

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

MATHEUS DE OLIVEIRA ARAÚJO

**Desenvolvimento de uma Plataforma de Força
Piezoelétrica Unidimensional para Análise da
Força de Reação do Pedal de uma Bicicleta**

Porto Alegre

2017

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

MATHEUS DE OLIVEIRA ARAÚJO

**Desenvolvimento de uma Plataforma de Força
Piezoelétrica Unidimensional para Análise da Força de
Reação do Pedal de uma Bicicleta**

Projeto de Diplomação apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para Graduação em Engenharia Elétrica

Orientador: Prof. Dr. Alexandre Balbinot

Porto Alegre

2017

CIP - Catalogação na Publicação

Araújo, Matheus de Oliveira Araújo
Desenvolvimento de uma Plataforma de Força Piezoelétrica Unidimensional para Análise da Força de Reação do Pedal de uma Bicicleta / Matheus de Oliveira Araújo Araújo. -- 2017.
165 f.

Orientador: Alexandre Balbinot.

Trabalho de conclusão de curso (Graduação) --
Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de Engenharia, Curso de Engenharia Elétrica, Porto Alegre, BR-RS, 2017.

1. Plataforma de força. 2. Filmes piezoelétricos.
3. Unidimensional. 4. Força de pedalada. 5.
Bicicleta. I. Balbinot, Alexandre, orient. II. Título.

MATHEUS DE OLIVEIRA ARAÚJO

**Desenvolvimento de uma Plataforma de Força
Piezoelétrica Unidimensional para Análise da Força de
Reação do Pedal de uma Bicicleta**

Projeto de Diplomação apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para Graduação em Engenharia Elétrica

Prof. Dr. Alexandre Balbinot
Orientador - UFRGS

Banca Examinadora:

Prof. PhD. Léia Bernardi Bagesteiro
UFRGS

Prof. Msc. Juliano Machado
IFSul e UFRGS - PPGEE

Eng. André Vieira Pigatto
UFRGS - PPGEE

Eng. Maurício Hüsken
UFRGS - PPGEE

Porto Alegre

2017

Dedico este trabalho à minha família, que sempre esteve ao meu lado me apoiando independente das circunstâncias.

Agradecimentos

Agradeço, primeiramente, ao apoio incondicional de minha família durante todo o período em que estive na UFRGS. Agradeço também à minha namorada, aos meus amigos e aos demais familiares que acompanharam esta trajetória e entenderam meus momentos de ausência em épocas conturbadas.

Também, presto meus profundos agradecimentos ao Professor Alexandre Balbinot e ao Laboratório IEE como um todo por terem disponibilizado seus conhecimentos e sua infraestrutura, indispensáveis para que a realização deste trabalho fosse possível. Ainda, agradeço ao Professor Juliano Machado por disponibilizar sua bicicleta para que os ensaios fossem executados.

La primera gran virtud del hombre fue la duda, y el primer gran defecto la fe

Carl Sagan

Resumo

O presente trabalho consiste no desenvolvimento de uma plataforma de força unidimensional para análise da força de pedalada com a utilização de filmes piezoelétricos de modelo LDT0-028K (Measurement Specialties). Desta maneira, foi projetada via *software* SolidWORKS™ 2016 uma palmilha impressa em 3D para que a cimentação dos sensores fosse feita sem acarretar mudança na característica de pedalada. O posicionamento dos sensores buscou cobrir o máximo possível do ponto de contato entre sapatilha e pedal. O condicionamento foi feito com a utilização de um amplificador de instrumentação (responsável por aplicar ganho e eliminar o ruído de modo comum do sistema), um amplificador de carga (responsável por condicionar a resposta dinâmica do sinal, tornando-a aplicável a fenômenos *quasi*-estáticos) e um filtro passa-baixas com frequência de corte calculada em 20Hz. A calibração dinâmica do sistema foi feita com a aplicação de impulsos mecânicos à superfície dos sensores com a utilização de um martelo de impacto Brüel&Kjær™ 8206, com aquisição dos sinais feita por meio de um chassi NI SCXI-1600. Desta forma, pôde-se definir as funções de transferência experimentais para cada um dos 20 canais do sistema. O erro de linearidade máximo foi de 5,98% para o canal #4 da palmilha direita e de 5,81% para o canal #7 da palmilha esquerda. Os dados provenientes dos ensaios utilizando a bicicleta foram adquiridos com uma placa NI USB-6289. Na análise dos dados coletados, foi possível definir as fases da pedalada mediante a observação da soma de todos os canais para cada palmilha. A força total máxima aplicada na palmilha direita foi de 196,93N e a força total máxima aplicada na palmilha esquerda foi de 215,91N durante o ensaio #1. Considerando a análise individual dos canais para cada palmilha, pode-se inferir que é possível mapear as zonas de maior e de menor ativação durante o movimento de pedalada, sendo os sensores #9 da palmilha direita e #9 da palmilha esquerda os filmes com maior ativação e os sensores #6 da palmilha direita e #6 da palmilha esquerda os filmes com menor ativação para o indivíduo #1 durante o ensaio #1.

Palavras-chave: plataforma de força, unidimensional, força de pedalada, filmes piezoelétricos, palmilha.

Abstract

The present work consists of the development of a one-dimensional force platform for the pedaling force's analysis using piezoelectric films of model LDT0-028K (Measurement Specialties). Therefore, a 3D-printed insole was designed via SolidWORKS™ 2016 so that the piezoelectric sensors could be cemented without changing the pedaling characteristic. The sensor's positioning sought to cover the maximum point of contact between the shoe and the pedal. The conditioning for each channel was done using an instrumentation amplifier, a charge amplifier and an anti-aliasing filter with cutoff frequency of 20Hz. The system's dynamic calibration was done with the application of mechanical impulses to the sensor's surface using an impact hammer 8206 by Brüel&Kjær, being the output signal acquired by a chassis NI SCXI-1600. As a result, the experimental transfer functions could be defined for each one of the 20 channels of the system. The maximum linearity error was 5,98% for the channel #4 of the right insole and 5,81% for the channel #7 of the left insole. The data coming from the trials with a bicycle were acquired by a NI USB-6289 board. In the collected data's analysis, it was possible to define the pedaling phases by observing the sum of all channels for each insole. The maximum force applied on the right insole was 177,6N and the maximum force applied on the left insole was 211,3N during the trial #1. Considering the individual analysis of the channels for each insole, it can be inferred that it's possible to map the zones of greatest and of least activation during the movement, being the sensors #9 of the right insole and #9 of the left insole the ones with greatest activation and the sensors #6 of the right insole and #6 of the left insole the ones with least activation for the individual #1 during the trial #1.

Keywords: force platform, one-dimensional, pedaling force, piezoelectric films, insole.

Lista de Figuras

Figura 1 – Ilustração do Efeito Piezoelétrico.	24
Figura 2 – Denominação dos eixos adotados.	26
Figura 3 – Componentes da força aplicada.	31
Figura 4 – Ciclo da pedalada dividido em setores.	32
Figura 5 – Comparativo das forças e do torque entre as pernas dominante e não-dominante.	33
Figura 6 – Sistema piezoelétrico tridimensional: a) Vista superior e b) Vista lateral.	35
Figura 7 – Circuitos equivalentes para piezoelétricos.	36
Figura 8 – Típica resposta em frequência da impedância intrínseca do material piezoelétrico.	36
Figura 9 – Resposta em frequência da sensibilidade do material piezoelétrico. . . .	37
Figura 10 – Típica configuração do amplificador de carga.	38
Figura 11 – Típica resposta em frequência do amplificador de carga.	38
Figura 12 – Típica aplicação do amplificador de tensão.	39
Figura 13 – Típica resposta em frequência do amplificador de tensão.	39
Figura 14 – Diagrama de blocos do sistema proposto.	41
Figura 15 – Fotos utilizadas para reprodução dos traços da palmilha.	42
Figura 16 – Traços de contorno da palmilha original.	43
Figura 17 – Palmilha com extrusões e espaçamento para os fios.	43
Figura 18 – Palmilhas finalizadas com os sensores cimentados na região de interesse.	44
Figura 19 – Foto do filme piezoelétrico - modelo LDT0-028K.	45
Figura 20 – Dimensões do modelo LDT0-028K.	45
Figura 21 – Esquemático da conexão das baterias.	48
Figura 22 – Esquemático do primeiro estágio do condicionador de sinais.	49
Figura 23 – Esquemático do Amplificador de Carga.	50
Figura 24 – Resposta simulada em frequência do amplificador de carga.	51
Figura 25 – Resposta simulada em frequência do conjunto amplificador de carga/filme piezoelétrico.	52
Figura 26 – Esquemático do filtro passa-baixas.	52
Figura 27 – Resposta simulada em frequência do filtro passa-baixas.	53
Figura 28 – Cadeia de Medidas teórica para o sistema.	54
Figura 29 – Montagem referente aos ensaios de validação da alimentação.	57
Figura 30 – Típica resposta temporal de um filme piezoelétrico.	58
Figura 31 – Montagem executada para análise do desempenho do filtro.	60
Figura 32 – Montagem do ensaio para determinação do ruído pico-a-pico dos canais.	60

