força efetiva para diferentes cadências compreendidas na faixa de 60 a 100RPM, e diferentes cargas, na faixa de 100 a 235W; os resultados apresentaram assimetrias médias de 8 a 9% e uma assimetria bilateral máxima de 21%, para uma cadência de 100RPM à uma carga de 100W. A partir de ensaios incrementais realizados com 6 ciclistas com níveis de experiências mistos (de amadores a profissionais) (CARPES et al., 2008) observou-se uma redução do índice de assimetria bilateral com o aumento da potência.

Além disso, outra característica da pedalada que pode ser observada através da aná-

lise das componentes da força aplicada no pedal é referente à aplicação de força efetiva na fase de recuperação, que, para ambos os membros, apresenta valor positivo, o que indica que o ciclista não apenas está aliviando o peso do membro que se encontra na fase de recuperação, mas está aplicando força efetiva positiva, nesse período, o que contribui para manutenção do movimento. A partir dos dados que representam a posição espacial do pedivela, adquiridos utilizando-se o sistema de cinemetria, pode-se determinar a sua posição angular, possibilitando a avaliação das fases de pedalada, uma vez que os valores das forças podem ser expressos em função da posição angular do pedivela. Dessa forma, a Figura 65 apresenta as forças aplicadas pelas pernas esquerda e direita, e a posição do pedivela, em função do tempo, para o mesmo período de análise apresentado anteriormente (24.5 a 27s).

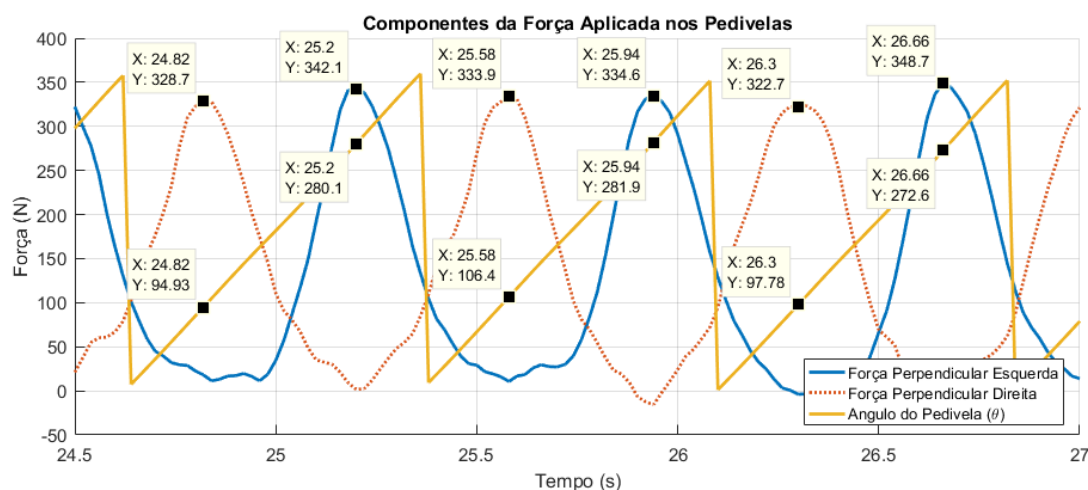


Figura 65: Componentes da força aplicada nos pedivelas e sua posição angular.

A partir da análise da Figura 65, pode-se perceber que os picos de força efetiva ocorrem em torno de $99,7^\circ$, para a perna direita e em torno de $278,2^\circ$, para a perna esquerda, o que está de acordo com os estudos apresentados por (SCHMIDT, 2014; BINI; CARPES, 2014), nos quais os resultados apresentaram picos de força efetiva entre 80 a 100° . Além disso, é importante frisar que o padrão das forças aplicadas pelo ciclista ao pedal, é dependente de vários fatores, como a posição do atleta na bicicleta (BINI; CARPES; DIEFENTHAELER, 2009; DOREL; COUTURIER; HUG, 2008), o nível de potência ao qual o ciclista é submetido (COYLE et al., 1991), a cadência escolhida pelo sujeito (SAN-

DERSON; HENNIG; BLACK, 2000b; CANDOTTI et al., 2007), os acessórios utilizados para modificação dos ângulos das articulações dos membros inferiores, como palmilhas para correção de pisada (NABINGER, 2006) e a própria habilidade do ciclista (CANDOTTI et al., 2007; GARCÍA-LÓPEZ et al., 2016). Portanto, uma segunda abordagem para análise das forças aplicadas ao pedivela é feita através da análise das forças em função do ângulo; a Figura 66 apresenta as forças efetivas aplicadas ao pedal, em função do ângulo, para cada ciclo de pedalada.

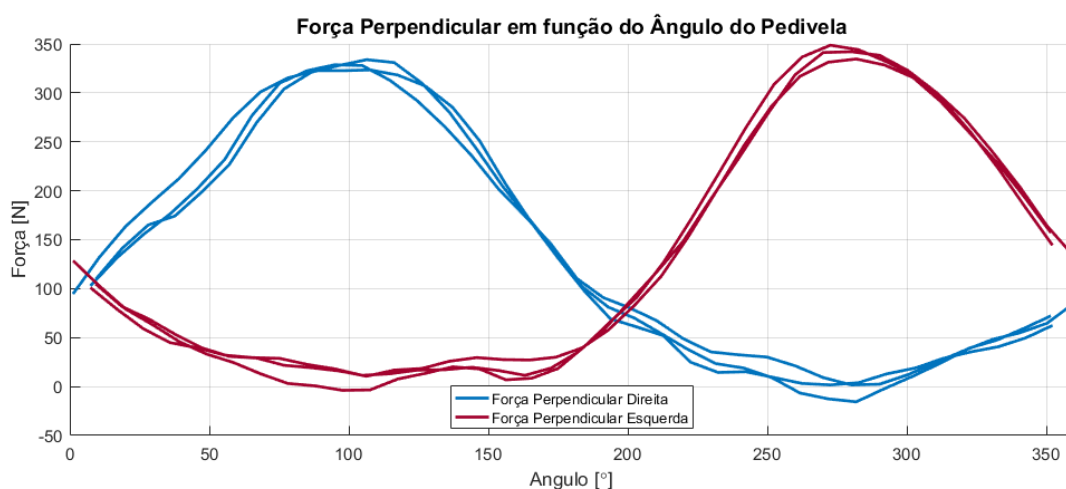


Figura 66: Componente de Força Perpendicular em função do ângulo do pedivela.

A Figura 66 evidencia os picos da força efetiva em função do ângulo do pedivela para os ciclos de pedalada considerados no intervalo de 24.5 a 27s. Sendo assim, nota-se um comportamento semelhante entre os membros ao longo dos três ciclos de pedalada considerados; os picos de força efetiva positivos do pedivela direito ocorrem em torno de 99° , ao passo que os picos negativos ocorrem em torno de 280° , enquanto, no pedivela esquerdo, os picos positivos ocorrem em torno de 280° e os negativos ocorrem em torno de 99° , o que está de acordo com as fases da pedalada. Além disso, nota-se que, para ambos os pedais, a força efetiva é nula em torno de 180° (pontos mortos inferiores e superiores), o que caracteriza as fases do ciclo de pedalada, descritas por (SCHMIDT, 2014). Por fim, a partir dos dados das componentes da força efetiva em cada braço do pedivela e da cadência, além da Equação (7), determina-se a potência instantânea gerada pelo ciclista. A Figura 67 apresenta um intervalo de 3.5s com os dados da potência aplicada no pedivela

pelo ciclista 1.

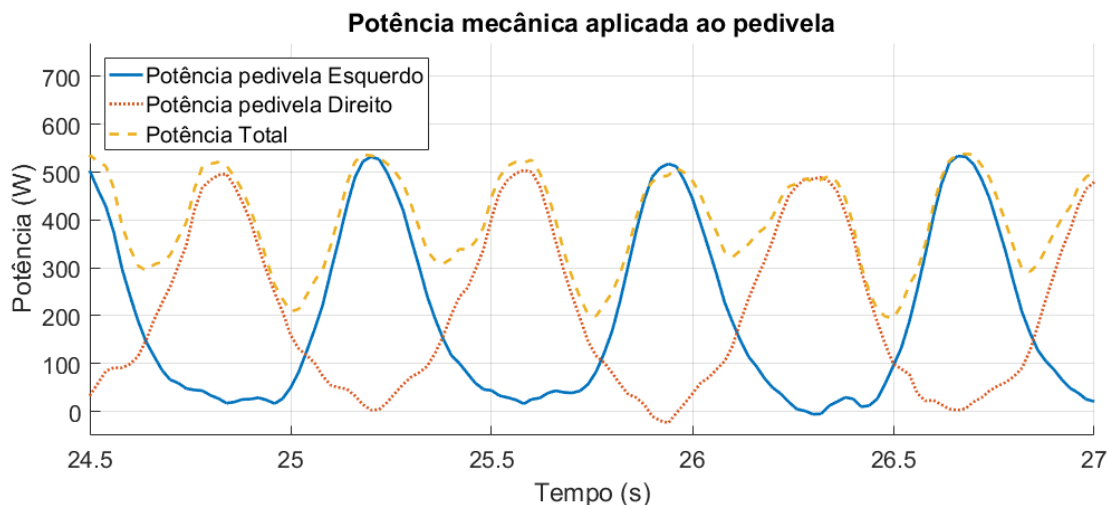


Figura 67: Potência mecânica aplicada nos pedivelas.

Para o período apresentado na Figura 67, nota-se que a potência total média aplicada no pedivela foi de 395,0W, da qual 191,8W foram aplicados pela perna esquerda e 203,2W foram aplicados pela perna direita, o que representa uma assimetria bilateral média de 5,6%. Além disso, pode-se perceber que o padrão do comportamento da potência total, a cada ciclo de pedalada, é semelhante ao comportamento do torque, apresentado na Figura 2, uma vez que a potência é diretamente proporcional ao torque aplicado ao pedivela. É interessante ressaltar que os picos de potência total, que ocorrem em torno dos instantes 24,82s e 25,60s, apresentam valor superior aos picos de potência aplicados pelo membro inferior direito, o qual se encontra na fase de propulsão nesses instantes, indicando que o membro inferior esquerdo está contribuindo com a manutenção da potência, mesmo no período da fase de recuperação. Nesse mesmo contexto, nota-se que a potência aplicada por ambos os membros é sempre positiva, exceto nos vales que ocorrem em torno dos de 25,94s e 26,30s, onde são observados valores de potência de -24,13W, aplicados pela perna direita e -5,814W, aplicados pela perna esquerda. Portanto, o reflexo desses dois picos negativos é observado na potência total, que, nesses instantes, apresenta valor inferior ao aplicado pela perna dominante. Essa característica já foi abordada anteriormente, neste mesmo capítulo, quando foram apresentadas as componentes da força efetiva aplicadas aos pedais.

4.7.3 Forças aplicadas no Pedal

Neste estudo, o interesse reside na medição das forças atuantes na parte frontal e posterior da estrutura do pedal de encaixe, e não no módulo da força resultante aplicada pelo ciclista ao pedal. Portanto, deixa-se claro que os esforços medidos nos eixos presentes nos canais 1 a 6 não representa diretamente o total das forças aplicadas ao pedal, mas sim a parcela da força resultante que é distribuída nessas regiões, uma vez que a análise estrutural do pedal mostrou que uma parte da força aplicada pelo ciclista é distribuída diretamente ao longo do eixo do pedal, e, portanto, não causa deformação nas regiões instrumentadas ao longo deste trabalho. Além disso, a partir de análises realizadas em ensaios preliminares, constatou-se que a medida de força nos Canais 1 e 4 é fortemente dependente da posição da sapatilha, uma vez que o engaste do taco ocorre na região inferior à qual foram cimentados os extensômetros, e, portanto, as medidas de força nesses canais foi desconsiderada, uma vez que os Canais 3 e 6 também medem a aplicação de força na parte frontal do pedal, mas de forma descorrelacionada com a sua posição. Portanto, consideraram-se os Canais 2 e 5 como eixos de medida da força aplicada à parte frontal do pedal, e os Canais 2 e 5 como eixos de medida da força aplicada na parte posterior do pedal. Dessa forma, as Figuras 68 e 69 apresentam um intervalo de 3.5s dos dados das forças aplicadas na parte frontal e posterior do pedal esquerdo e direito, coletados ao longo de um ensaio realizado com o sujeito 1.