Figura 33 – Rotina LabVIEW para aquisição dos sinais resultantes do ensaio para ruído pico-a-pico.	61
Figura 34 – Montagem realizada para a determinação da resposta dinâmica dos canais.	62
Figura 35 – Diagrama <i>LabVIEW</i> para o circuito de condicionamento.	63
Figura 36 – Diagrama <i>LabVIEW</i> para o martelo de impacto.	64
Figura 37 – Foto de um dos ensaios realizados.	65
Figura 38 – Ruído em regime permanente para a alimentação positiva.	67
Figura 39 – Ruído em regime permanente para a alimentação negativa.	68
Figura 40 – Transiente para a alimentação positiva.	69
Figura 41 – Transiente para a alimentação negativa.	69
Figura 42 – Resposta temporal adquirida para o canal 5 do pé direito.	70
Figura 43 – Resposta simulada em frequência do condicionador.	74
Figura 44 – Resposta dinâmica para o Canal 5 da palmilha direita.	77
Figura 45 – Sapatilhas com as palmilhas instrumentadas e circuitos de condicionamento.	81
Figura 46 – Extrato da aquisição para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente).	82
Figura 47 – Extrato da aquisição para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente).	82
Figura 48 – Extrato da aquisição para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente).	83
Figura 49 – Extrato da aquisição para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente).	83
Figura 50 – Extrato da aquisição para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente).	84
Figura 51 – Identificação das fases da pedalada com relação à soma de todos os canais para a cadência média do indivíduo #1.	85
Figura 52 – Canais de maior ativação para cada palmilha do indivíduo #1 (D - Canal #9 e E - Canal #9, respectivamente).	86
Figura 53 – Representação do painel frontal do programa desenvolvido em <i>LabVIEW</i> para aquisição de dados.	93
Figura 54 – Representação do diagrama de blocos do programa desenvolvido em <i>LabVIEW</i> para aquisição de dados.	94
Figura 55 – <i>Layouts</i>	95
Figura 56 – Esquemático genérico para o canal de condicionamento.	96
Figura 57 – Resposta temporal para o canal 0 do pé direito.	97
Figura 58 – Resposta temporal para o canal 1 do pé direito.	97
Figura 59 – Resposta temporal para o canal 2 do pé direito.	97
Figura 60 – Resposta temporal para o canal 3 do pé direito.	98

Figura 61 – Resposta temporal para o canal 4 do pé direito.	98
Figura 62 – Resposta temporal para o canal 6 do pé direito.	98
Figura 63 – Resposta temporal para o canal 7 do pé direito.	99
Figura 64 – Resposta temporal para o canal 8 do pé direito.	99
Figura 65 – Resposta temporal para o canal 9 do pé direito.	99
Figura 66 – Resposta temporal para o canal 0 do pé esquerdo.	100
Figura 67 – Resposta temporal para o canal 1 do pé esquerdo.	100
Figura 68 – Resposta temporal para o canal 2 do pé esquerdo.	100
Figura 69 – Resposta temporal para o canal 3 do pé esquerdo.	101
Figura 70 – Resposta temporal para o canal 4 do pé esquerdo.	101
Figura 71 – Resposta temporal para o canal 5 do pé esquerdo.	101
Figura 72 – Resposta temporal para o canal 6 do pé esquerdo.	102
Figura 73 – Resposta temporal para o canal 7 do pé esquerdo.	102
Figura 74 – Resposta temporal para o canal 8 do pé esquerdo.	102
Figura 75 – Resposta temporal para o canal 9 do pé esquerdo.	103
Figura 76 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 0 do pé direito.	104
Figura 77 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 1 do pé direito.	104
Figura 78 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 2 do pé direito.	104
Figura 79 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 3 do pé direito.	105
Figura 80 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 4 do pé direito.	105
Figura 81 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 5 do pé direito.	105
Figura 82 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 6 do pé direito.	106
Figura 83 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 7 do pé direito.	106
Figura 84 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 8 do pé direito.	106
Figura 85 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 9 do pé direito.	107
Figura 86 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 0 do pé esquerdo.	107
Figura 87 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 1 do pé esquerdo.	107
Figura 88 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 2 do pé esquerdo.	108
Figura 89 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 3 do pé esquerdo.	108
Figura 90 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 4 do pé esquerdo.	108
Figura 91 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 5 do pé esquerdo.	109
Figura 92 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 6 do pé esquerdo.	109
Figura 93 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 7 do pé esquerdo.	109
Figura 94 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 8 do pé esquerdo.	110
Figura 95 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 9 do pé esquerdo.	110
Figura 96 – Resposta dos canais #0 para as palmilhas direita e esquerda, respectivamente (ensaio #1).	111
Figura 97 – Resposta dos canais #1 para as palmilhas direita e esquerda, respectivamente (ensaio #1).	111

Figura 98 – Resposta dos canais #2 para as palmilhas direita e esquerda, respectivamente (ensaio #1).	112
Figura 99 – Resposta dos canais #3 para as palmilhas direita e esquerda, respectivamente (ensaio #1).	112
Figura 100 – Resposta dos canais #4 para as palmilhas direita e esquerda, respectivamente (ensaio #1).	113
Figura 101 – Resposta dos canais #5 para as palmilhas direita e esquerda, respectivamente (ensaio #1).	113
Figura 102 – Resposta dos canais #6 para as palmilhas direita e esquerda, respectivamente (ensaio #1).	114
Figura 103 – Resposta dos canais #7 para as palmilhas direita e esquerda, respectivamente (ensaio #1).	114
Figura 104 – Resposta dos canais #8 para as palmilhas direita e esquerda, respectivamente (ensaio #1).	115
Figura 105 – Resposta dos canais #9 para as palmilhas direita e esquerda, respectivamente (ensaio #1).	115
Figura 106 – Extrato da aquisição para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #2.	116
Figura 107 – Soma de todos os canais para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #2.	116
Figura 108 – Extrato da aquisição para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #3.	117
Figura 109 – Soma de todos os canais para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #3.	117
Figura 110 – Extrato da aquisição para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #4.	118
Figura 111 – Soma de todos os canais para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #4.	118
Figura 112 – Extrato da aquisição para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #5.	119
Figura 113 – Soma de todos os canais para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #5.	119
Figura 114 – Extrato da aquisição para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #6.	120
Figura 115 – Soma de todos os canais para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #6.	120
Figura 116 – Extrato da aquisição para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #7.	121

Figura 117–Soma de todos os canais para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #7.	121
Figura 118–Extrato da aquisição para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #8.	122
Figura 119–Soma de todos os canais para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #8.	122
Figura 120–Extrato da aquisição para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #9.	123
Figura 121–Soma de todos os canais para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #9.	123
Figura 122–Extrato da aquisição para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #10.	124
Figura 123–Soma de todos os canais para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #10.	124
Figura 124–Soma de todos os canais para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #1.	126
Figura 125–Extrato da aquisição para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #2.	126
Figura 126–Soma de todos os canais para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #2.	127
Figura 127–Extrato da aquisição para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #3.	127
Figura 128–Soma de todos os canais para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #3.	128
Figura 129–Extrato da aquisição para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #4.	128
Figura 130–Soma de todos os canais para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #4.	129
Figura 131–Extrato da aquisição para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #5.	129
Figura 132–Soma de todos os canais para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #5.	130
Figura 133–Extrato da aquisição para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #6.	130
Figura 134–Soma de todos os canais para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #6.	131
Figura 135–Extrato da aquisição para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #7.	131

Figura 136 – Soma de todos os canais para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #7.	132
Figura 137 – Extrato da aquisição para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #8.	132
Figura 138 – Soma de todos os canais para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #8.	133
Figura 139 – Extrato da aquisição para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #9.	133
Figura 140 – Soma de todos os canais para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #9.	134
Figura 141 – Extrato da aquisição para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #10.	134
Figura 142 – Soma de todos os canais para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #10.	135
Figura 143 – Soma de todos os canais para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #1.	136
Figura 144 – Extrato da aquisição para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #2.	136
Figura 145 – Soma de todos os canais para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #2.	137
Figura 146 – Extrato da aquisição para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #3.	137
Figura 147 – Soma de todos os canais para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #3.	138
Figura 148 – Extrato da aquisição para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #4.	138
Figura 149 – Soma de todos os canais para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #4.	139
Figura 150 – Extrato da aquisição para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #5.	139
Figura 151 – Soma de todos os canais para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #5.	140
Figura 152 – Extrato da aquisição para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #6.	140
Figura 153 – Soma de todos os canais para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #6.	141
Figura 154 – Extrato da aquisição para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #7.	141

Figura 155 – Soma de todos os canais para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #7.	142
Figura 156 – Extrato da aquisição para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #8.	142
Figura 157 – Soma de todos os canais para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #8.	143
Figura 158 – Extrato da aquisição para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #9.	143
Figura 159 – Soma de todos os canais para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #9.	144
Figura 160 – Extrato da aquisição para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #10.	144
Figura 161 – Soma de todos os canais para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #10.	145
Figura 162 – Soma de todos os canais para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #1.	146
Figura 163 – Extrato da aquisição para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #2.	146
Figura 164 – Soma de todos os canais para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #2.	147
Figura 165 – Extrato da aquisição para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #3.	147
Figura 166 – Soma de todos os canais para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #3.	148
Figura 167 – Extrato da aquisição para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #4.	148
Figura 168 – Soma de todos os canais para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #4.	149
Figura 169 – Extrato da aquisição para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #5.	149
Figura 170 – Soma de todos os canais para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #5.	150
Figura 171 – Extrato da aquisição para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #6.	150
Figura 172 – Soma de todos os canais para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #6.	151
Figura 173 – Extrato da aquisição para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #7.	151

Figura 174 – Soma de todos os canais para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #7.	152
Figura 175 – Extrato da aquisição para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #8.	152
Figura 176 – Soma de todos os canais para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #8.	153
Figura 177 – Extrato da aquisição para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #9.	153
Figura 178 – Soma de todos os canais para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #9.	154
Figura 179 – Extrato da aquisição para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #10.	154
Figura 180 – Soma de todos os canais para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #10.	155
Figura 181 – Soma de todos os canais para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #1.	156
Figura 182 – Extrato da aquisição para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #2.	156
Figura 183 – Soma de todos os canais para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #2.	157
Figura 184 – Extrato da aquisição para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #3.	157
Figura 185 – Soma de todos os canais para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #3.	158
Figura 186 – Extrato da aquisição para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #4.	158
Figura 187 – Soma de todos os canais para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #4.	159
Figura 188 – Extrato da aquisição para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #5.	159
Figura 189 – Soma de todos os canais para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #5.	160
Figura 190 – Extrato da aquisição para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #6.	160
Figura 191 – Soma de todos os canais para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #6.	161
Figura 192 – Extrato da aquisição para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #7.	161