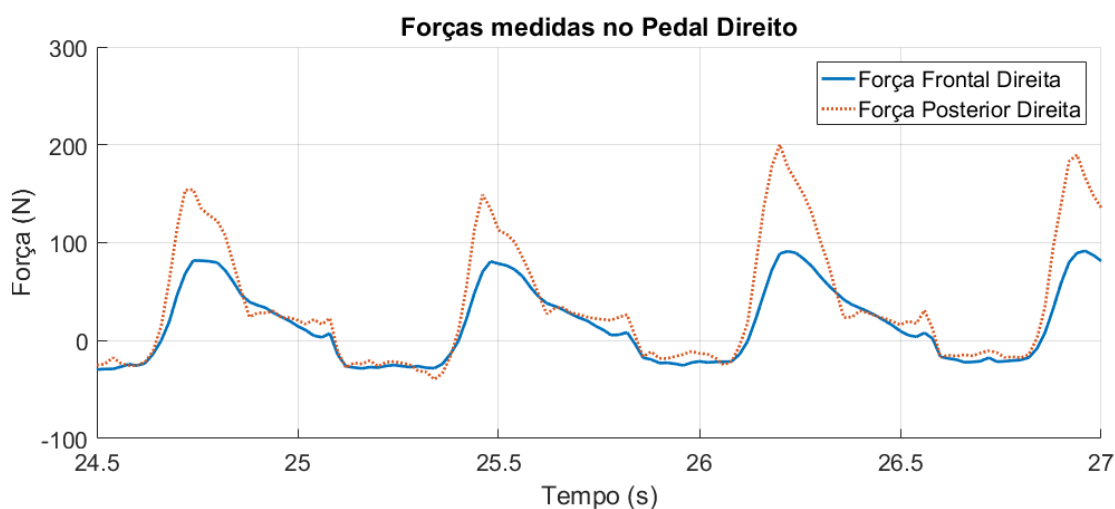


Figura 68: Intervalo de 3.5s das forças aplicadas na região frontal e posterior do pedal direito.

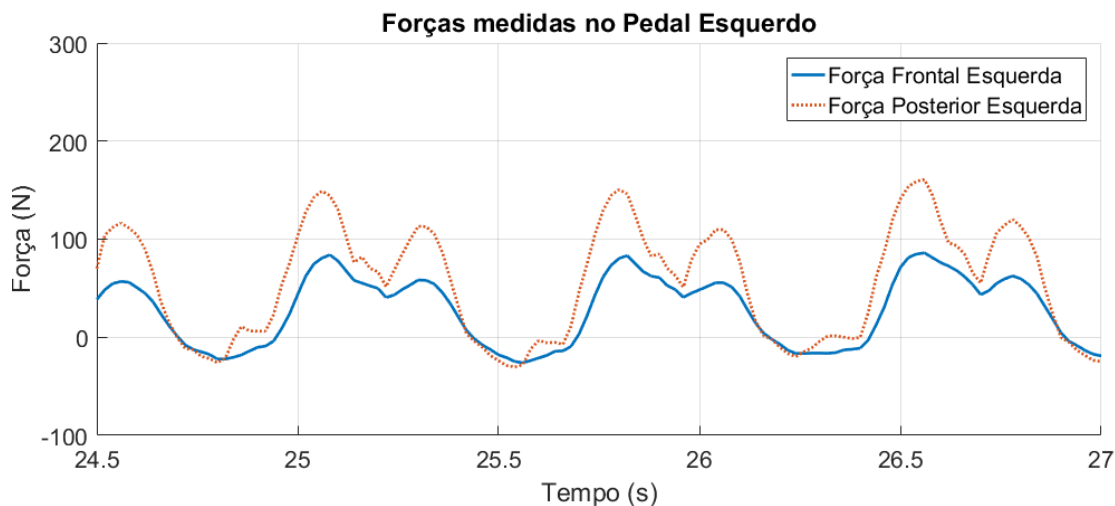


Figura 69: Intervalo de 3.5s das forças aplicadas na região frontal e posterior do pedal esquerdo.

A partir da análise das Figuras 68 e 69, pode-se perceber a diferença entre o padrão da aplicação das forças aplicadas pelos membros esquerdo e direito, de forma que, apesar dos valores dos picos da força aplicada na parte frontal do pedal apresentarem valores próximos, (valor médio de 86,33N para a perna direita e 84,01N para a perna esquerda), nota-se uma diferença entre a forma como ela é distribuída ao longo do tempo. A mesma característica relacionada ao padrão de aplicação das forças é percebida quando analisada a força aplicada na parte posterior do pedal, cujos picos apresentam valor médio de 173,2N para o pedal direito e 152,8N para o pedal esquerdo, o que representa uma diferença de 11,7%. As diferenças entre os padrões das forças é atribuído à vários fatores, como o nível de esforço mecânico ao qual o ciclista é submetido (COYLE et al., 1991), a cadência escolhida mantida ao longo do ensaio (SANDERSON; HENNIG; BLACK, 2000b; CANDOTTI et al., 2007), os acessórios utilizados para modificação dos ângulos das articulações dos membros inferiores (NABINGER, 2006) ou mesmo o nível da técnica de pedalada apresentada pelo ciclista (GARCÍA-LÓPEZ et al., 2016; CANDOTTI et al., 2007).

Assim como para o caso das forças aplicadas ao pedivela, algumas das características da técnica de pedalada apresentadas pelo ciclista podem ser observadas à partir das curvas que representam as forças aplicadas ao pedal, em função da fase do ciclo de pedalada, ou seja, em função do ângulo do pedivela. Dessa forma, as Figuras 70 e 71 apresentam

as curvas das forças aplicadas aos pedais, em função do ângulo do pedivela, para um intervalo de 3.5s.

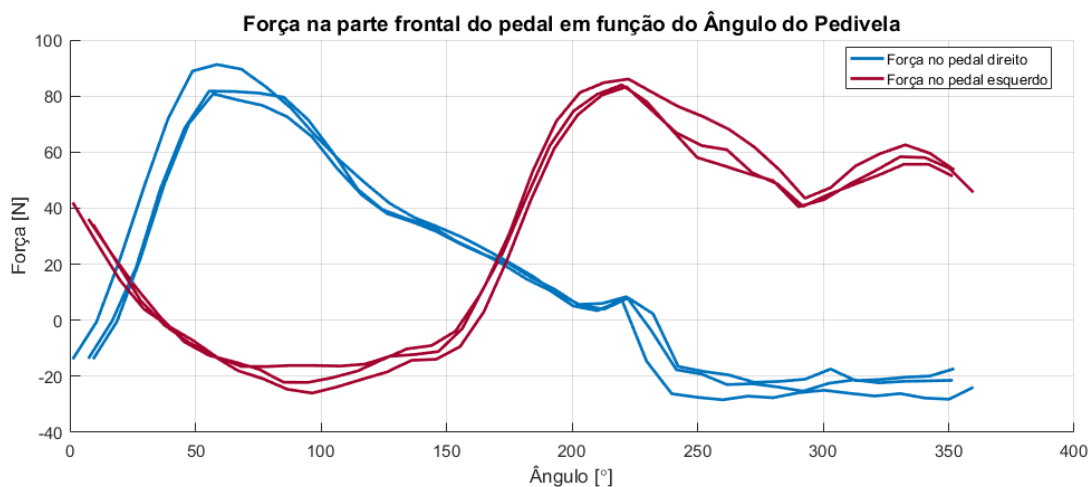


Figura 70: Intervalo de 3.5s das forças aplicadas na região frontal dos pedais.

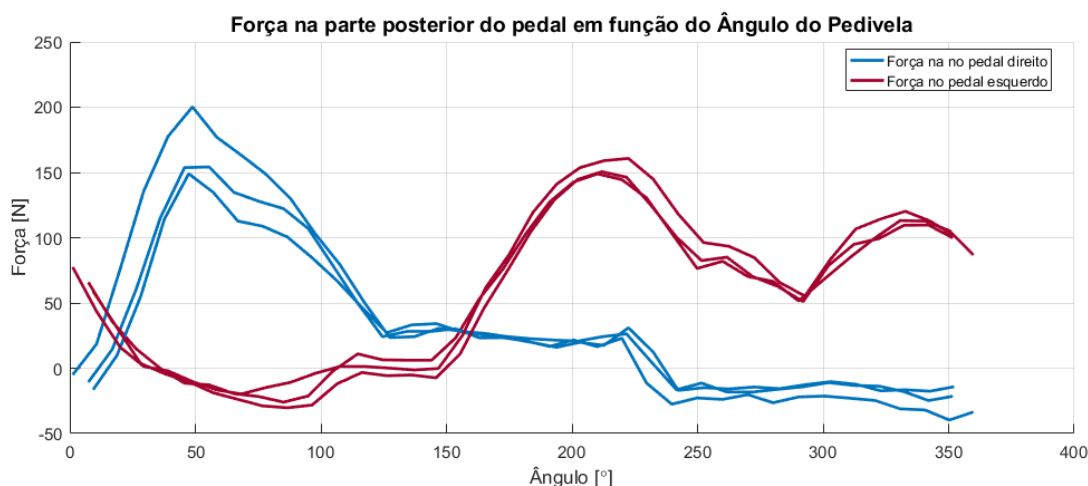


Figura 71: Intervalo de 3.5s das forças aplicadas na região posterior dos pedais.

Através da análise das Figuras 70 e 71, nota-se que os picos das forças aplicadas aos pedais ocorrem, em média, a $60,3^\circ$ no pedal direito e a 221° no pedal esquerdo, o que demarca as fases de propulsão e recuperação, respectivamente. Outro ponto a ser destacado é referente ao sinal negativo da força aplicada na parte posterior do pedal nos ângulos compreendidos entre 10 e 155° , para o pedal esquerdo, e entre 237 e 360° , para o pedal direito, o que caracteriza a puxada do pedal que está na fase de recuperação e, portanto, uma diminuição da carga do membro inferior que está na fase de propulsão. A consequência dos valores de força posterior negativa aplicada no pedal é vista na componente de

força perpendicular transmitida ao pedivela, conforme apresentado na Figura 66, a qual apresenta valores positivos tanto na fase de propulsão quanto na fase de recuperação.

4.8 Sistema inteligente de Análise de Pedalada

Nesta seção são apresentados os resultados referentes ao treinamento e validação do sistema inteligente de análise de pedalada desenvolvido em ANFIS, assim como os testes realizados a partir dos dados coletados utilizando-se o protocolo de ensaios apresentado na Seção 3.9 deste trabalho.

4.8.1 Configuração do sistema após o treinamento da rede neural

Para realizar o treinamento e os testes do sistema desenvolvido, unificaram-se os dados coletados no presente trabalho a base de dados coletada anteriormente, sob mesmo protocolo de ensaio, apresentada em (PIGATTO; BALBINOT, 2018). Dessa forma, o conjunto de dados completo foi dividido em duas partes: o *dataset* de treinamento, que representa 69% dos dados coletados (316 amostras) e o *dataset* de testes, que representa 31% dos dados coletados (144 amostras). Portanto, realizou-se o treinamento do sistema ANFIS utilizando-se o algoritmo de treinamento híbrido (JANG, 1991, 1993; JANG; SUN, 1995). Para avaliação do sistema adotou-se a metodologia de medida de erro baseada na raiz quadrada média do erro (RMSE), apresentada em (AZEEZ et al., 2013; AZAMATHULLA; Ab. Ghani; FEI, 2012; Shahriar Jahan Hossain, 2012). Após a realização de 600 épocas de treinamento, o erro médio apresentou um valor de 0,646, para os dados de treinamento e 0,386 para os dados de teste, ao passo que o maior erro encontrado foi de 1,61, o que representa um erro de 1,61%, quando referido à saída, uma vez que a saída do sistema pode assumir valores de 0 a 100. Sendo assim, a Figura 72 apresenta os valores de saída esperados e obtidos a partir da aplicação do *dataset* de testes.

Avaliando-se os dados presentes na Figura 72, pode-se perceber que os valores de saída do sistema ANFIS desenvolvido são muito próximos do valor esperado, para cada conjunto de entradas, o que indica que os parâmetros da rede neural, após o treinamento, foram bem ajustados aos conjuntos de dados utilizados no treinamento.

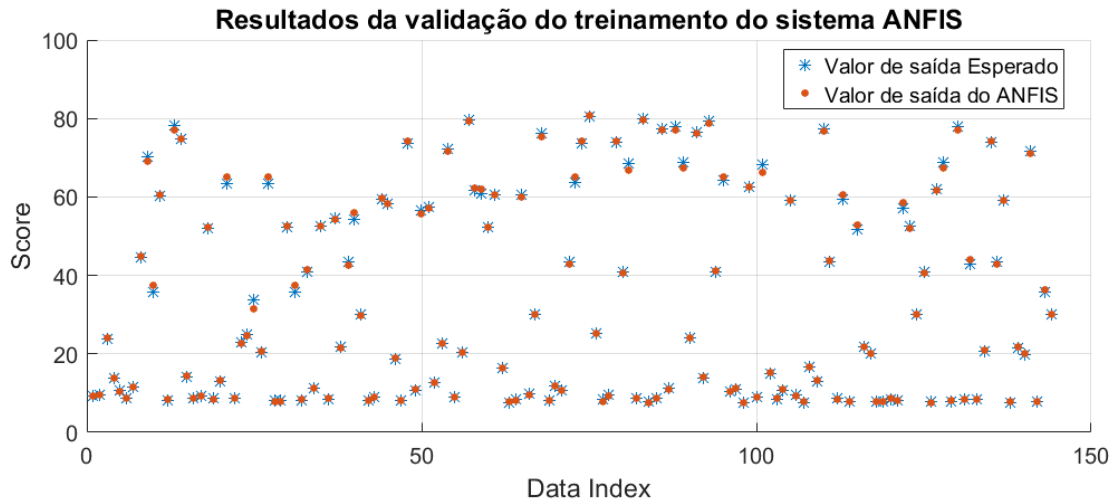


Figura 72: Saída do sistema ANFIS para os conjunto de dados de teste.

Como forma adicional de validação do sistema desenvolvido, utilizou-se o método de validação cruzada, denominado *k-fold*, onde o conjunto de dados completo foi particionado, de forma aleatória, em 10 subconjuntos mutuamente exclusivos, com mesmo número de amostras. Em sequência, a cada iteração do método, treinou-se o sistema com 9 subconjuntos, testando-o com o conjunto restante, não usado durante o treinamento, e computando-se o valor do erro médio referente à iteração (KOHAVI, 1995). A Figura 73 apresenta os resultados obtidos a cada iteração do método de validação cruzada.

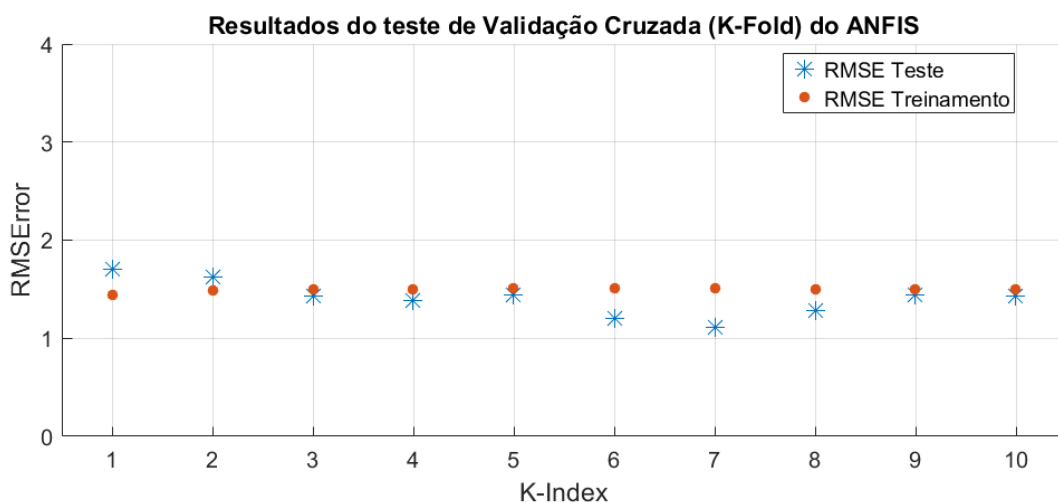


Figura 73: Erro médio quadrático obtido em cada iteração do método *k-fold*.

A partir dos dados apresentados na Figura 73, nota-se que o erro médio obtido para o conjunto de dados de validação, ao longo das iterações do método de validação cruzada, foi de 1,45%, o que foi considerado um resultado satisfatório. Portanto, considerou-se que

o sistema desenvolvido é adequado à aplicação e, dessa forma, chegou à sua configuração final, que é composta por 78 nós, 108 parâmetros lineares e 18 parâmetros não lineares. Sendo assim, considerando-se que o ANFIS é um sistema adaptativo, cujas características se ajustam aos dados utilizados no treinamento, é interessante analisar as funções de pertinência de entrada finais, obtidas após o treinamento, as quais são apresentadas de forma gráfica na Figura 74 e de forma paramétrica na Tabela 25.

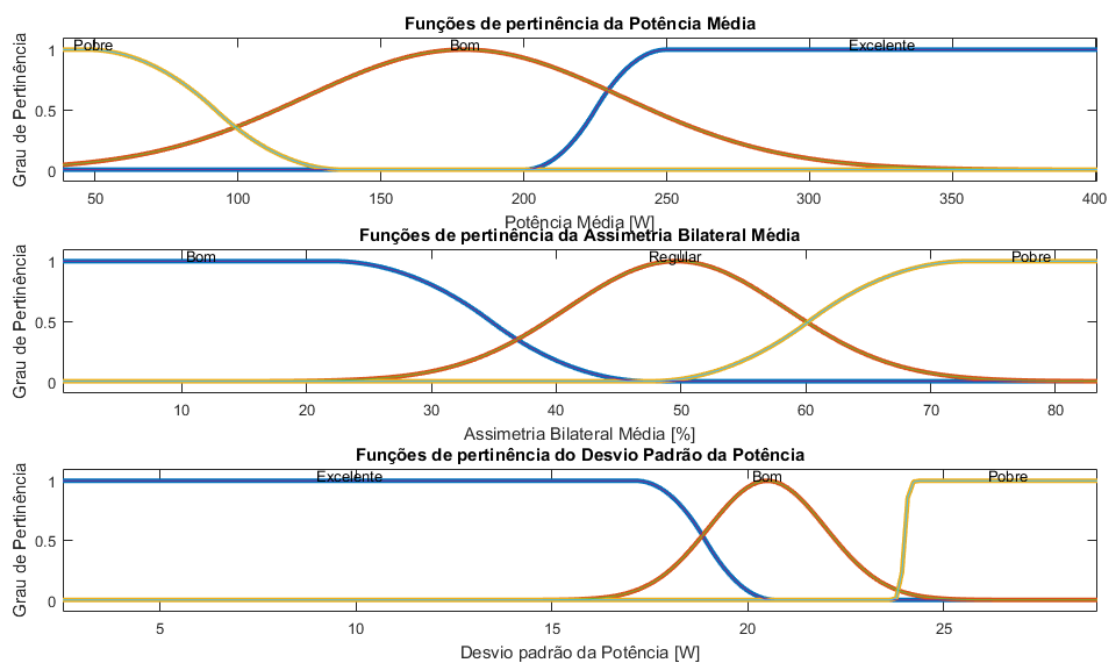


Figura 74: Funções de pertinência das entradas do ANFIS após o treinamento.

Tabela 25: Parâmetros das funções de pertinência de entrada finais.

Potência Média			
Expressão Linguística	Parâmetros		Função
Excelente	$a = 200$	$b = 250$	Sigmoidal
Bom	$\sigma = 55,45$	$c = 179,0$	Gaussiana
Pobre	$a = 46,99$	$b = 136,9$	Sigmoidal
Assimetria Bilateral Média			
Expressão Linguística	Parâmetros		Função
Bom	$a = 22,00$	$b = 47,50$	Sigmoidal
Regular	$\sigma = 8,784$	$c = 49,63$	Gaussiana
Pobre	$a = 47,50$	$b = 73,00$	Sigmoidal
Desvio Padrão da Potência			
Expressão Linguística	Parâmetros		Função
Excelente	$a = 17,15$	$b = 20,69$	Sigmoidal
Bom	$\sigma = 1,490$	$c = 20,50$	Gaussiana
Pobre	$a = 20,50$	$b = 24,00$	Sigmoidal

Comparando-se a Figura 38 com a Figura 74 nota-se que existem diferenças significativas entre as funções de pertinência de entrada preliminares, antes do treinamento ser aplicado, e as finais, principalmente em relação ao centro das funções gaussianas (variável c , de acordo com a Equação (29) e aos limites inferior e superior das funções sigmoidais (a e b , de acordo com a Equação (28)). As variações observadas ficam mais evidentes quando comparadas as Tabelas 16 e 25, aonde percebe-se, por exemplo, que os limites da função de pertinência que representa a variável linguística "Bom", referente à entrada Assimetria Bilateral Média, alteraram-se de $a = 15,00$ para $a = 22,00$ e de $b = 37,50$ para $b = 47,5$. Sendo assim, percebe-se que os únicos parâmetros das funções de pertinência que permaneceram constantes após o treinamento são os referentes à função de pertinência da entrada denominada Assimetria Bilateral Média associada a variável linguística "Pobre".

4.8.2 Análise da técnica de pedalada utilizando-se o sistema ANFIS

Com objetivo de avaliar o sistema desenvolvido, determinaram-se os valores médios da potência, da assimetria bilateral e do desvio padrão da potência, obtidos por cada sujeito ao longo dos ensaios realizados. Posteriormente, esses valores foram aplicados ao sistema de análise de pedalada desenvolvido e analisaram-se os valores dos *scores* obtidos para cada sujeito. Para uma correta avaliação do sistema, deve-se considerar a sua habilidade em prever os valores de saída quando os dados aplicados à entrada não foram utilizados durante o treinamento (HAYKIN, 2008), e, portanto, os dados utilizados nesta avaliação representam apenas 31% dos dados coletados ao longo dos ensaios. Dessa forma, a Tabela 26 apresenta os dados utilizados como entradas do sistema de avaliação da técnica de pedalada e os *scores* obtidos a partir desses valores.

Através da análise dos resultados apresentados na Tabela 26, nota-se uma clara diferença entre os *scores* obtidos pelos ciclistas amadores, pelos ciclistas de experiência mais avançada e pelos atletas profissionais. Os sujeitos do grupo A, os quais se autodeclararam ciclistas amadores, obtiveram *scores* de 7,77 a 18,5%, o que, no universo de discurso, é considerado um nível de treinamento pobre, ao passo que os voluntários do grupo B, os quais declararam que praticam o ciclismo semanalmente, obtiveram valores entre 38,3 a

55,5%, que, no universo de discurso, representa valores considerados de regular a bom, e, por fim, os atletas do grupo C, os quais declararam-se como atletas profissionais, obtiveram valores de 67,0% a 68,9%, o que, no universo de discurso, representa uma nível de treinamento muito bom.

Tabela 26: Dados adquiridos ao longo dos ensaios e *scores* determinados a partir do sistema de análise da técnica de pedalada desenvolvida.

Sujeito	Potência Média [W]	Assimetria Bilateral [%]	D. Padrão Potência[W]	Score	Grupo
1	133,02	62,909	12,322	18,460	A
2	86,460	62,250	5,5620	8,5670	A
3	70,850	73,900	5,5800	7,9465	A
4	69,150	70,486	15,650	7,9068	A
5	78,980	67,280	13,580	8,2019	A
6	123,29	66,754	8,1430	17,020	A
7	321,58	2,6100	20,242	51,376	B
8	100,70	78,083	9,7770	9,7360	A
9	51,970	73,510	4,7130	7,7782	A
10	239,77	7,8570	11,114	38,290	B
11	159,66	67,740	18,840	14,883	A
12	203,00	65,566	21,840	19,110	A
13	317,30	11,069	10,996	68,580	C
14	345,19	18,573	12,372	68,890	C
15	325,80	22,360	9,5760	65,950	C
16	298,72	11,782	11,870	55,540	B
17	337,50	4,7900	13,520	67,030	C
18	263,97	9,9520	13,626	41,790	B

Portanto, os valores obtidos através do sistema desenvolvido foram considerados compatíveis com o nível de treinamento declarado pelos ciclistas que participaram dos testes.

A partir do sistema desenvolvido, introduz-se um novo ponto de vista relacionado à análise da técnica de pedalada, realizada através de ensaios conduzidos em laboratório, que considera não apenas o pico de potência obtido pelo ciclista para determinar o nível de treinamento, mas também a consistência da técnica de pedalada do ciclista de uma forma mais representativa. Por exemplo, comparando-se os valores de *score* obtidos pelo ciclista 7 (51,4%) com os obtidos pelo ciclista 16 (55,5%), é considerado que o ciclista 16 apresentou uma melhor técnica de pedalada durante os testes realizados, no entanto, se apenas a potência média aplicada nos pedais da bicicleta tivesse sido considerada, o resultado teria sido o oposto. Esse fato é explicado tendo em vista que, apesar de o ciclista

15 ter aplicado uma potência média maior ao pedivela, a variabilidade da potência entre os ensaios foi maior do que a do ciclista 7, o que pode estar relacionado a uma melhor condição fisiológica ou uma melhor técnica de pedalada.

Estudos anteriores conduzidos com atletas de elite apresentaram que não há uma diferença estatisticamente significativa entre a potência e torque máximos atingidos durante ensaios realizados em laboratório e em pista (GARDNER et al., 2007; KARSTEN et al., 2013). Um segundo estudo encontrou uma correlação forte e positiva ($r=0,99$, $p<0,001$) entre o pico de potência (PPO) atingido em um teste aeróbico máximo, realizado em laboratório, com auxílio de um rolo de treinamento, e o PPO atingido em um teste de tempo mínimo, realizado em um percurso com distância de 16,1km, no entanto, a relação entre o pico de potência atingido pelo ciclista e os tempos obtidos durante o percurso apresentaram uma correlação fraca ($r=0,46$, $p<0,05$) (BALMER; DAVISON; BIRD, 2000). Um terceiro estudo, realizado com ciclistas adolescentes, encontrou uma correlação forte entre a potência máxima e média obtidas em ensaios realizados em laboratório e pista, no entanto, os valores da potência atingidos em laboratório foi significativamente maior do que em pista. Portanto, nota-se que a utilização de outras variáveis, além da potência, para determinar o nível da técnica de pedalada apresentada pelo ciclista, pode levar a conclusões mais completas do que análises baseadas apenas na potência mecânica aplicada no sistema pedal-pedivela, e, dessa forma, considerou-se que a ferramenta desenvolvido possibilita uma comparação quantitativa da técnica de pedalada entre sujeitos ou entre diferentes ensaios de um mesmo sujeito.

4.9 Análise Estatística

Neste capítulo são apresentados os resultados referentes à análise estatística de cada uma das variáveis abordadas ao longo deste trabalho. Para tal, implementou-se dois projetos de experimentos, sendo um para avaliação do sistema de aquisição das forças e da posição do sistema pedivela-pedais, e outro para análise do sistema inteligente; os resultados são apresentados nas Seções 4.9.1 e 4.9.2, respectivamente. Porém, é importante ressaltar que devido às limitações amostrais do experimento, a análise foi considerada

preliminar e adequada apenas ao estudo de caso avaliado neste trabalho; uma análise da potência estatística deve ser realizada para verificar a necessidade do aumento da quantidade de ensaios.