Figura 193–Soma de todos os canais para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #7.	162
Figura 194–Extrato da aquisição para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #8.	162
Figura 195–Soma de todos os canais para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #8.	163
Figura 196–Extrato da aquisição para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #9.	163
Figura 197–Soma de todos os canais para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #9.	164
Figura 198–Extrato da aquisição para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #10.	164
Figura 199–Soma de todos os canais para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #10.	165

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Da notação retangular à notação de Voigt.	27
Tabela 2 – Características do filme piezoelétrico modelo LDT0-028K.	46
Tabela 3 – Características da bateria utilizada neste projeto.	47
Tabela 4 – Características dos Amplificadores de Instrumentação utilizados neste trabalho.	49
Tabela 5 – Valores obtidos para a constante de tempo de cada canal.	71
Tabela 6 – Resultado para o ensaio de ruído pico-a-pico para cada canal.	71
Tabela 7 – Tensões de <i>offset</i> para cada canal.	72
Tabela 8 – Relação de respostas de saída dos filtros para os canais do pé direito.	73
Tabela 9 – Relação de respostas de saída dos filtros para os canais do pé esquerdo.	74
Tabela 10 – Funções de transfêrencia, sensibilidade e erro de linearidade para o lado direito.	79
Tabela 11 – Funções de transfêrencia, sensibilidade e erro de linearidade para o lado esquerdo.	79
Tabela 12 – Informações do voluntário.	81
Tabela 13 – Relação da média das forças máximas aplicadas para a soma dos canais.	85
Tabela 14 – Força máxima média obtida para cada canal.	87
Tabela 15 – Média para a máxima da soma dos canais - Indivíduo #1.	124
Tabela 16 – Desempenho individual dos canais - Indivíduo #1.	125
Tabela 17 – Média para a máxima da soma dos canais - Indivíduo #2.	135
Tabela 18 – Desempenho individual dos canais - Indivíduo #2.	135
Tabela 19 – Média para a máxima da soma dos canais - Indivíduo #3.	145
Tabela 20 – Desempenho individual dos canais - Indivíduo #3.	145
Tabela 21 – Média para a máxima da soma dos canais - Indivíduo #4.	155
Tabela 22 – Desempenho individual dos canais - Indivíduo #4.	155
Tabela 23 – Média para a máxima da soma dos canais - Indivíduo #5.	165
Tabela 24 – Desempenho individual dos canais - Indivíduo #5.	165

Lista de Abreviaturas e Siglas

PVDF	Fluoreto de Polivinilideno
SPD	<i>Shimano Pedalling Dynamics</i>
PZT	Titanato Zirconato de Chumbo
ANSI	<i>American National Standards Institute</i>
IEEE	<i>Institute of Electrical and Electronics Engineers</i>
TI	<i>Texas Instruments</i>
DC	Corrente Contínua
TPU	Poliuretano Termoplástico
MSI	<i>Measurement Specialties Inc.</i>
ADC	Conversor Analógico Digital
SO	<i>Small Outline Integrated Circuit</i>
NI	<i>National Instruments</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>

Sumário

1	INTRODUÇÃO	22
2	CONTEXTO TEÓRICO	24
2.1	Piezoelasticidade	24
2.2	Fluoreto de Polivinilideno (PVDF)	29
2.3	Conceitos básicos da Biomecânica aplicada ao Ciclismo	30
2.3.1	Alguns Estudos sobre a Caracterização da Força Aplicada ao Pedal	30
2.3.2	Sensores Piezoelétricos e Medição da Força de Pedalada	34
2.4	Conceitos Básicos sobre Condicionamento de Sensores/Transdutores Piezoelétricos	35
3	METODOLOGIA EXPERIMENTAL	41
3.1	Estrutura da Palmilha	41
3.2	Filmes Piezoelétricos	45
3.3	Condicionamento do Filme Piezoelétrico	47
3.3.1	Circuito de Alimentação	47
3.3.2	Amplificador de Instrumentação	49
3.3.3	Amplificador de Carga	50
3.3.4	Filtro <i>Anti-Aliasing</i>	52
3.4	Sistema de Aquisição de Dados e Cadeia de Medidas Proposta	54
3.5	Procedimentos Para Validação do Projeto e Calibração	57
3.5.1	Validação do Circuito de Alimentação	57
3.5.2	Validação do Condicionamento do Filme Piezoelétrico	58
3.5.3	Calibração Dinâmica	61
3.5.4	Aquisição de Dados Durante a Pedalada	65
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	67
4.1	Validação do Circuito de Alimentação	67
4.2	Validação do Circuito de Condicionamento	69
4.3	Validação do Filtro Passa-Baixas	73
4.4	Análise das Incertezas	75
4.5	Calibração Dinâmica	77
4.6	Análise da forma de onda dos sensores durante a pedalada	81
5	CONCLUSÕES	88
6	PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS	89

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	90
ANEXO A – PROGRAMA <i>LABVIEW</i> PARA OS ENSAIOS COM A BICICLETA.	93
ANEXO B – ESQUEMÁTICO E <i>LAYOUT</i> DAS PCIS.	95
ANEXO C – RESULTADOS PARA VALIDAÇÃO DO CONDICIO- NAMENTO.	97
ANEXO D – RESULTADOS PARA DETERMINAÇÃO DO RUÍDO PICO-A-PICO DE CADA CANAL.	104
ANEXO E – DEMAIS FORMAS DE ONDA ADQUIRIDAS, MÁ- XIMO PARA A SOMA DOS CANAIS E DESEMPE- NHO INDIVIDUAL DOS CANAIS - INDIVÍDUO #1.	111
ANEXO F – DEMAIS FORMAS DE ONDA ADQUIRIDAS, MÁ- XIMO PARA A SOMA DOS CANAIS E DESEMPE- NHO INDIVIDUAL DOS CANAIS - INDIVÍDUO #2.	126
ANEXO G – DEMAIS FORMAS DE ONDA ADQUIRIDAS, MÁ- XIMO PARA A SOMA DOS CANAIS E DESEMPE- NHO INDIVIDUAL DOS CANAIS - INDIVÍDUO #3.	136
ANEXO H – DEMAIS FORMAS DE ONDA ADQUIRIDAS, MÁ- XIMO PARA A SOMA DOS CANAIS E DESEMPE- NHO INDIVIDUAL DOS CANAIS - INDIVÍDUO #4.	146
ANEXO I – DEMAIS FORMAS DE ONDA ADQUIRIDAS, MÁ- XIMO PARA A SOMA DOS CANAIS E DESEMPE- NHO INDIVIDUAL DOS CANAIS - INDIVÍDUO #5.	156

1 Introdução

O ciclismo é, sem sobra de dúvidas, um dos esportes mais disseminados e cultuados ao redor do mundo. Seja para fins de recreação ou para fins de desempenho, a bicicleta tende a se tornar parte das nossas vidas devido a seu caráter *ecofriendly*, substituindo os veículos automotores tradicionais. Em virtude disso, vem sendo realizado um grande número de publicações, a exemplo de PIGATTO (2015), sobre novas descobertas experimentais sobre a biomecânica do ciclismo, com o objetivo de conhecer com rigor científico as relações das forças aplicadas no ato de pedalar (BINI; CARPES, 2014).

A crescente demanda em relação ao esporte de rendimento impulsiona a necessidade de medidas cada vez mais próximas do ponto de contato entre atleta e o equipamento. A eficiência da força de pedalada no ciclismo é normalmente medida pela relação entre a força perpendicular ao pedivela e a força total aplicada ao pedal (BINI *et al.*, 2013).

Para realizar tais medidas de força, a caracterização precisa das cargas mecânicas impostas ao pedal representa um elemento fundamental (BROKER; GREGOR, 1990). SHARP (1896) deu início aos estudos para o entendimento das forças despendidas durante o ato de pedalar. Tais estudos estendem-se aos dias de hoje, sendo utilizados sensores de diversos princípios de funcionamento, com destaque para os extensômetros, para os piezoresistivos (acelerômetros e extensômetros semicondutores) e para os filmes piezoelétricos, com o objetivo de mapear os efeitos dos movimentos realizados durante o uso da bicicleta. O grande desafio é concretizar as medidas da forma menos invasiva, preservando ao máximo a ergonomia e a geometria original da estrutura. Tal objetivo pode, por exemplo, ser alcançado com o uso de membranas ou filmes sensíveis à pressão. No caso apresentado aqui, a escolha são filmes poliméricos piezoelétricos.

Os polímeros, nos últimos anos, têm sido alvo constante de estudos que visam entender melhor sua aplicação, principalmente em Sistemas de Instrumentação. Alguns polímeros, devido às suas características, começaram a substituir sensores tradicionais nas áreas das ciências biomédicas, pois os novos materiais são mais adaptáveis às formas orgânicas. Um dos materiais que ganhou muito espaço no mercado de filmes destinados a sensores e transdutores é o Fluoreto de Polivinilideno (*Polyvinilidene Fluoride*), conhecido por PVDF (KAWAI, 1969). Embora suas propriedades piezoelétricas tenham sido descobertas na década de 40, apenas na década de 70 é que estudos sobre tal material deslancharam, levando ao amplo uso de membranas de PVDF em aplicações biomédicas (LAROCHE *et al.*, 1995). Ainda, no grupo das várias razões pelas quais o PVDF provou-se tão popular com pesquisadores no campo dos sensores táteis destacam-se seu peso e seu preço, extremamente baixos se comparados a outros materiais (SOKHANVAR *et al.*, 2012).

Desta forma buscou-se, com este presente trabalho, mensurar a força diretamente em seu ponto de aplicação (na interface entre pé e pedal), quando normalmente tal força é mensurada via instrumentação do pedal ou por sistemas posicionados em outras partes da bicicleta. Neste contexto, o objetivo principal deste trabalho é construir uma plataforma de força unidimensional no formato de uma palmilha instrumentada com filmes de PVDF. Estrutura semelhante foi desenvolvida por MACEDO (2013) para a análise de marcha humana. Contudo, os objetivos divergem, já que o intuito do presente trabalho é mensurar a força exercida pelo pé durante o ato do pedalar. Em conjunto com um sistema de aquisição e armazenamento, tais dados serão analisados para comprovar a sua utilidade na área de aplicação.