4.9.1 Variáveis de Medida

Com intuito de avaliar a significância estatística de cada uma das variáveis utilizadas na caracterização da técnica de pedalada do ciclista, coletadas utilizando-se o protocolo de ensaio descrito na Seção 3.9 deste trabalho, realizou-se um projeto de experimentos com 22 variáveis de resposta e dois fatores controláveis, que são: sujeito, oito níveis (A1 - A8) e frenagem magnética, dois níveis (P1 - P2). Para cada variável de resposta, realizou-se uma análise do comportamento dos resíduos, certificando-se que o valor dos mesmos ao longo dos ensaios não segue nenhum padrão de característica não aleatória e que sua distribuição é normal. Além disso, avaliou-se a validade da premissa das variâncias iguais para todas as variáveis de resposta; por fim, constatou-se que, para os dados coletados, o método da Análise de Variância (ANOVA) é um teste exato, e, por este motivo, escolheu-se essa metodologia de teste para realização da análise estatística das amostras coletadas. Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando-se a ferramenta *Minitab 18 Stats Tool* (versão de avaliação) adotando-se como padrão um intervalo de confiança de 99% (Tabela $\alpha=0.01$); os resultados obtidos para cada uma das variáveis de resposta foram agrupados, considerando-se o sistema a partir do qual os dados em questão foram coletados, e são apresentadas nas Subseções 4.9.1.1 a 4.9.1.4.

4.9.1.1 Variáveis medidas coletadas à partir do sistema de pedivelas

A significância estatística dos dados coletados à partir do sistema de pedivelas foi analisada para seis variáveis de resposta, são elas: força efetiva aplicada nos pedivelas esquerdo e direito, potência transmitida para os pedivelas esquerdo e direito e assimetria bilateral em relação à força efetiva e à potência. A partir da ANOVA, constatou-se que todas as variáveis de resposta variam significativamente em função dos fatores controláveis A e B, exceto a assimetria bilateral, a qual varia significativamente apenas em função do sujeito. Sendo assim, a Tabela 27 apresenta os valores F e P para cada variável de

resposta, assim como os valores médios e desvios padrões obtidos considerando-se todos os dados coletados.

Tabela 27: Resultados da análise estatística das variáveis de resposta relacionadas aos pedivelas.

		Sujeito		Frenagem		Valor Médio	Desvio Padrão
		F	P	F	P		
Pedivela	F. Perp. [N]	131,54	0,000	478,33	0,000	103,78	13,715
Esquerdo	Potência [W]	95,81	0,000	252,41	0,000	157,03	22,764
Pedivela	F. Perp. [N]	242,67	0,000	326,57	0,000	96,649	18,751
Direito	Potência [W]	139,10	0,000	182,40	0,000	145,78	28,435
Assimetria	F. Perp. [N]	69,59	0,000	0,63	0,429	11,539	6,7911
Bilateral	Potência [W]	60,62	0,000	1,88	0,173	11,552	6,5696

A partir da análise da Tabela 27 nota-se que, para um intervalo de confiança de 99%, apenas a assimetria bilateral respectiva à potência e à força perpendicular apresentou valores-p diferentes de zero para o fator controlável B (nível de frenagem), o que indica que, para o grupo de voluntários que participaram do teste, o nível de frenagem magnética não influenciou significativamente a assimetria bilateral. Percebe-se, no entanto, que o fator controlável A (Sujeito), influenciou significativamente a assimetria bilateral, já que os valores-p são nulos. Além disso, nota-se que existem evidências suficientes para afirmar que tanto a força efetiva quanto a potência, aplicadas nos pedivelas direito e esquerdo, são diferentes em pelo menos um nível dos fatores controláveis em relação aos demais, uma vez que os valores-p são nulos e a hipótese nula é descartada. Portanto, como as variáveis de resposta foram consideradas significativas, a Figura 75 apresenta os dados estatísticos que caracterizam as mesmas.

Analisando-se os dados apresentados na Figura 75 (a) e (b), pode-se perceber tanto a diferença entre os valores das forças efetivas e potências aplicadas aos pedivelas por cada sujeito quanto a variabilidade entre ensaios; por exemplo, o sujeito A3 manteve a aplicação de uma potência média total de 330,6W nos pedivelas, ao longo dos ensaios, ao passo que os valores mínimos e máximos atingidos ao longo do experimento foram de 275,5W e 401,1W. Essas diferenças podem ser atribuídas ao fato de ter-se utilizado dois níveis de frenagens, o que influencia diretamente na potência necessária para a manutenção do movimento, e de ter-se permitido que os ciclistas mantivessem a sua cadência e velocidades

preferidas ao longo dos ensaios. A partir dos dados apresentados na Figura 75 (c) e (d), nota-se as diferenças entre as assimetrias bilaterais médias obtidas por cada sujeito, assim como a variabilidade das mesmas ao longo dos ensaios.

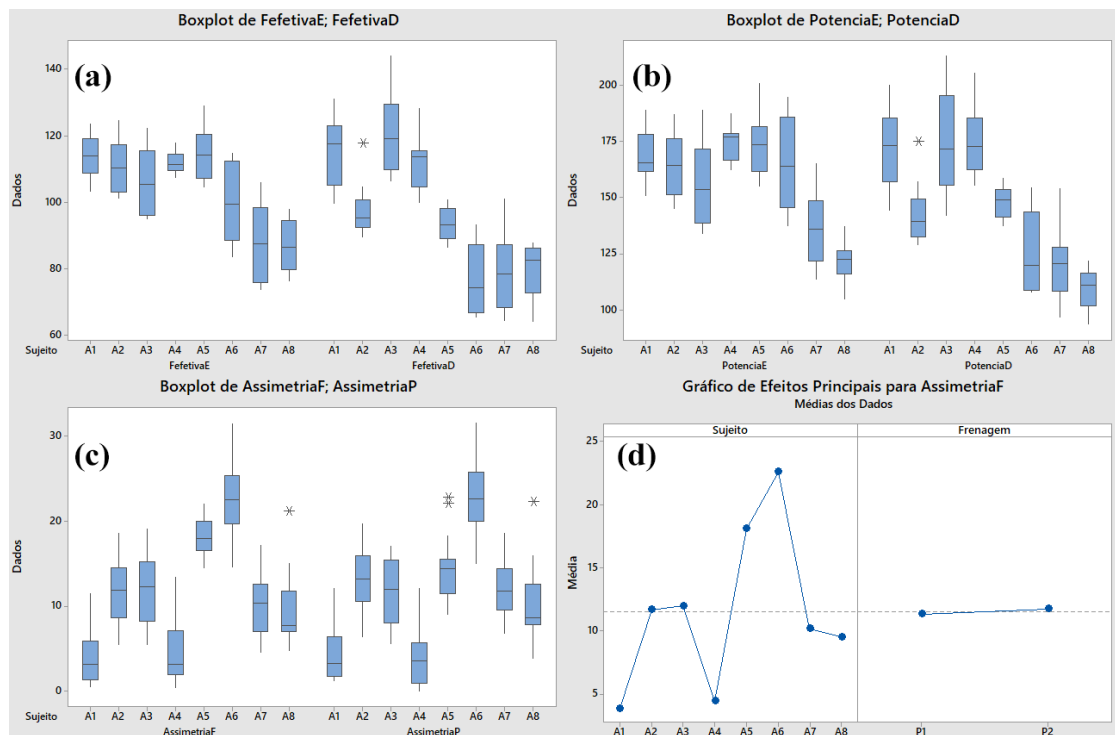


Figura 75: Dados estatísticos das variáveis de medida obtidas à partir dos pedivelas: (a) Força Efetiva, (b) Potência, (c) Assimetria Bilateral e (d) efeito dos fatores controláveis sobre a assimetria bilateral.

É interessante notar que, uma vez que a hipótese nula em relação ao efeito da frenagem sobre a assimetria bilateral não pôde ser descartada, a variabilidade da assimetria bilateral média entre os ensaios, para um mesmo sujeito, não pôde ser associada à frenagem utilizada no rolo, e, portanto, pode estar relacionada a outros fatores, como, por exemplo, a velocidade mantida pelos ciclistas ao longo dos ensaios, uma vez que, com o aumento da velocidade, a potência necessária para manutenção do movimento também aumenta, e, portanto, tem-se uma variação na carga de trabalho. Estudos anteriores apresentaram uma redução na assimetria bilateral com o aumento da carga de trabalho (CARPES et al., 2008).

4.9.1.2 Variáveis de medidas coletadas a partir do sistema de pedais

A análise estatística do sistema de pedais instrumentados é compreendida apenas as variáveis de resposta que são dependentes unicamente do sistema de medidas de força nos pedais, são elas: as forças aplicadas à parte frontal e posterior dos pedais esquerdo e direito. Dessa forma, os resultados obtidos através do teste ANOVA são apresentados na Tabela 28.

Tabela 28: Resultados da análise estatística das variáveis de resposta relacionadas aos pedais.

		Sujeito		Frenagem		Valor Médio	Desvio Padrão
		F	P	F	P		
Pedal Esquerdo	F. Frontal [N]	262,9	0,000	106,7	0,000	46,26	15,67
	F. Posterior [N]	192,5	0,000	54,90	0,000	81,61	22,78
Pedal Direito	F. Frontal [N]	115,9	0,000	60,26	0,000	45,45	9,830
	F. Posterior [N]	108,6	0,000	20,48	0,000	67,31	21,65

A partir dos dados apresentados na Tabela 28, que a hipótese nula, a qual afirma que os fatores controláveis não influenciam significativamente as variáveis de resposta, pode ser descartada, uma vez que todos os valores-p calculados são nulos. Dessa forma, pode-se afirmar, com um nível de significância de 99%, que as forças aplicadas na parte frontal e posterior dos pedais varia significativamente entre os sujeitos e entre os níveis de frenagem magnética, e, portanto, os valores das respectivas variáveis são apresentados na Figura 76.

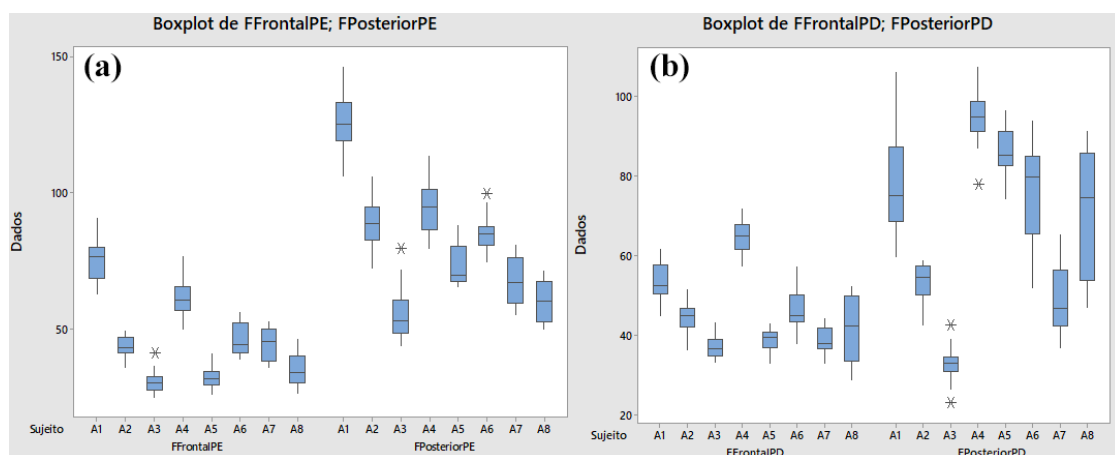


Figura 76: Dados estatísticos das variáveis de medida obtidas à partir dos pedais: (a) forças aplicadas no pedal esquerdo e (b) forças aplicadas no pedal direito.

Analisando-se a Figura 76, pode-se notar diferenças significativas entre os valores das forças aplicadas nos pedais por diferentes sujeitos. Para o caso do sujeito A1, por exemplo, pode-se notar uma diferença considerável entre as forças aplicadas no pedal esquerdo e direito; a força aplicada na parte frontal do pedal apresenta um valor médio de 76,25N, para o pedal esquerdo, e de 53,08N, para o pedal direito, da mesma forma que a força média aplicada na parte posterior dos pedais esquerdo e direito apresenta valores de 128,9N e 77,34N. Em contrapartida, o sujeito A8 aplicou uma força média na parte frontal dos pedais de 34,95N, para o pedal esquerdo, e 41,37N, para o pedal direito, ao passo que as forças médias aplicadas na parte posterior dos pedais apresentou valor de 60,17N para o pedal esquerdo e 69,73N para o pedal direito, o que representa uma assimetria bilateral média inferior à apresentada pelo sujeito 1, além de, ao contrário do ocorrido com o sujeito A1, as forças aplicadas pelo membro inferior direito terem sido maiores do que as aplicadas pelo membro inferior esquerdo.

4.9.1.3 Variáveis de medidas coletadas com o sistema de cinemetria

Para realização da análise estatística do sistema de posicionamento do sistema pedais-pedivelas, considerou-se apenas as variáveis de resposta que são dependentes unicamente do sistema de medida de posição, são elas: cadência, velocidade e ângulos mínimos e máximos atingidos pelos pedais esquerdo e direito ao longo dos ciclos de pedalada. Sendo assim, realizou-se um teste de análise de variância, cujos resultados obtidos são apresentados na Tabela 29.

Tabela 29: Resultados da análise estatística das variáveis de resposta relacionadas ao sistema de medida de posição.

		Sujeito		Frenagem		Valor	Desvio
		F	P	F	P	Médio	Padrão
Pedal	Ângulo Min. [°]	283,6	0,000	10,82	0,0010	-35,177	7,7197
Esquerdo	Ângulo Máx. [°]	107,92	0,000	5,67	0,0019	11,847	7,3334
Pedal	Ângulo Min. [°]	55,49	0,000	4,62	0,0330	-30,655	5,4517
Direito	Ângulo Máx. [°]	99,42	0,000	8,560	0,0040	17,059	5,6437
Cadência [RPM]		54,31	0,000	5,010	0,0270	82,179	4,7434
Velocidade [km/h]		54,31	0,000	5,010	0,0270	43,041	2,4844

A partir da análise dos dados apresentados na Tabela 29 pode-se perceber que as

variáveis de resposta abordadas variam significativamente em função do sujeito, uma vez que os valor-p calculados são todos nulos, mas não variam significativamente em função do nível de frenagem magnética utilizado no rolo de treinamento. Esses resultados são interessantes tendo-se em vista que uma variação no nível de frenagem magnética do rolo de treinamento gera um aumento na potência necessária para manutenção do movimento, o que, de acordo com os estudos realizados por (KAUTZ et al., 1991), poderia implicar em um aumento da amplitude dos ângulos máximo e mínimo atingidos pelo pedal. No entanto, como, no presente estudo, a velocidade e a cadência não foram fixadas, e o teste executado foi planejado para não levar os participantes ao nível cardio-respiratório máximo, o aumento do nível de frenagem pode não ter sido suficiente para causar uma variação significativa nos limites angulares. A Figura 77 apresenta os valores das variáveis de resposta para cada nível do fator controlável A.

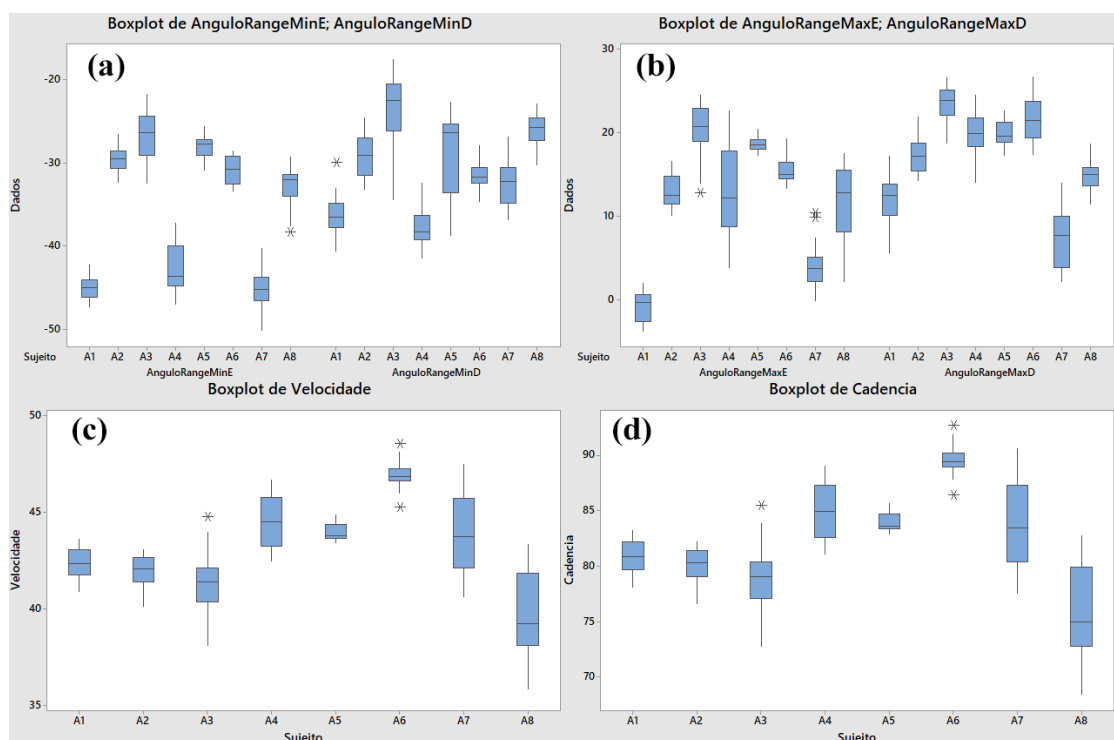


Figura 77: Dados estatísticos das variáveis de medida obtidas à partir do sistema de cinemática: (a) ângulos mínimos assumidos pelos pedais, (b) ângulos máximos assumidos pelos pedais, (c) velocidade e (d) cadência.

Através dos dados apresentados na Figura 77 (a) e (b), pode-se perceber uma diferença significativa entre os ângulos mínimos e máximos atingidos pelos pedais em função dos diferentes níveis do fator controlado sujeito. Da mesma forma, nota-se que alguns

sujeitos apresentaram maior variação dos ângulos ao longo dos ensaios, o que indica diferenças significativas na técnica de pedalada utilizada pelos ciclistas. Pela Figura 77 (c) e (d), pode-se perceber que cada ciclista manteve uma velocidades e cadências significativamente diferentes do que os outros, o que é justificado pelo fato dessas duas variáveis não terem sido controladas ao longo do experimento. Além disso, nota-se que a variabilidade entre os ensaios é diferente para cada ciclista; por exemplo, o ciclista A5 manteve uma velocidade média entre 43,64 e 44,36km/h em, pelo menos, 75% dos ensaios realizados, ao passo que o sujeito A8 manteve uma velocidade média entre 38,08 e 41,84km/h, para um mesmo número de amostras. Essa característica também é observada em relação à cadência, e é justificada pelo nível de preparo físico dos ciclistas, já que um deles variou menos sua velocidade para ensaios com níveis de frenagem magnéticas diferentes, e, portanto, manteve uma potência média maior do que o outro.

4.9.1.4 Variáveis de medidas dependentes de dois ou mais sistemas

Nesta etapa do trabalho avaliou-se estatisticamente as seis variáveis de resposta que dependem de mais de um dos sistemas de medidas apresentados anteriormente, são elas: a posição angular do pedivela nos instantes em que ocorrem os picos de força efetiva nos pedivelas esquerdo e direito e a posição angular do pedivela nos instantes em que ocorre os picos de força na parte frontal e posterior dos pedais. Dessa forma, os resultados referentes à análise estatística, assim como as médias e desvios padrões das variáveis que caracterizam a população estudada, são apresentados na Tabela 30.

Tabela 30: Resultados da análise estatística das variáveis de resposta que dependem de 2 ou mais sistemas.

Posição Angular do Pedivela	Sujeito		Frenagem		Valor Médio	Desvio Padrão
	F	P	F	P		
F efetiva Esquerda [°]	19,12	0,000	0,29	0,590	279,01	8,650
F efetiva Direita [°]	27,93	0,000	0,27	0,604	85,949	10,23
F frontal esquerda [°]	290,6	0,000	0,05	0,818	282,05	23,00
F frontal direita [°]	92,37	0,000	0,37	0,576	89,450	17,86
F posterior esquerda [°]	164,2	0,000	6,86	0,11	286,80	23,00
F posterior direita [°]	66,45	0,000	0,47	0,496	101,07	22,29

A partir dos dados apresentados na Tabela 30, é possível afirmar que, para a população

analisada, o fator controlado A (sujeito) influenciou significativamente a posição angular para a qual ocorrem os picos de força nos pedais e pedivelas. No entanto, não encontrou-se evidências suficientes para indicar que a fase da pedalada para a qual ocorrem os picos de força seja afetados pelo nível de frenagem magnética. Sendo assim, a Figura 78 apresenta os valores das variáveis de resposta para cada nível do fator controlável A.

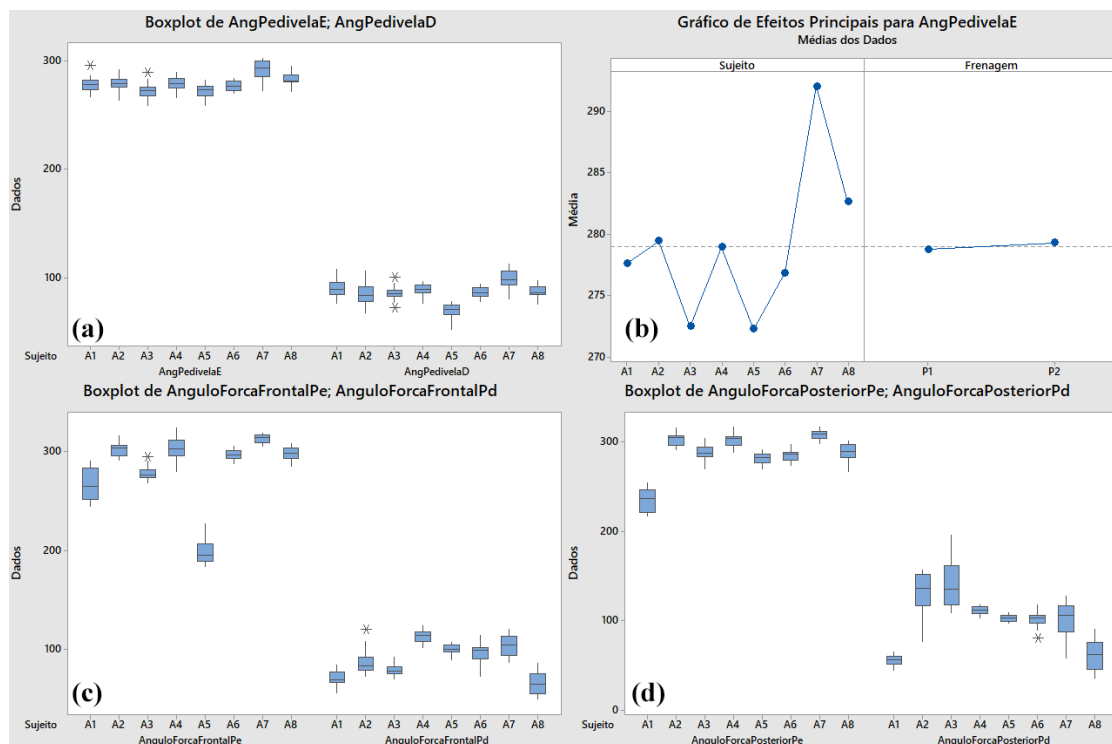


Figura 78: Fase da pedalada para a qual ocorrem os picos de força: (a) e (b) efetiva, aplicada aos pedivelas; (c) frontal e (d) posterior, aplicadas aos pedais.

Na Figura 78 (a), pode-se perceber que, para 75% das amostras, os valores máximos da força efetiva aplicada ao pedivela ocorreram quando o mesmo encontra-se em uma posição angular entre 80 e 92°, no pedivela direito e entre 273 e 278° no pedivela esquerdo, o que está de acordo com as faixas de valores descritas na literatura (SCHMIDT, 2014; BINI; CARPES, 2014; OMAR et al., 2015). Através da Figura 78 (b), pode-se notar o efeito dos diferentes níveis dos fatores controláveis A e B sobre o ângulo para o qual ocorre o pico de força efetiva no pedivela esquerdo; conforme esperado, notam-se diferenças significativas na variável de resposta para os diferentes níveis do fator controlável A ao mesmo tempo que não é evidenciada uma diferença significativa ocasionada pelos níveis do fator controlável B. Observando-se os dados apresentados nas Figuras 78 (c)

e (d), pode-se perceber que, em 75% das amostras, os picos de força medidos na parte frontal dos pedais ocorreu entre 275 e 305°, para o pedal esquerdo, e entre 76 e 104° para o pedal direito, ao passo que os picos de força aplicados à parte posterior do pedal ocorreram entre 281 e 303°, para o pedal esquerdo, e entre 76 e 117° para o pedal direito.

Sendo assim, percebe-se que, para os sujeitos analisados, a variabilidade da posição angular do pedivela em que ocorrem os picos das força aplicados aos pedais é maior do que a variabilidade observada a partir dos picos de força efetiva aplicados ao pedivela. No entanto, é interessante notar que as forças máximas aplicadas tanto nos pedivelas quanto nos pedais ocorrem nas mesmas fases do ciclo de pedalada, fases 2 e 3, o que corresponde as características apresentadas em outros estudos, como (BINI; CARPES, 2014; NABINGER, 2006; SCHMIDT, 2014).