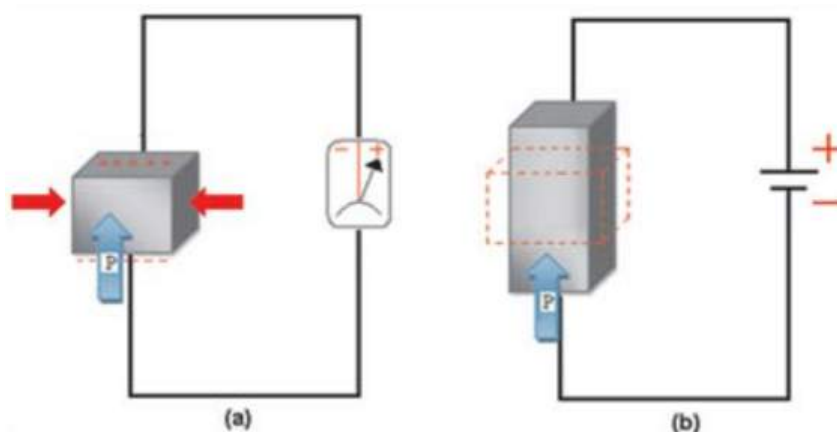
Preza-se pela miniaturização do sistema e a manutenção da não invasividade do método, de modo a conservar a naturalidade dos movimentos. Portanto, buscou-se expandir o conceito de pedal instrumentado, minimizando a invasividade e valorizando o ponto de contato entre pé e pedal. Para tal, a palmilha instrumentada proposta substituirá a estrutura já existente na sapatilha, sem acréscimo de volume - o que preserva o conforto e maximiza a fidelidade do movimento. Com apelo mais competitivo, será utilizado sistema SPD (*Shimano Pedalling Dynamics*), um dos mais difundidos em ambiente de alta performance. É válido ressaltar que se trata de uma análise unidimensional da força aplicada, ou seja, será contemplada apenas a força aplicada verticalmente em relação ao pedal.

2 Contexto Teórico

2.1 Piezoelectricidade

A palavra “piezo” é derivada do grego e significa pressão. Em 1880, Jacques e Pierre Curie descobriram que a pressão mecânica aplicada a um cristal de quartzo provocava o surgimento de um potencial elétrico. Chamaram o fenômeno de efeito piezoelétrico (BALBINOT; BRUSAMARELLO, 2010), que pode ser observado na Figura 1(a). De maneira análoga, ocorre uma deformação mecânica quando há aplicação de tensão elétrica ao material - o chamado efeito piezoelétrico reverso (DIAS *et al.*, 1994), que pode ser observado na Figura 1(b).

Figura 1 – Ilustração do Efeito Piezoelétrico.



FONTE: (BAYRAMOL *et al.*, 2012).

Materiais dotados de piezoelectricidade são encontrados na natureza, a exemplo do quartzo, da turmalina, entre outros. No entanto, o efeito piezoelétrico destes elementos é de baixa intensidade. O objetivo de obter materiais com tal efeito mais pronunciado levou ao desenvolvimento das chamados piezo-cerâmicas e dos piezo-polímeros. O primeiro grupo, cujo maior expoente é o Titanato Zirconato de Chumbo (PZT) (BERLINCOURT DA; JAFFE, 1965), encontrou grande emprego na construção de atuadores, pois apresentam maior coeficiente piezoelétrico; já o segundo grupo, cujo maior representante é o Fluoreto de Polivinilideno (PVDF) (KAWAI, 1969), é muito utilizado como sensor em forma de membranas - já que é concebido em filmes de diversas espessuras e tamanhos.

Materiais piezoelétricos possuem uma estreita relação entre suas propriedades mecânicas e elétricas. Assim, as propriedades mecânicas, representadas pela tensão mecânica \vec{X} e pela deformação mecânica \vec{S} , podem ser associadas às propriedades elétricas, sendo estas o campo elétrico \vec{E} e o deslocamento elétrico \vec{D} .

Para um material de constante dielétrica ε , em repouso e sem características piezoelétricas, tem-se a relação dada pela Equação (1):

$$\vec{D} = \varepsilon \cdot \vec{E} \quad (1)$$

Associando a constante elástica s do material à tensão mecânica aplicada \vec{X} e à deformação \vec{S} , tem-se a relação mecânica (Equação (2)):

$$\vec{S} = s \cdot \vec{X} \quad (2)$$

Considerando um meio piezoelétrico, há interação entre as variáveis elétricas e mecânicas segundo as Equações (3) e (4) (SMITS, 1976). A primeira refere-se ao efeito piezoelétrico direto; a segunda, ao efeito piezoelétrico reverso.

$$\vec{D} = d \cdot \vec{X} + \varepsilon_x \cdot \vec{E} \quad (3)$$

$$\vec{S} = s_E \cdot \vec{X} + d \cdot \vec{E} \quad (4)$$

Sendo s_E o coeficiente de elasticidade a campo elétrico constante, ε_x a permissividade a tensão mecânica constante e d a constante piezoelétrica. Considerando-se que em sua determinação são relacionados um tensor de segunda ordem (deformação mecânica - S_{ij} ou tensão mecânica - X_{ij}) e um vetor (campo elétrico externo, \vec{E}_k , ou deslocamento elétrico, \vec{D}_k), tem-se que as constantes piezoelétricas são tensores de terceira ordem (a_{ijk}). As Equações (3) e (4) podem ser apresentadas de forma matricial (Equação (5)) (ANSI/IEEE, 1988):

$$\begin{bmatrix} D \\ S \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varepsilon_X & d \\ d & s_E \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} E \\ X \end{bmatrix} \quad (5)$$

Se usada a notação de Voigt, considerando agora \vec{X} e \vec{E} também variáveis dependentes, pode-se representar a relação matricial da Equação (5) de maneira alternativa ((IEEE, 1949); (SMITS, 1976)). Em pares (\vec{X} e \vec{D} ; \vec{S} e \vec{D} ; \vec{S} e \vec{E}), as novas relações são observadas nas Equações (6), (7) e (8):

$$\begin{bmatrix} X \\ D \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c^E & -e_t \\ e & \varepsilon_S \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} S \\ E \end{bmatrix} \quad (6)$$

$$\begin{bmatrix} X \\ E \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c^D & -h_t \\ -h & \beta_S \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} S \\ D \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$\begin{bmatrix} X \\ D \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c^E & -e_t \\ e & \varepsilon_S \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} S \\ E \end{bmatrix} \quad (8)$$

com c representando a constante de rigidez elástica, e , h e g representando os coeficientes piezoelétricos tensoriais e β representando o inverso da permissividade. Ainda, o sub-índice t assinala matriz transposta.

Segundo Wada & Hayakawa (1976), as constantes d , g , e e h são definidas pelas Equações (9), (10), (11) e (12):

$$d = \left(\frac{\partial D}{\partial X} \right)_E = \left(\frac{\partial S}{\partial E} \right)_X \quad (9)$$

$$g = \left(\frac{\partial E}{\partial X} \right)_D = \left(\frac{\partial S}{\partial D} \right)_X \quad (10)$$

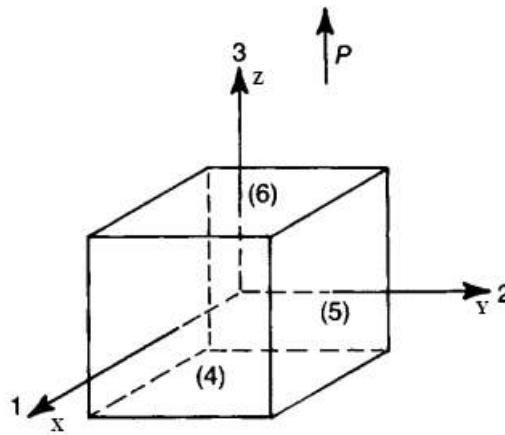
$$e = \left(\frac{\partial D}{\partial S} \right)_E = \left(\frac{\partial S}{\partial E} \right)_X \quad (11)$$

$$h = \left(\frac{\partial E}{\partial S} \right)_D = \left(\frac{\partial X}{\partial D} \right)_S \quad (12)$$

As constantes piezoelétricas d_{ij} surgem da razão entre a quantidade de carga gerada e a força aplicada, ambos por unidade de área. Portanto, a unidade medida é Coulomb por Newton $[\frac{C}{N}]$ (ANSI/IEEE, 1988).

Como há simetria das variáveis tensoriais ($x_{ij} = x_{ji}$), é possível utilizar o sistema de coordenadas observado na Figura 2, associado a uma numeração dos eixos.

Figura 2 – Denominação dos eixos adotados.



FONTE: Adaptado de (MOULSON & HERBERT, 1990).

Os eixos X (1) e Y (2) representam as direções laterais, o eixo Z (3) representa a espessura e os eixos 4, 5 e 6 representam as direções de rotação em torno de cada um dos eixos (4 para X, 5 para Y e 6 para Z). Ainda, é possível simplificar a notação com a utilização da notação de Voigt (DIAS *et al.*, 1994). A simetria permite descrever o tensor deformação como um tensor de primeira ordem, conforme observado na Tabela 1.

Tabela 1 – Da notação retangular à notação de Voigt.

	Tensões Nominais			Tensões de Corte		
ij	11	22	33	23=32	13=31	12=21
Voigt	1	2	3	4	5	6

FONTE: Adaptado de DIAS *et al.* (1994).

Desta maneira, de acordo com DIAS *et al.* (1994), as constantes piezoelétricas, antes tensores de terceira ordem, são reduzidos a tensores de segunda ordem, apontando o primeiro índice a direção do campo aplicado (1 a 3) e o segundo índice a direção de deformação (1 a 6).