4.9.2 Sistema Inteligente

Para analisar a significância dos *scores* gerados a partir do sistema inteligente, realizou-se um projeto de experimentos em blocos aleatorizados com três fatores controláveis. Dessa forma, aplicou-se o teste baseado no método da Análise de Variância (ANOVA), uma vez que a análise dos dados demonstrou que os resíduos apresentam distribuição normal e que a premissa da igual variância entre as populações não foi quebrada e, portanto, a ANOVA é considerada um teste exato (MONTGOMERY, 2012). Sendo assim, o teste foi realizado para um intervalo de confiança de 99% (Tabela $\alpha=0.01$), considerando-se uma variável de resposta, o *score*, e três fatores controláveis, são eles: o sujeito, fator A de 18 níveis, o *score*, fator B de dois níveis (valor determinado pelo especialista e pelo sistema desenvolvido), e o nível de frenagem magnética, fator C de dois níveis.

Através da ANOVA, constatou-se que apenas dois fatores controláveis são significativos para a variável de resposta considerada, o sujeito (valor $F=708,78$ para um valor $P=0,00$) e a marcha (valor $F=281,95$ para um valor $P=0,00$), ao passo que o método foi considerado um fator não significativo (valor $F=0,04$ para um valor $P=0,842$). Como o teste realizado indica o resultado da hipótese de que as médias da variável de resposta são significativamente iguais, ou, pelo menos uma das médias da amostra é diferente, é interessante utilizar testes complementares, como o teste de múltiplas médias de Fischer, para

determinar quais médias são significativamente diferentes (CURRELL, 2015). Sendo assim utilizou-se um teste de Fischer com nível de significância de 99% (Tabela $\alpha=0.01$), a partir do qual constatou-se que as médias da variável de resposta, entre grupos de atletas e níveis de frenagens, são significativamente diferentes, e, portanto, a Figura 79 apresenta o gráfico de efeitos do *Score* em função de cada um dos fatores controláveis.

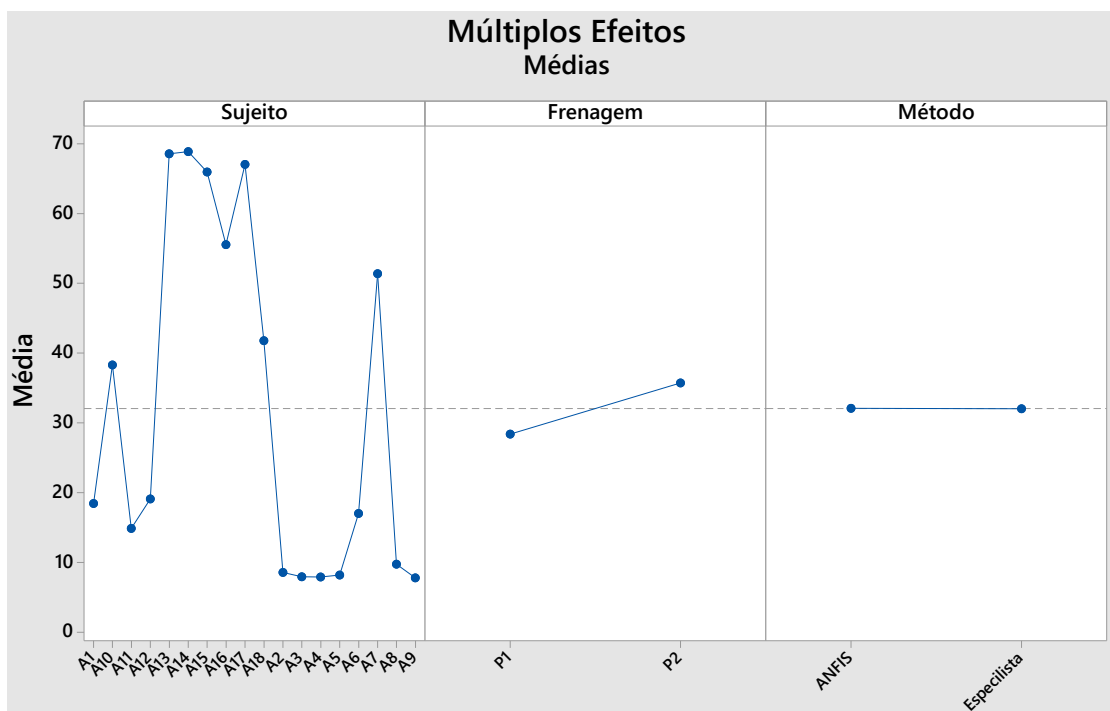


Figura 79: Efeitos das variáveis controláveis sobre a variável de resposta *score*.

A partir da Figura 79, pode-se perceber o efeito do sujeito sobre o valor médio do *score*, por exemplo, enquanto o nível A1 do fator controlável sujeito resulta em um *score* médio de 18,46%, o nível A17 resulta em um valor médio igual a 55,54%. O mesmo comportamento é observado no gráfico do *score* em função do nível de frenagem, no qual, para o nível P1, têm-se um *score* médio de 28,38% e para o nível P2, têm-se um *score* médio de 35,73%. No entanto, para o caso do fator controlável método, nota-se que não há variação significativa para a média do *score*, o que indica que os dados gerados à partir do sistema ANFIS desenvolvido não são estatisticamente diferentes dos dados gerados pelo especialista, e, portanto, o treinamento realizado foi considerado válido.

5 CONCLUSÃO

Com base no presente trabalho, foi possível compreender algumas das características biomecânicas associadas ao movimento de pedalada. Analisando-se os dados coletados através dos três sistemas de medidas de forma paralela, pôde-se observar os padrões de aplicação das forças no sistema pedal-pedivela em cada fase do ciclo de pedalada. Utilizando-se o sistema inteligente desenvolvido, foi possível comparar quantitativamente a técnica de pedalada apresentada pelos diferentes voluntários que participaram do estudo. Para que isso fosse possível, realizou-se a revisão bibliográfica apresentada na Seção 2 deste trabalho, aonde os conceitos teóricos fundamentais ao desenvolvimento desta pesquisa foram abordados. Em sequência, determinou-se a marca e modelo dos pedais de encaixe que foram utilizados no projeto com base na vasta utilização deste modelo por ciclistas de estrada, possibilitando os ciclistas que participaram do experimento a usarem suas próprias sapatilhas, de forma a afetar, o mínimo possível, a técnica de pedalada do voluntário.

Sendo assim, os pedais escolhidos foram digitalizados, com uma resolução de 0,1mm, utilizando-se um *scanner* 3D comercial. Em posse das malhas de superfície obtidas, desenvolveu-se os modelos virtuais dos pedais, incluindo-se as partes que não puderam ser digitalizadas, como o eixo dos pedais e o sistema de encaixe. Posteriormente, realizaram-se as análises virtuais de deformação dos pedais, determinando-se os pontos de cimentação dos extensômetros utilizados nos pedais. Após a cimentação dos extensômetros, utilizou-se uma plataforma de aquisição comercial de extensimetria para realização de ensaios com ciclistas amadores a partir dos quais a deformação máxima em cada eixo de medida de força foi determinada. Sabendo-se o valor das deformações máximas desejadas, levantou-se as funções de transferência de deformação em função da aplicação de carga e determinou-se os carregamentos mecânicos máximos de cada eixo de medida em 35kgf. Em sequência, desenvolveu-se o circuito de condicionamento e levantou-se as funções de transferência de tensão de saída em função do carregamento aplicado; o erro de linearidade máximo encontrado ficou abaixo de 0,75% para todas os canais. Atra-

vés da análise de incerteza, realizada pelo método clássico, determinou-se que a máxima incerteza de medida expandida ($k=2$), relativa à sensibilidade de cada canal, foi de 1,55%.

Posteriormente à instrumentação dos pedais, desenvolveu-se os suportes para fixação dos marcadores reflexivos na lateral dos pedais e posicionou-se as câmeras do sistema de cinematria de forma que os marcadores não ficassem oclusos à nenhuma câmera ao longo de todo o ciclo de pedalada. Sendo assim, calibrou-se as câmeras e configurou-se o sistema de cinematria de forma a possibilitar a exportação dos dados de posição tridimensional dos marcadores para um arquivo de texto à ser importado para o MATLAB[®] R2016b (versão estudante). Por fim, desenvolveu-se as rotinas de processamento dos dados de localização dos marcadores, para possibilitar a determinação da posição angular dos pedivelas e pedais ao longo dos ensaios e elaborou-se a rotina de coleta de dados dos pedais e do sistema de sincronização temporal dos três sistemas de medidas.

Com intuito de possibilitar uma comparação quantitativa entre treinos ou ciclistas, implementou-se um sistema inteligente baseado em redes Neuro-Fuzzy (ANFIS), com três entradas e uma saída. Levando-se em consideração os valores da potência média, do desvio padrão da potência e da assimetria bilateral média obtida ao longo dos ensaios, é gerado um *score* que representa o nível da técnica de pedalada do ciclista. Em razão do uso dos três parâmetros escolhidos como entradas do ANFIS e da lógica desenvolvida, considerou-se que o sistema pode levar a uma análise mais robusta da técnica de pedalada do ciclista do que abordagens que levam em consideração apenas os valores da potência média ou de pico obtidos ao longo de ensaios realizados em laboratório.

Por fim, após completada a fase de desenvolvimento e os testes iniciais, implementou-se um projeto de experimentos em blocos aleatorizados e realizou-se ensaios com 8 ciclistas de diferentes características fisiológicas e níveis de treinamento distintos. Analisando-se os dos dados coletados, avaliou-se cada uma das variáveis de resposta, constatando-se que o efeito do fator controlado A (sujeito) foi sempre significativo ao passo que o efeito do fator controlado B (nível de frenagem magnética) foi significativo para oito das 23 variáveis de resposta. Além disso, comparou-se os resultados obtidos através do método experimental implementado com os resultados presentes na literatura, constatando-se que,

para o grupo analisado, eles estão de acordo com os apresentados por outros autores. Portanto, a partir deste trabalho, foi possível desenvolver um sistema de análise de pedalada que permite avaliar as principais características da técnica de pedalada utilizada pelo ciclista e comparar, quantitativamente, os resultados entre diferentes ensaios ou ciclistas.

6 RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Neste capítulo são apresentadas algumas propostas que poderiam ser adotadas para dar continuidade ao projeto, enriquecendo a pesquisa e corroborando com as análises desenvolvidas e apresentadas no presente trabalho. São elas:

- a principal recomendação é relacionada às limitações do número do espaço amostral e o correspondente impacto no projeto de experimentos realizado para analisar o comportamento do sistema. Sugere-se a implementação de um projeto de experimentos com número maior de voluntários, permitindo uma análise estatística mais representativa. Além disso é interessante considerar a realização de testes apenas com ciclistas que pratiquem o esporte de forma profissional, já que estes, por terem uma maior experiência, podem apresentar uma menor variabilidade entre as técnicas de pedalada utilizadas, e, portanto, possibilitar um teste mais refinado do sistema;
- considerando-se a primeira recomendação, a realização de ensaios com um maior número de ciclistas profissionais possibilitaria uma melhor avaliação do sistema inteligente desenvolvido, uma vez que as diferenças entre os valores médios das variáveis consideradas como entradas do sistema seria menor e, por consequência, as diferenças na saída do sistema também seriam menores. Aplicando-se essa abordagem, avaliar-se-ia se a eficácia das variáveis de entrada do ANFIS na análise da técnica de pedalada apresentada por ciclistas profissionais. Além disso, sugere-se uma maior interface com treinadores de ciclistas profissionais com intuito de compreender melhor as variáveis que influenciam o desempenho do ciclista em pista;
- com relação à plataforma utilizada para aquisição dos sinais de tensão elétrica de saída do circuito condicionador dos pedais, sugere-se o desenvolvimento de um sistema de aquisição de sinais que permita a eliminação dos cabos que ligam os pedais ao ADC. Para isso, poderia ser utilizado um micro-controlador com conversor analógico-digital de, pelo menos, 12 *bits* em conjunto a um sistema de transmissão

de dados sem fio de baixo consumo;

- para uma validação mais robusta do protótipo desenvolvido, sugere-se uma análise da incerteza combinada para todo o sistema, assim como, a avaliação do efeito térmico no funcionamento do sistema e a realização dos procedimentos necessários para minimizá-lo, além da elaboração de cadeias de medidas experimentais que incluam os níveis de ruído em cada uma de suas etapas;
- em relação à medida de posição angular do sistema pedal-pedivela, seria interessante a utilização de um sistema de cinemetria composto por câmeras que permitam a aquisição da posição de marcadores à uma taxa de atualização maior do que 200 quadros por segundo, pois a aplicação de outros protocolos de ensaios poderiam implicar em cadências mais elevadas, impactando negativamente na qualidade das medidas. Por esse motivo, sugere-se o uso de um sistema que possibilite análises de pedalada à cadências de até 130 RPM, valor este, encontrado na literatura para ciclistas profissionais;
- outra sugestão, também relacionada ao protocolo experimental realizado com os ciclistas, é quanto ao controle de mais fatores controláveis ao longo dos ensaios, como velocidade e cadência. Controlando-se essas variáveis, poder-se-ia realizar uma análise das faixas de cadência para as quais o rendimento do ciclista é maior e, portanto, determinar-se a diferença entre o rendimento de diferentes ciclistas para faixas de cadência semelhantes;
- por fim, a última consideração é em relação ao rolo de treinamento utilizado. Sugere-se a realização de uma análise do comportamento da frenagem do rolo para diferentes velocidades e níveis de frenagem magnética, uma vez que não é informado pelo fabricante o nível de potência despendido pelo ciclista em função dessas variáveis. Uma segunda possibilidade seria o uso de um rolo de treinamento que permita o controle da potência mecânica necessária para manutenção do movimento ou que disponha de um sistema de medida para essa variável.