Segundo a norma ANSI/IEEE (1988), as constantes piezoelétricas têm índice referenciado ao sentido de aplicação da força (\vec{F}) e à direção de polarização (\vec{P}) do material piezoelétrico, sendo medida a carga elétrica Q , de acordo com os eixos definidos na Figura 2. Portanto, se aplicada força perpendicular à superfície de polarização no eixo 3 (F_{31}), obtém-se grandeza referente à constante piezoelétrica d_{31} :

$$d_{31} = \frac{Q}{F_{31}} \quad (13)$$

Se aplicada força paralela à superfície de polarização no eixo 3 F_{33} , obtém-se grandeza referente à constante piezoelétrica d_{33} :

$$d_{33} = \frac{Q}{F_{33}} \quad (14)$$

Se no eixo de polarização é aplicada força F_{15} que favorece a torção, obtém-se grandeza referente à constante piezoelétrica d_{15} :

$$d_{15} = \frac{Q}{F_{15}} \quad (15)$$

Vale ressaltar que as constantes piezoelétricas são análogas quando aplicadas ao efeito piezoelétrico reverso, ou seja, $d_{ij} = d_{ji}$ (ANSI/IEEE, 1988).

Com as constantes que caracterizam completamente o efeito piezoelétrico (d , s e ε), define-se as constantes de acoplamento, i.e., as influências de um eixo sobre o outro

quando aplicada tensão/deformação (MOULSON; HERBERT, 1990), representadas pelas Equações (16) a (20):

$$k_{31} = \frac{d_{15}}{\sqrt{s_{11}^E \cdot \varepsilon_{33}^X}} \quad (16)$$

$$k_{33} = \frac{d_{33}}{\sqrt{s_{33}^E \cdot \varepsilon_{33}^X}} \quad (17)$$

$$k_{15} = \frac{d_{15}}{\sqrt{s_{33}^E \cdot \varepsilon_{11}^X}} \quad (18)$$

$$k_p = \frac{d_{31}}{\sqrt{s_{12}^E + s_{11}^E} \cdot \varepsilon_{33}^X} \quad (19)$$

$$k_t = \frac{\varepsilon_{33}}{\sqrt{c_{33}^D + s_{33}^E} \cdot \varepsilon_{33}^X} \quad (20)$$

onde k_p representa o coeficiente de acoplamento planar e k_t o coeficiente de acoplamento longitudinal em relação à espessura da amostra em questão. Entretanto, se a estrutura for fina, por exemplo, um filme piezoelétrico, tal pode ser modelada como uma placa fina, como relatado pela teoria de placas finas de Kirchhoff-Love (REDDY, 2007). Desta maneira, algumas das influências contempladas pelos coeficientes de acoplamento podem ser descartadas, pois para uma aplicação normal de força, a relação $X_3 = X_4 = X_5 = 0$ pode ser adotada.

2.2 Fluoreto de Polivinilideno (PVDF)

Nos últimos 40 anos, o PVDF têm recebido muita atenção e gerado considerável interesse entre a comunidade científica engajada na ciência de polímeros. Suas propriedades piezoelétricas e piroelétricas são resultado da polarização microscópica e transformação do material. Suas características elétricas, combinadas às suas características mecânicas únicas, levaram a diversas aplicações na indústria eletrônica, tais como a substituição de cristais cerâmicos em diversos aparelhos (DING-QUAN XIAO; LANG, 1989).

No geral, o PVDF apresenta inúmeras vantagens em relação aos materiais piezoelétricos cerâmicos tradicionais. Enquanto estes são rígidos e quebradiços, o PVDF é maleável, leve e com capacidade de ser produzido na forma de filmes finos, o que confere fator chave em aplicações relacionadas à biomecânica: baixa invasividade. Ao contrário de materiais piezoelétricos mais difundidos como o PZT (que possui constante piezoelétrica d_{33} positiva), o PVDF possui constante piezoelétrica d_{33} negativa, o que significa que sua reação à aplicação de campo elétrico será inversa (compressão para tensão positiva e expansão para tensão negativa) (SOKHANVAR *et al.*, 2012). Além disso, o PVDF possui baixa afinidade química, deixando-o praticamente imune a agressões ambientais (LAROCHE *et al.*, 1995).

Tais características, aliadas à praticidade de produção e ao preço competitivo, despertaram grande interesse sobre o material, levando rápido desenvolvimento industrial voltado ao PVDF, assim como, a geração de vários estudos, a exemplo de MACEDO (2013). Sua flexibilidade em relação à espessura (filmes que vão de 2μ a $2mm$), forma e tamanho conferem ampla área de aplicação ao PVDF, com destaque para a área de sensores táteis (SOKHANVAR *et al.*, 2012).

2.3 Conceitos básicos da Biomecânica aplicada ao Ciclismo

A biomecânica é o ramo da biologia encarregado de estudar a aplicação das leis da mecânica clássica às estruturas orgânicas vivas. Em se tratando do corpo humano, o principal foco recai sobre o sistema locomotor, envolvendo estruturas óssea e muscular, com o objetivo de caracterizar as forças exercidas para a geração do movimento. Esta caracterização pode ser dividida em dois grandes grupos independentes: trabalho externo - trabalho realizado ao superar a resistência externa, o qual pode ser medido diretamente - e trabalho interno - trabalho supostamente realizado ao acelerar e desacelerar os segmentos da perna, o qual não pode ser diretamente medido (WINTER, 1991).

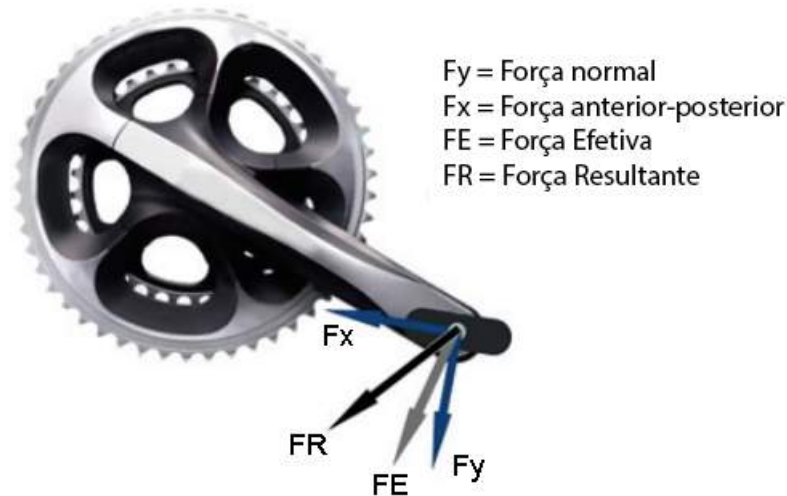
No ciclismo, a biomecânica desempenha papel importantíssimo na inovação. Aliada à instrumentação, promove estudos impulsionados pela crescente procura da bicicleta como meio de transporte. Antes da questão relacionada ao deslocamento (e de maneira análoga ao que acontece no automobilismo, onde plataformas como a Fórmula 1 antecipam diversas tecnologias comerciais), há o esporte de alto rendimento, responsável por alavancar a evolução dos meios de medição dos parâmetros fisiológicos envolvidos no ato de pedalar, assim como, as técnicas utilizadas - buscando o máximo de desempenho. Para tal, pesquisas relacionando aspectos do organismo, *i.e.*, frequência cardíaca/respiratória, oxigenação sanguínea, entre outros (DRISS; VANDEWALLE, 2013).

2.3.1 Alguns Estudos sobre a Caracterização da Força Aplicada ao Pedal

Aperfeiçoar a interação entre ciclistas e suas bicicletas é a chave para aumentar o desempenho. A razão para tal está ligada ao uso otimizado da força aplicada pelos ciclistas aos pedais, guidão e selim com o objetivo de reduzir o custo de energia durante a pedalada (MINETTI *et al.*, 2001).

Para se obter um panorama completo da biomecânica do ciclismo, é importante determinar toda a ação das forças no sistema ciclista-bicicleta durante a pedalada. Dado que os ciclistas produzem força nos seus músculos e a transferem via sistema esquelético, as forças nos pedais são de crítica atuação, sendo uma combinação das componentes normal, anterior-posterior e médio-lateral. Contudo, caso seja utilizado o pedal *clipless* (os que utilizam um taco para encaixe no pedal), a componente médio-lateral é mínima (BINI; CARPES, 2014). Na Figura 3 é possível observar as forças que exercem ação sobre o pedal.

Figura 3 – Componentes da força aplicada.



FONTE: Adaptado de BINI & CARPES (2014).

Segundo ERICSON & NISELL (1988), a razão entre as forças efetiva e resultante é denominada de índice de efetividade, como representado na Equação (21):

$$r = \frac{F_T}{F} \quad (21)$$

onde F_T representa a força efetiva e F representa a força resultante.

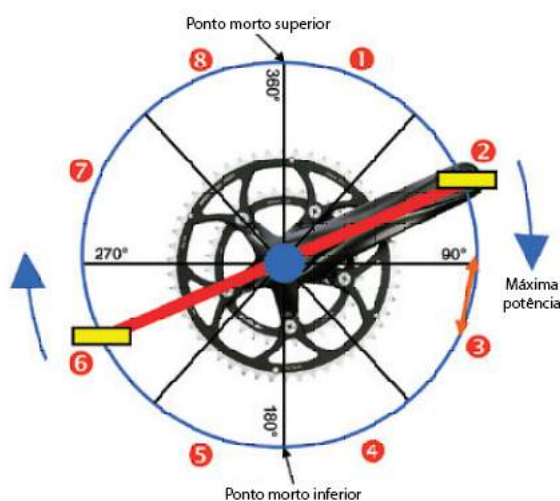
Segundo DAVIS & HULL (1981), o índice de efetividade é compreendido entre -1 e 1, sendo o sinal um indicativo do sentido das forças: se positivo, sentido das forças é o mesmo; se negativo, sentido das forças é oposto. Acrescentando o módulo, pode-se constatar maior ou menor eficiência energética: se $r = +1$, as forças têm mesmo sentido e estão sendo plenamente convertidas em movimento; se $r = -1$, as forças são de mesmo módulo, porém concorrentes, culminando na menor efetividade possível.