REFERÊNCIAS

AL-ODIENAT, A. I.; AL-LAWAMA, A. A. The advantages of PID fuzzy controllers over the conventional types. **American Journal of Applied Sciences**, Deira, Dubai, v.5, n.6, p.653–658, 2008.

AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. A biomecânica em educação física e esporte. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, São Paulo, SP, v.25, n.spe, p.15–24, 2011.

AZAMATHULLA, H. M.; Ab. Ghani, A.; FEI, S. Y. ANFIS-based approach for predicting sediment transport in clean sewer. **Applied Soft Computing Journal**, N.Y.C, v.12, n.3, p.1227–1230, 2012.

AZEEZ, D. et al. Comparison of adaptive neuro-fuzzy inference system and artificial neural networks model to categorize patients in the emergency department. **SpringerPlus**, N.Y.C, v.2, n.1, p.416, 2013.

BALBINOT, A.; BRUSAMARELLO, V. J. **Instrumentação e Fundamentos de Medidas**. Rio de Janeiro: LTC, 2011. v.1.

BALBINOT, A.; MILANI, C.; NASCIMENTO, J. d. S. B. ahia. A new crank arm-based load cell for the 3D analysis of the force applied by a cyclist. **Sensors & Transducers**, Basel, Switzerland, v.14, n.12, p.22921–22939, 2014.

BALMER, J.; DAVISON, R. C. R.; BIRD, S. R. Peak power predicts performance power during an outdoor 16.1-km cycling time trial. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, Indianapolis, v.32, n.8, p.1485–1490, aug 2000.

BEN-HUR, A.; WESTON, J. A user's guide to support vector machines. **Methods in molecular biology**, Clifton, N.J., v.609, p.223–239, 2010.

BERTUCCI, W. M.; ARFAOUI, A.; POLIDORI, G. Analysis of the Pedaling Biomechanics of Master's Cyclists: a preliminary study. **Journal of Science and Cycling**, Pulianas, Granada, v.1, n.2, p.42–46, 2012.

BINI, R. R.; CARPES, F. P. (Ed.). **Biomechanics of Cycling**. 1.ed. Cham: Springer International Publishing, 2014. v.1.

BINI, R. R.; CARPES, F. P.; DIEFENTHAELER, F. Efeitos da posição dos joelhos no plano frontal sobre as forças aplicadas no ciclismo: estudo preliminar. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, Florianópolis, v.11, n.2, p.142–149, jan 2009.

BINI, R. R.; TAMBORINDEGUY, A. C.; MOTA, C. B. Effects of Saddle Height, Pedaling Cadence, and Workload on Joint Kinetics and Kinematics During Cycling. **Journal of Sport Rehabilitation**, Champaign, v.19, p.301–314, 2010.

BREIMAN, L. Random Forest. In: BREIMAN, L. (Ed.). **Machine Learning**. 1.ed. N.Y.C: Springer, 2001. v.45, n.1, p.5–32.

CANDOTTI, C. T. et al. Effective force and economy of triathletes and cyclists. **Sports Biomechanics**, Oxfordshire, v.6, n.1, p.31–43, jan 2007.

CARPES, F. P. et al. Bilateral pedaling asymmetry during a simulated 40-km cycling time-trial. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, Tokyo, v.47, n.1, p.51–57, 2007.

CARPES, F. P. et al. During an Incremental Exercise Cyclists Improve Bilateral Pedaling Symmetry. **Brazilian Journal of Biomotricity**, Itaperuna, v.2, n.3, p.155–159, 2008.

CHAVET, P.; LAFORTUNE, M.; GRAY, J. Asymmetry of lower extremity responses to external impact loading. **Human Movement Science**, Amsterdam, v.16, n.4, p.391–406, jun 1997.

- COYLE, E. F. et al. Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, Indianapolis, v.23, n.1, p.97–103, jan 1991.
- CURRELL, G. **Scientific Data Analysis**. 1.ed. Oxford: Oxford University Press, 2015. 352 p. v.1.
- DADIOS, E. (Ed.). **Fuzzy Logic - Controls, Concepts, Theories and Applications**. London: InTech, 2012. 428 p. v.1.
- DIEFENTHAELER, F.; BINI, R. R.; VAZ, M. A. Análise da técnica de pedalada durante o ciclismo até a exaustão. **Motriz**, Rio Claro, v.18, n.3, p.476–486, 2012.
- DOREL, S.; COUTURIER, A.; HUG, F. Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, Oslo, v.19, n.1, p.44–54, feb 2008.
- ENGELBRECHT, A. P. **Computational Intelligence**. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd, 2007. 597 p.
- ERICSON, M.; NISELL, R. Efficiency of Pedal Forces During Ergometer Cycling. **International Journal of Sports Medicine**, N.Y.C, v.09, n.02, p.118–122, apr 1988.
- FONDA, B.; SARABON, N.; LI, F.-X. Validity and reliability of different kinematics methods used for bike fitting. **Journal of Sports Sciences**, Headingley, v.32, n.10, p.940–946, jun 2014.
- FRANCO, S. **Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits**. 4.ed. N.Y.C: McGraw-Hill, 2014.
- GARCÍA-LÓPEZ, J. et al. Differences in pedalling technique between road cyclists of different competitive levels. **Journal of Sports Sciences**, Headingley, v.34, n.17, p.1619–1626, sep 2016.

GARDNER, A. S. et al. Maximal torque- and power-pedaling rate relationships for elite sprint cyclists in laboratory and field tests. **European Journal of Applied Physiology**, Amsterdam, v.101, n.3, p.287–292, sep 2007.

GOBLE, L. **The Blackwell guide to philosophical logic**. 1.ed. Hoboken: Blackwell Publishers, 2001. 510 p. v.1.

HATZE, H. The meaning of the term biomechanics. **Journal of Biomechanics**, N.Y.C, v.7, n.2, p.189–190, mar 1974.

HAYKIN, S. **Neural Networks and Learning Machines**. New Jersey: Pearson Prentice Hall, 2008. 906 p. v.3.

HOLZAPFEL, G. A.; OGDEN, R. W. **Biomechanical modelling at the molecular, cellular, and tissue levels**. 1.ed. Champain: Springer, 2009. 344 p. v.1.

HÜSKEN, M. **Instrumentação dos Pedais de uma Bicicleta de Estrada como Proposta para Análise da Força Aplicada**. 2018. 1–136 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) — Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), Porto Alegre, 2018.

ISO/IEC. Uncertainty of measurement - Guide to the expression of uncertainty in measurement (GUM:1995). **ISO/IEC Guide 98-3:2008**, Sèvres, v.2008, n.100, p.120, 2008.

JAIN, A.; Jianchang Mao; MOHIUDDIN, K. Artificial neural networks: a tutorial. **IEEE Computer Society**, N.Y.C, v.29, n.3, p.31–44, mar 1996.

JANG, J. Fuzzy Modeling Using Generalized Neural Networks and Kalman Filter Algorithm. In: NATIONAL CONFERENCE ON ARTIFICIAL INTELLIGENCE, 9., 1991, Anaheim. **Proceedings...** Association for the advancement of artificial intelligence: Menlo Park, 1991. v.91, p.762 – 767.

JANG, J.-S. ANFIS: adaptive-network-based fuzzy inference system. **IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics**, N.Y.C, v.23, n.3, p.665–685, 1993.

JANG, J. S. R.; SUN, C. T. Neuro-Fuzzy Modeling and Control. **Proceedings of the IEEE**, N.Y.C, v.83, n.3, p.378–406, 1995.

JANG, J.; SUN, C.; MIZUTANI, E. (Ed.). **Neuro-fuzzy and soft computing; a computational approach to learning and machine intelligence**. 1.ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, 1997.

JENKINS, S. Introduction to Sports Biomechanics: analysing human movement patterns. **International Journal of Sports Science and Coaching**, Thousand Oaks, v.3, n.1, p.141–145, 2009.

KARSTEN, B. et al. High Agreement between Laboratory and Field Estimates of Critical Power in Cycling. **International Journal of Sports Medicine**, N.Y.C, v.35, n.04, p.298–303, sep 2013.

KAUTZ, S. A. et al. The pedaling technique of elite endurance cyclists: changes with increasing workload at constant cadence. **International Journal of Sports Biomechanics**, Pulianas, Granada, v.7, p.29–53, 1991.

KLEINPAUL, F. J. et al. Efeito da altura do selim na cinemática da lombar de ciclistas. **Motriz**, Rio Claro, v.18, n.4, p.783–794, 2012.

KOHAVI, R. A Study of Cross-Validation and Bootstrap for Accuracy Estimation and Model Selection. In: INTERNATIONAL JOINT CONFERENCE ON ARTIFICIAL INTELLIGENCE (IJCAI), 14., 1995, Montreal. **Proceedings...** American Association for Artificial Intelligence: L.A, 1995. p.1–7.

LARSEN, K. Generalized Naive Bayes Classifiers. **ACM SIGKDD Explorations Newsletter**, N.Y.C, v.7, n.1, p.76–81, 2005.

LAZZARI, C. D.; BALBINOT, A. Wireless Crankarm Dynamometer for Cycling. **Sensors & Transducers**, Basel, v.128, n.5, p.39–54, 2011.

MAMDANI, E.; ASSILIAN, S. An experiment in linguistic synthesis with a fuzzy logic

controller. **International Journal of Man-Machine Studies**, London, v.7, n.1, p.1–13, jan 1975.

MINSKY, M.; PAPERT, S. Perceptrons: expanded edition. **MIT Press**, Cambridge, MA, v.522, p.20, 1988.

MONTGOMERY, D. C. **Design and Analysis of Experiments**. 8th.ed. Hoboken: Wiley, 2012. 752 p. v.1, n.1.

NABINGER, E. **Análise dinamométrica tridimensional da pedalada de ciclistas**. 2006. 124 p. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) — Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), Porto Alegre, 2006.

OMAR, V.-C. et al. Complete factorial design experiment for 3D load cell instrumented crank validation. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (EMBC), 37., 2015, Milan, Italy. **Proceedings...** IEEE: N.Y.C, 2015. p.3655–3658.

PIGATTO, A. V. **Desenvolvimento de Célula de Carga Instrumentada, com Circuito de Condicionamento Interno, para Análise de Força Aplicada por Ciclista**. 2015. 137 p. Monografia (Bacharel em Engenharia Elétrica) — Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), Porto Alegre, 2015.

PIGATTO, A. V.; BALBINOT, A. Uma nova célula de carga instrumentada, para análise das componentes da força aplicada por um ciclista. In: BRAZILIAN CONGRESS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, 15., 2016, Foz do Iguaçu. **Anais...** Biomedical Engineering Brazilian Society (SBEB): Rio de Janeiro, 2016. p.776–779.

PIGATTO, A. V.; BALBINOT, A. An Automatic Cycling Performance Measurement System Based on ANFIS. In: PEDRYCZ, W.; CHEN, S.-M. (Ed.). **Computational Intelligence for Pattern Recognition**. Cham: Springer International Publishing, 2018. p.227–252.

PIGATTO, A. V. et al. A new crank arm based load cell, with built in conditioning circuit and strain gages, to measure the components of the force applied by a cyclist. In:

ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY (EMBC), 38., 2016, Orlando. **Proceedings...** IEEE: N.Y.C, 2016. p.1983–1986.

R., C. P.; SANDERSON, D. J. The Biomechanics of Cycling: studies of the pedaling mechanics of elite pursuit riders. In: E., B. (Ed.). **Science of Cycling**. Champaign, IL: Human Kinetics, 1986. p.91–122.

METAXAS, D. (Ed.). **Human Motion: understanding, modelling, capture and animation**. 1.ed. Amsterdan: Springer, 2007. 636 p. v.36.

SALA, A.; ALBERTOS, P. Fuzzy Logic Controllers: advantages and drawbacks. In: CONGRESO LATINO DE CONTROLE AUTOMÁTICO, 8., 1998, Vina del Mar. **Proceedings...** Asociación Chilena de Control Automático (IFAC): Santiago, 1998. v.III, p.833–844.

SANDERSON, D. J.; HENNIG, E. M.; BLACK, A. H. The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. **Journal of Sports Sciences**, Headingley, v.18, n.3, p.173–181, jan 2000.

SANDERSON, D. J.; HENNIG, E. M.; BLACK, A. H. The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. **Journal of Sports Sciences**, Headingley, v.18, n.3, p.173–181, jan 2000.

SCHMIDT, A. **Competitive Cycling**. 1.ed. Aachen: Meyer & Meyer Sport, 2014. 300 p. v.1.

SEO, J.-W. et al. Comparison of joint kinematics and pedaling force in the young and the elderly. **Journal of physical therapy science**, Tokyo, v.28, n.8, p.2245–8, aug 2016.

Shahriar Jahan Hossain. Adaptive neuro-fuzzy inference system (ANFIS) based surface roughness prediction model for ball end milling operation. **Journal of Mechanical Engineering Research**, Victoria Island, v.4, n.3, 2012.

SMAK, W.; NEPTUNE, R. R.; HULL, M. L. The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. **Journal of biomechanics**, Oxford, v.32, n.9, p.899–906, sep 1999.

SOVNDAL, S. **Cycling anatomy**. 1.ed. Champaign: Human Kinetics, 2009. 191 p. v.1.

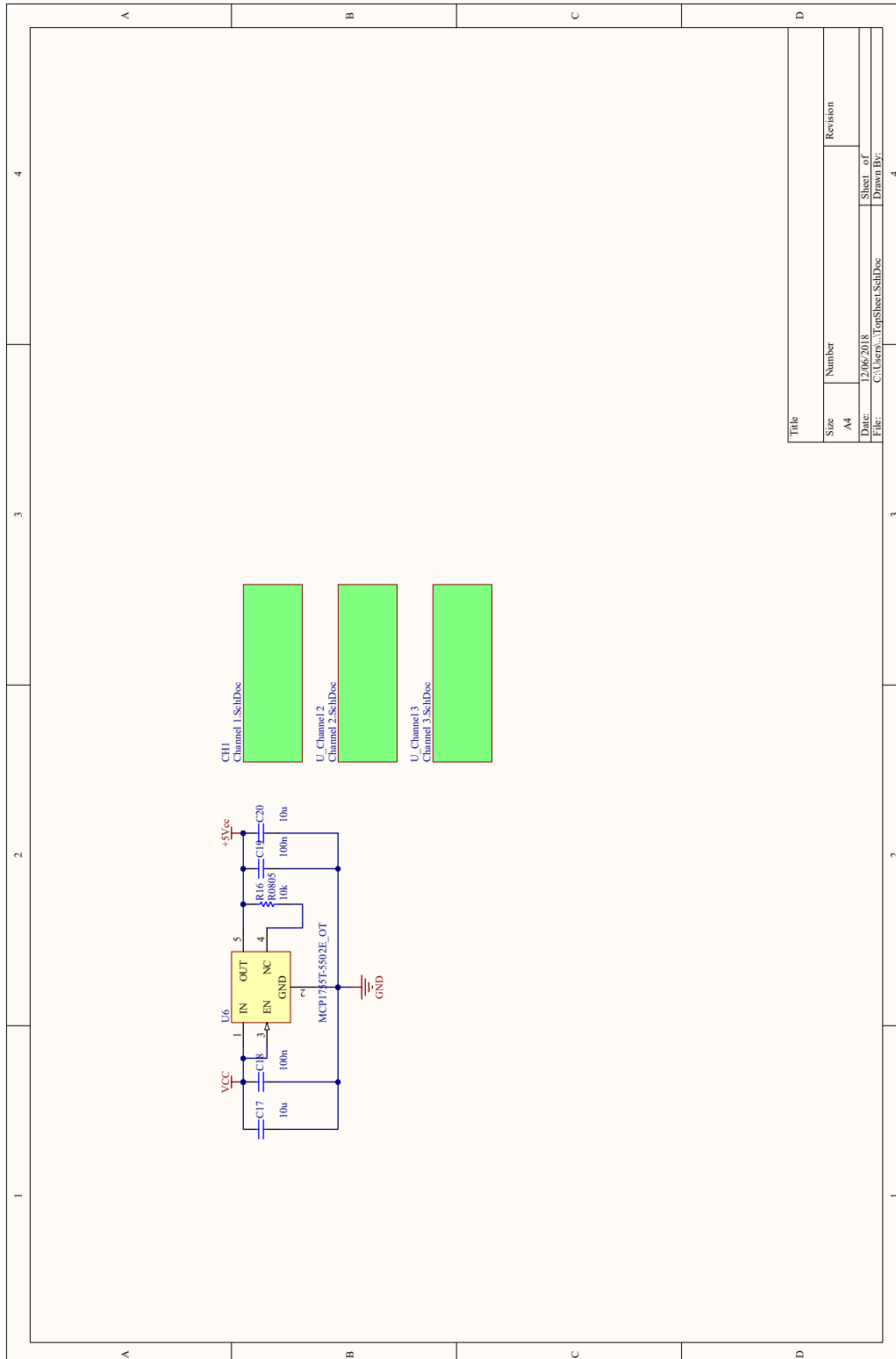
SUGENO, M.; KANG, G. T. Structure identification of fuzzy model. **Fuzzy Sets and Systems**, Amsterdam, v.28, n.1, p.15–33, 1988.

SUGENO, M.; TAKAGI, T. Derivation of fuzzy control rules from human operator control actions. In: INTERNATIONAL FEDERATION OF AUTOMATIC CONTROL CONFERENCE (IFAC), 4., 1983, Washington. **Proceedings...** Science Direct: Amsterdam, 1983. p.55–60.

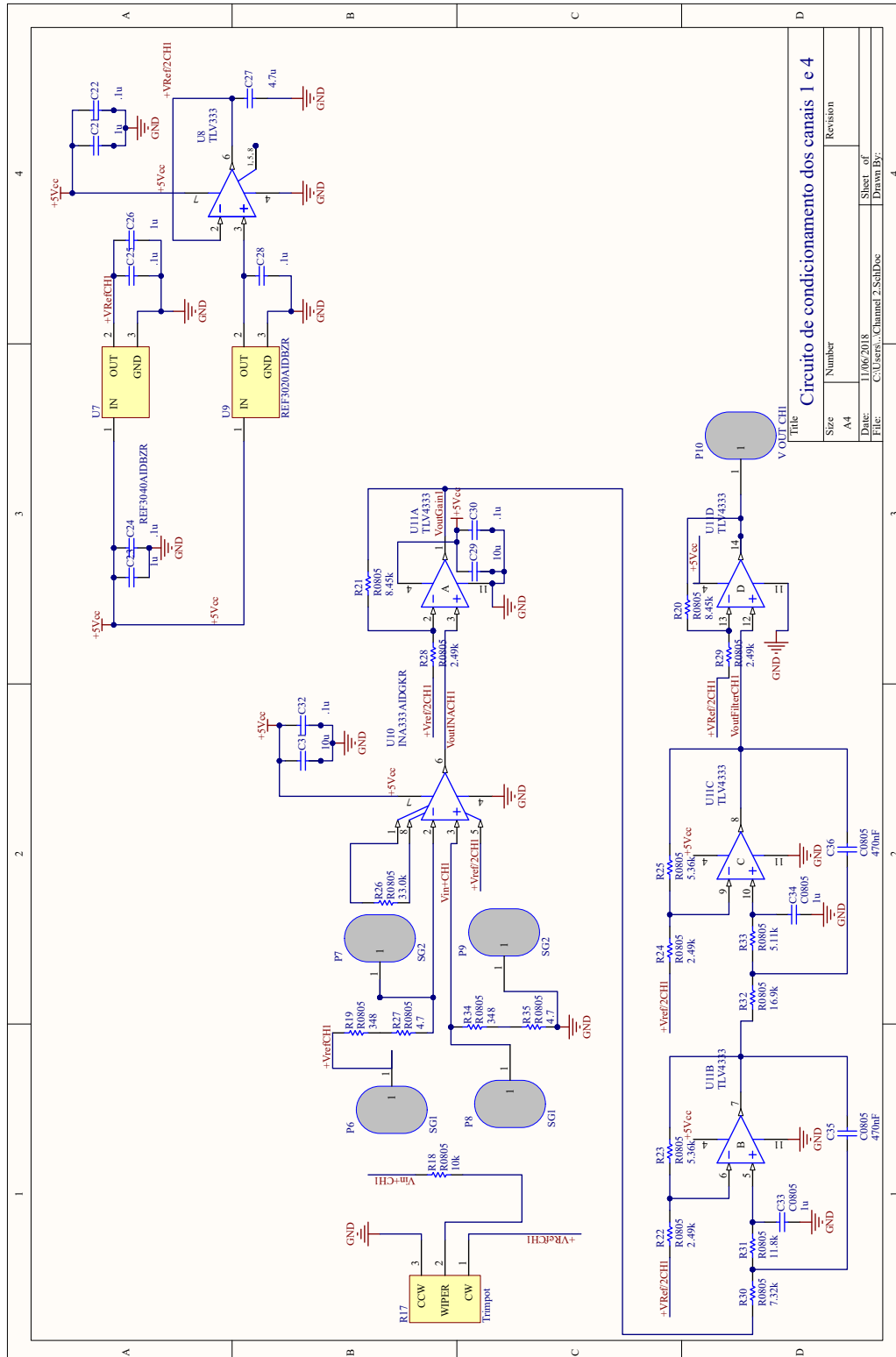
TAKAGI, T.; SUGENO, M. Fuzzy identification of systems and its applications to modeling and control. **IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics**, N.Y.C, v.SMC-15, n.1, p.116–132, jan 1985.

ZADEH, L. Fuzzy Sets. **Information and Control**, Amsterdam, v.8, n.3, p.338–353, jun 1965.

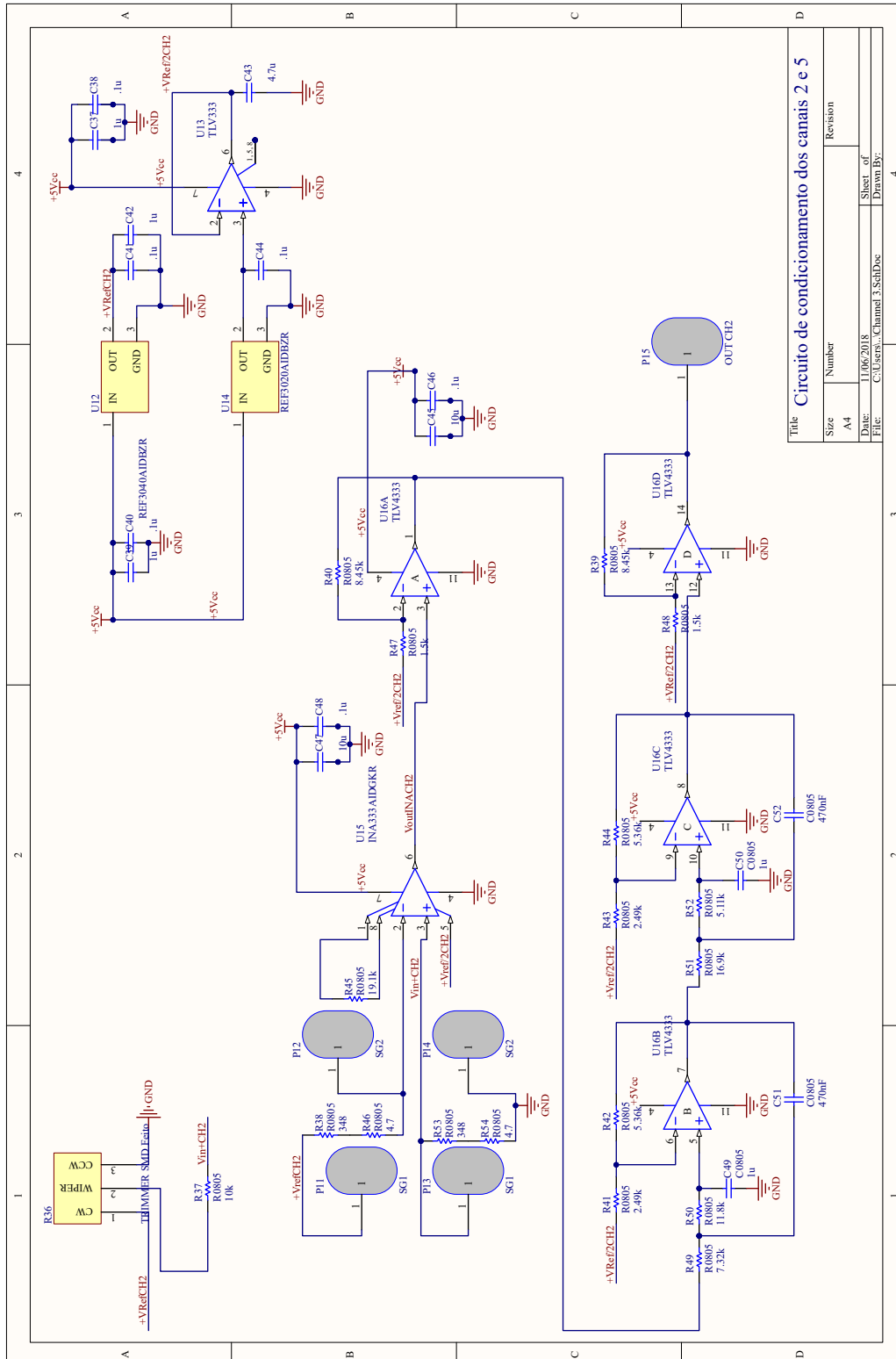
APÊNDICE A ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DE ALIMENTAÇÃO DOS CANAIS 1 A 6



APÊNDICE B ESQUEMÁTICO DOS CIRCUITOS DE CONDICIONAMENTO DOS CANAIS 1 E 4



APÊNDICE C ESQUEMÁTICO DOS CIRCUITOS DE CONDICIONAMENTO DOS CANAIS 2 E 5



Title: Circuito de condicionamento dos canais 2 e 5
 Size: A4
 Date: 11/06/2018
 File: C:\Users\... Channel 3_SchDoc

APÊNDICE D ESQUEMÁTICO DOS CIRCUITOS DE CONDI- CIONAMENTO DOS CANAIS 3 E 6