O ciclo da pedalada pode, ainda, ser dividido em dois setores com relação à efetividade: de 0° a 180° de angulação do pedivela há a chamada fase propulsiva, quando são obtidos os maiores valores de efetividade; de 180° a 360° há a chamada fase de recuperação, quando são obtidos os menores valores de efetividade (BINI; CARPES, 2014).

Ainda, segundo SCHMIDT (2014) (ver Figura 4), pode-se quebrar o ciclo em 8 setores que compreendem 45° cada. Tal divisão permite um entendimento mais específico sobre cada momento do movimento. O primeiro setor tem seu início em 10° , quando começam a surgir as forças geradoras de movimento sobre o pedal. Os segundo e terceiro setores compreendem uma faixa que se estende de 45° a 135° e são importantíssimos, pois nesse momento é gerada a maior potência de pedalada (mais especificamente entre 90° e 110° , quando a força é aplicada de maneira praticamente perpendicular ao movimento).

O quarto setor representa o final da fase propulsiva, iniciando a tendência muscular de aplicação de força contrária ao movimento, mesmo que ainda haja potência mecânica remanescente dos setores 2 e 3 (favorável ao movimento), a qual auxilia a passagem pelo ponto inferior (já que a força efetiva aplicada é nula). Inicia-se o quinto setor, possuindo ponto de partida em 180° (ponto morto inferior). Sendo assim, estão presentes características de ambas as fases (propulsiva e de recuperação), havendo aplicação de esforços vertical para cima e horizontal para o sentido horário, promovendo a geração de momento de recuperação. Tal ação prolonga-se para os sexto e sétimo setores, passando pela região de 270°, análoga à região de maior potência gerada entre os setores 2 e 3. Assim, é gerada a maior potência mecânica de recuperação, preparando a entrada no oitavo setor, o qual compreende o recomeço da fase propulsiva.

Figura 4 – Ciclo da pedalada dividido em setores.



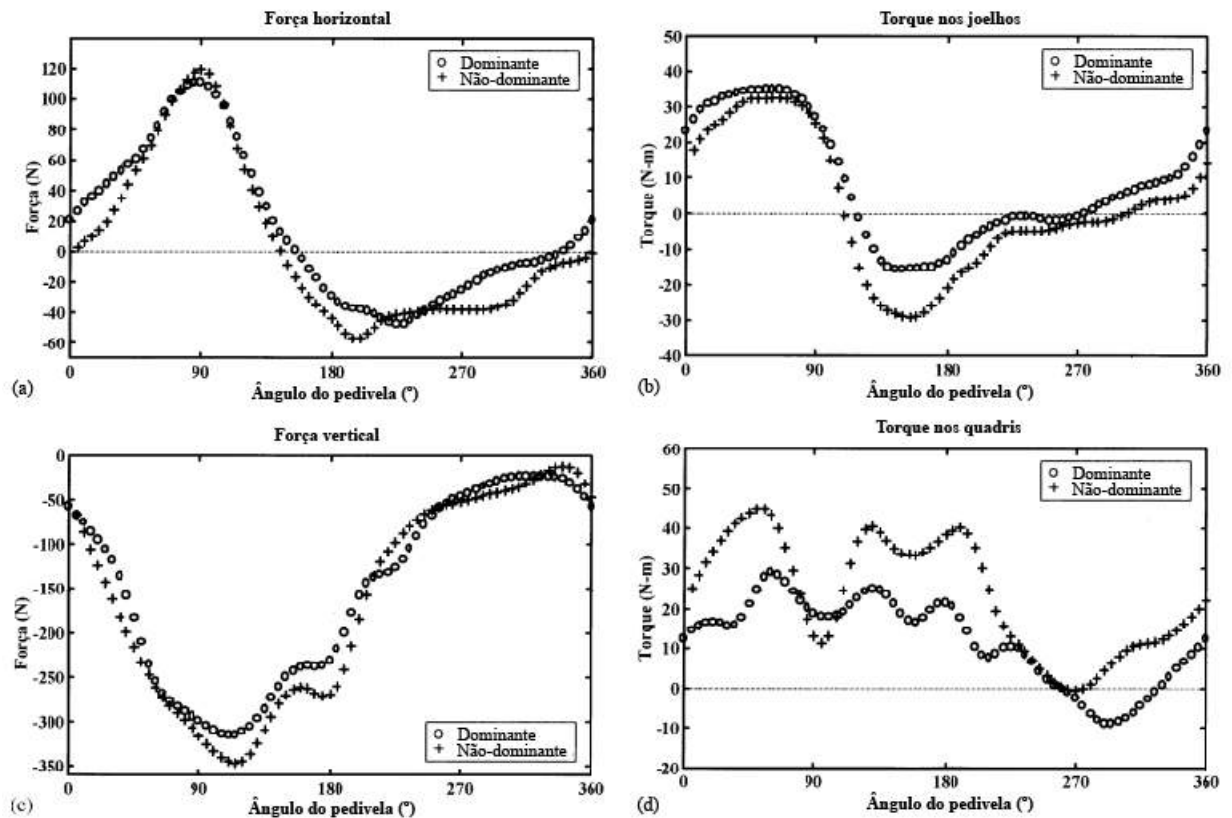
FONTE: Adaptado de (SCHMIDT, 2014).

Em bicicletas normais, o desenho convencional dos pedais não permite que haja força de tração aplicada a eles, pois não há ponto de apoio que permite uma força resultante para cima: o pé tem movimento livre na direção vertical, sentido para cima. Isto significa que o peso da perna durante a fase de recuperação é erguido somente pela ação da outra perna, promovendo perda considerável de energia (SCHMIDT, 2014). Para sanar tal situação, o uso de sistemas que permitam o exercício de tração do pé em relação ao pedal é de suma importância.

Contudo, o sistema de *clip* não resolve todos os problemas graças ao fator biológico conhecido como perna dominante, principalmente em indivíduos não treinados. A assimetria das forças exercidas a partir do membro dominante e do membro não-dominante causa equivalente disparidade na potência mecânica gerada e, de forma geral, disparidade no torque aplicado às juntas. Na Figura 5, pode-se observar dados de aquisição para um indivíduo treinado e destro, sendo a força horizontal referente a F_x e a força vertical referente a F_y (Figura 3). Nota-se ligeira diferença entre as forças aplicadas. Entretanto, o

destaque aqui fica para o torque mensurado nos quadris, com valores muito maiores quando considerada a perna não dominante. Este esforço extra imposto ao membro não dominante aumenta os riscos de lesões nessa região (SMAK *et al.*, 1999). Porém, considerando-se a etapa de treinamento, em situações que haja variação na potência entregue aos pedais, o objetivo primordial será a redução de tais variações (SOVNDAL, 2009).

Figura 5 – Comparativo das forças e do torque entre as pernas dominante e não-dominante.



FONTE: Adaptado de (SMAK *et al.*, 1999).

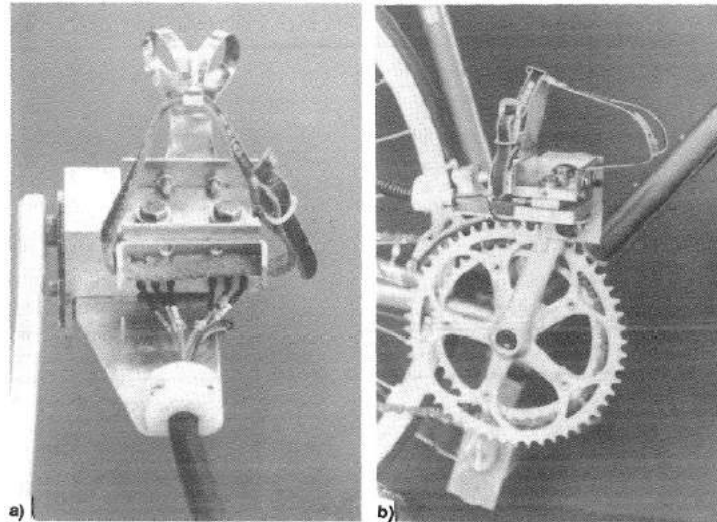
2.3.2 Sensores Piezoelétricos e Medição da Força de Pedalada

Durante a pedalada, o movimento das pernas no plano sagital fica restrito a uma geometria circular devido à geometria da bicicleta. Considerando-se estas limitações, o ciclista pode modificar sua técnica de pedalada ao alterar a movimentação dos membros inferiores (coxas, canelas e pés) e a ativação dos músculos. A técnica no ciclismo pode ser avaliada via medição do movimento das juntas (BINI *et al.*, 2010) e via padrões de ativação dos músculos (DIEFENTHAELER *et al.*, 2008). Durante o ato de pedalar, o ciclista realiza movimento que pode ser dividido em 8 setores de 45°, sendo a divisão entre primeiro e oitavo setores - que compreende 0° de angulação - denominada de ponto morto superior e a divisão entre quarto e quinto setores - que compreende 180° de angulação - denominada de ponto morto inferior. Entre segundo e terceiro setores - que compreende 90° de angulação -, ocorre a maior aplicação de força, gerando a máxima potência (ver Figura 4).

Historicamente, sistemas instrumentados fazendo uso da extensometria são utilizados para realizar a avaliação de tais forças. SHARP (1896) descreveu um pedal instrumentado rudimentar desenvolvido para mensurar as forças de reação do pedal ortogonais à sua superfície utilizando um conjunto de molas. MONTE *et al.* (1973) acrescentou a medição da componente de força tangencial ao pedal, sistema que apresentou padrões de força normal equivalentes aos descritos por SHARP (1896). Em DAVIS & HULL (1981) foi introduzido o sistema tri-axial de medição, que consistiu em instrumentar o pedal com 6 elementos sensores (2 para cada eixo), sendo cimentados sensores nos 3 eixos que compõem a deformação do pedal durante o movimento (BROKER; GREGOR, 1990). Hoje, o sistema tri-axial de medição é o mais difundido, sendo o trabalho desenvolvido por PIGATTO (2015) o exemplo mais recente de sistema de medição de força de pedalada em três eixos.

Contudo, a distribuição dos extensômetros reportadamente apresenta sensibilidade cruzada significativa. A aplicação de momento em apenas um eixo gera deformação em eixos terceiros, o que torna complexa e cara a calibração do sistema (BROKER; GREGOR, 1990). Com o objetivo de eliminar os problemas de sensibilidade cruzada, a utilização de sensores piezoelétricos multidirecionais foi proposta. Trabalhos foram propostos, a exemplo de ERICSON & NISELL (1988) e de BROKER & GREGOR (1990) (ver Figura 6), buscando o emprego de sensores comercialmente disponíveis na instrumentação de pedais.

Figura 6 – Sistema piezoelétrico tridimensional: a) Vista superior e b) Vista lateral.



FONTE: (BROKER; GREGOR, 1990).

2.4 Conceitos Básicos sobre Condicionamento de Sensores/Transdutores Piezoelétricos

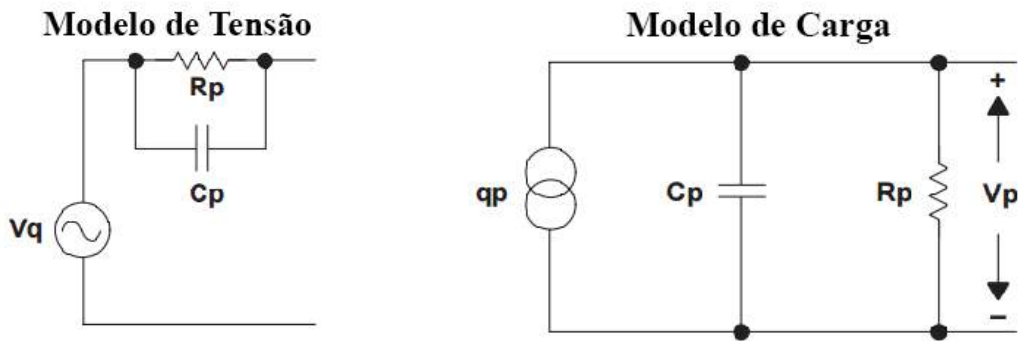
Para considerar o condicionamento de sensores/transdutores piezoelétricos, é necessário analisar seu modelo mecânico-elétrico. A estrutura molecular do material piezoelétrico é tipicamente um cristal ionicamente ligado, o que a leva a apresentar uma capacitância intrínseca. Em repouso, os íons se cancelam devido à simetria da estrutura cristalina, não sendo observado nenhum Campo Elétrico. Quando sob estresse, a estrutura cristalina se deforma tornando-se assimétrica. Desta maneira, é criado um momento de dipolo na rede, gerando Campo Elétrico na estrutura. Desta forma, é gerada uma carga elétrica proporcional à pressão aplicada (T.I., 2000). Assim, elementos piezoelétricos são comumente representados por circuitos equivalentes, importantes na escolha dos métodos de condicionamento subsequentes.

Portanto, os piezoelétricos podem ser representados por dois tipos de circuitos equivalentes. O primeiro (ver Figura 7(a)) consiste de um capacitor em paralelo com uma resistência e em série com uma fonte de tensão, cujo valor equivale à razão entre carga elétrica e capacitância intrínseca do material. O segundo (ver Figura 7(b)) consiste de uma fonte de carga elétrica em paralelo com um capacitor e um resistor.

Figura 7 – Circuitos equivalentes para piezoelétricos.

(a) Modelagem de tensão

(b) Modelagem de carga

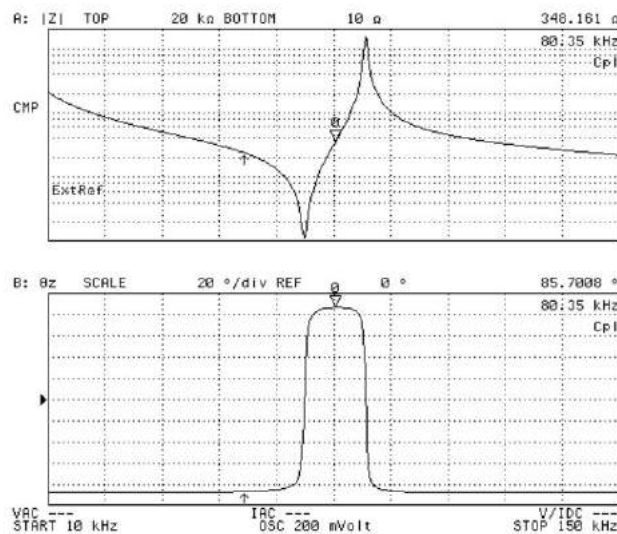


FONTE: Adaptado de T.I. (2000).

sendo V_q a fonte de tensão equivalente, R_p e C_p resistência e capacitância *shunt*, V_p a tensão nos terminais do sensor e q_p a fonte de carga.

A resposta em frequência dos materiais piezoelétricos é estreitamente atrelada à frequência de operação em que eles se encontram. Dependendo da região de operação, circuitos de primeira ordem não são capazes de representar o funcionamento do sensor. Quando analisada a resposta em frequência da impedância de cristais piezoelétricos (ver Figura 8), observa-se regiões de ressonância e de anti-ressonância, que consistem nas regiões onde a estrutura apresenta maior e menor admitância, respectivamente (PROKIC, 2004).

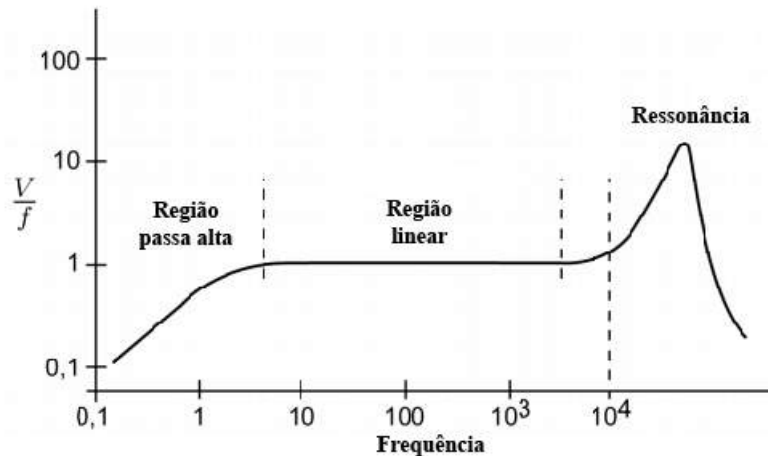
Figura 8 – Típica resposta em frequência da impedância intrínseca do material piezoelétrico.



FONTE: Adaptado de PiezoTechnologies (SD).

Outra forma de apresentar a resposta em frequência dos materiais piezoelétricos é via sensibilidade (razão entre tensão elétrica e frequência), como pode ser observado na Figura 9.

Figura 9 – Resposta em frequência da sensibilidade do material piezoelétrico.



FONTE: Adaptado de (BALBINOT, 2012).

É nítido o comportamento em três faixas distintas, nas quais a sensibilidade pode ser interpretada como um filtro de ganho V/f : a primeira, em baixas frequências, apresenta característica passa altas cuja frequência limite é imposta pela característica RC do modelo; a segunda, que compreende frequências entre 10 Hz e 1000 Hz, representa a faixa linear de operação do material; a terceira e última é a região onde se localiza o pico de ressonância. O pico de ressonância tem posicionamento intimamente ligado ao método de fixação do sensor e às cargas às quais o piezoelétrico está submetido.

Os valores de tensão elétrica de saída normais de sensores piezoelétricos podem variar de microvolts a centenas de volts, e os requerimentos do condicionamento de sinal acompanham tal variação. Fatores chave para o projeto do condicionador são:

- impedância de entrada e de saída;
- frequência de operação;
- amplitude de sinal;
- modo de operação.

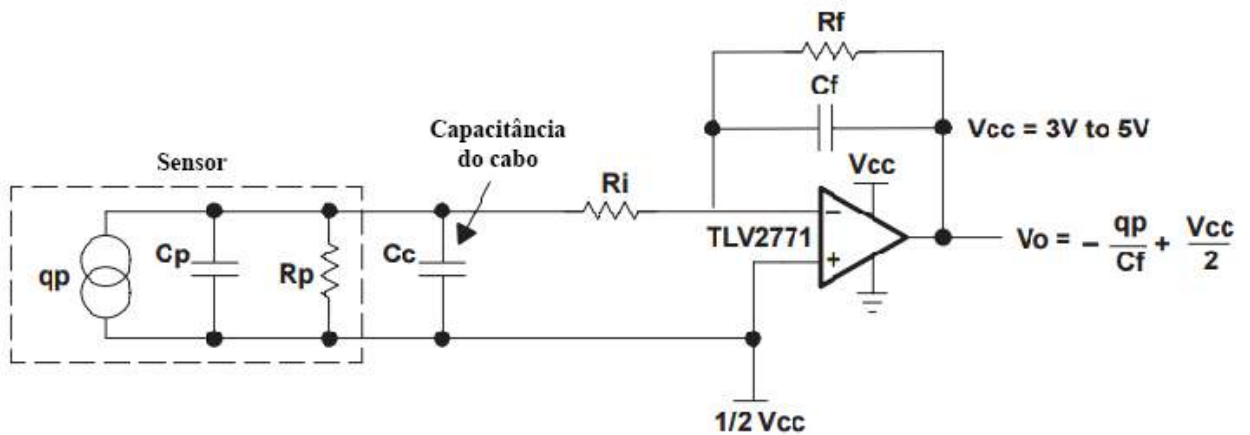
Os sensores piezoelétricos apresentam alta impedância intrínseca (tipicamente em torno de $10^{15} \Omega$), enquanto os sistemas de aquisição apresentam baixa impedância de entrada. Portanto, tem-se como premissa o desenvolvimento de um condicionamento com alta impedância de entrada e baixa impedância de saída (ANSI/IEEE, 1988). Com relação à frequência de operação e a amplitude de sinal, deve-se dimensionar a resposta

em adequação ao exemplificado na Figura 9, pois a sensibilidade sofre alterações de acordo com a frequência da excitação mecânica.

A configuração do amplificador é diretamente ligada à condição de operação do sistema e, ainda, à distância do condicionamento em relação à cimentação dos sensores. De acordo com o *application note* (T.I., 2000), as configurações mais indicadas são (em ordem de importância) o amplificador de carga e o amplificador de tensão.

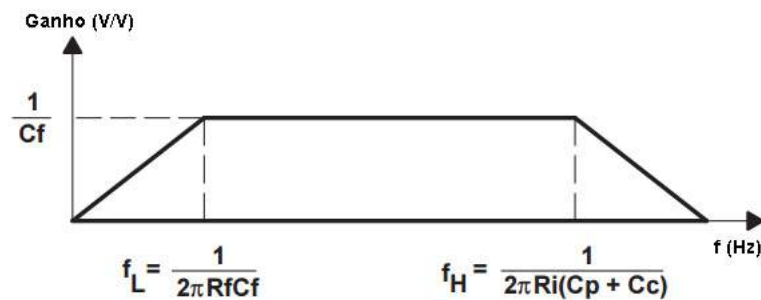
O amplificador de carga (Figura 10), cuja resposta em frequência é observada na Figura 11, é utilizado em casos em que o sensor é ligado ao condicionador via cabo, pois a topologia lida com a capacitância do cabo de modo que esta não influencie na tensão de saída.

Figura 10 – Típica configuração do amplificador de carga.



FONTE: Adaptado de T.I. (2000).

Figura 11 – Típica resposta em frequência do amplificador de carga.



FONTE: Adaptado de T.I. (2000)

A configuração realizará o balanço das cargas injetadas na entrada negativa ao carregar o capacitor C_f . O resistor R_f drena a carga do capacitor C_f a uma baixa taxa para prevenir a saturação do amplificador. Ainda, o resistor R_f provê um caminho de polarização DC para a entrada negativa e seu valor, em associação com o valor de C_f , definem a frequência de corte inferior do amplificador. A capacitância do cabo (C_c) influencia na

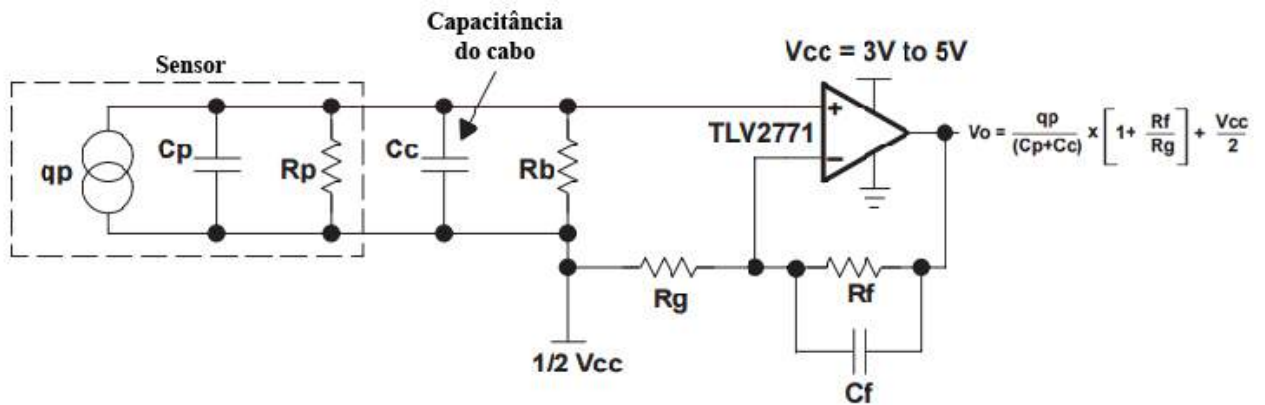
frequência de corte superior, com valores calculados segundo as Equações (22) e (23), respectivamente, sendo $\frac{1}{C_f}$ o ganho na banda de passagem (T.I., 2000):

$$f_L = \frac{1}{2\pi R_f C_f} \tag{22}$$

$$f_H = \frac{1}{2\pi R_f (C_f + C_c)} \tag{23}$$

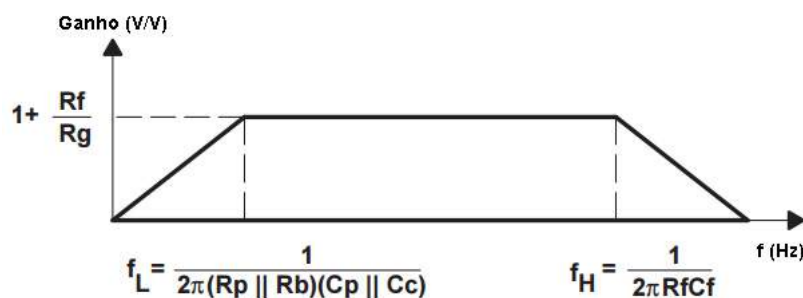
O amplificador de tensão (ver Figura 12), cuja resposta em frequência é observada na Figura 13, é utilizado quando sensor e condicionamento encontram-se próximos, ou seja, a capacitância C_c do cabo tem sua importância diminuída.

Figura 12 – Típica aplicação do amplificador de tensão.



FONTE: Adaptado de T.I. (2000).

Figura 13 – Típica resposta em frequência do amplificador de tensão.



FONTE: Adaptado de T.I. (2000)

No amplificador de tensão, a saída depende da quantidade de capacitância percebida pelo sensor. A capacitância do sensor C_p associada com a capacitância do cabo C_c afeta a tensão de saída. Sendo assim, se o cabo é movido ou substituído, a resposta varia. Além disso, o resistor R_b oferece caminho de polarização DC ao estágio de entrada do amplificador. Na sequência, as Equações (24) e (25) definem as frequências inferior e

superior de corte, respectivamente, sendo $1 + \frac{R_f}{R_g}$ o ganho na banda de passagem. Nota-se a dependência de f_L em relação a C_c :

$$f_L = \frac{1}{2\pi(R_f || R_b)(C_p || C_c)} \quad (24)$$

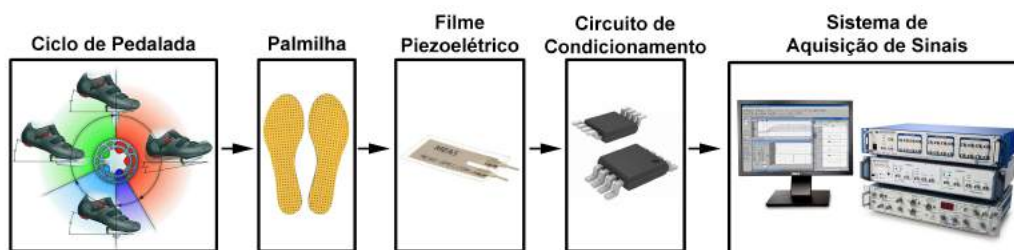
$$f_H = \frac{1}{2\pi R_f C_f} \quad (25)$$

Após análise dos dois tipos de condicionamento mais indicados, chegou-se à conclusão de que o amplificador de carga seria a topologia ideal. Tal decisão baseou-se na natureza cabeada do sistema, já que previu-se distância entre sensores e condicionamento numa faixa de 40 cm a 1 m. Portanto, a escolha do amplificador de carga garante que as características atreladas ao cabo não influenciarão na resposta do sistema.

3 Metodologia Experimental

O sistema proposto pode ser representado, de maneira simplificada, na forma de um diagrama de blocos, observado na Figura 14.

Figura 14 – Diagrama de blocos do sistema proposto.



FONTE: Terceiro bloco adaptado livremente de MSI (2008) e último bloco adaptado livremente de NI (2013).

No primeiro bloco, é representado o ciclo de pedalada, objeto de análise deste estudo. O segundo bloco representa a palmilha, projetada para a cimentação dos sensores com a menor invasividade possível e vista em detalhe na Seção 3.1. O terceiro bloco representa o grupo de filmes piezoelétricos em PVDF, cujo papel é transformar carga mecânica em tensão elétrica (portanto, usado, neste projeto, como um conversor mecânico-elétrico), permitindo assim mensurar a força aplicada. Os filmes escolhidos são do modelo LDT0-028K, cujas características podem ser observadas na Seção 3.2. No quarto bloco, é representado o circuito de condicionamento, visto em detalhe na Seção 3.3. O quinto e último bloco representa a aquisição dos sinais de saída, discutido de maneira aprofundada na Seção 3.4.

3.1 Estrutura da Palmilha

A sapatilha comercial utilizada (SH-M065L, da ShimanoTM) tem solado e entressola apresentados em peça única. Porém, ao contrário dos calçados comuns nos quais a entressola é uma estrutura lisa, nesta sapatilha a mesma apresenta reentrâncias que impedem a cimentação direta de sensores na região de aplicação da força. Ao mesmo tempo, a palmilha original é muito macia, favorecendo a deflexão dos sensores, e não oferece a possibilidade do emprego de fios sem que haja interferência na pisada e, por conseguinte, na ativação dos sensores. Assim, o projeto de uma nova palmilha mostrou-se necessário.

Para iniciar o correspondente projeto foi necessário identificar quais os requisitos desejáveis na nova palmilha. De acordo com as limitações da estrutura original, chegou-se à conclusão de que a solução ideal deveria ser dotada das seguintes características:

- dimensões compatíveis com a palmilha original;
- superfície uniforme e sólida na região de cimentação dos sensores;
- flexibilidade da estrutura como um todo;
- vias de passagem para a fiação.

Com a utilização do *software* SolidWorks™ 2016, buscou-se realizar o desenvolvimento da peça com o maior nível de ergonomia possível, *i.e.*, seguindo as linhas orgânicas da palmilha original. Para que o objetivo fosse atingido, duas fotos foram utilizadas como modelo para criação de um esboço de sobreposição, como observado na Figura 15, sendo a Figura 15(a) referente à vista frontal e a Figura 15(b) referente à vista lateral.

Figura 15 – Fotos utilizadas para reprodução dos traços da palmilha.

(a) Frontal

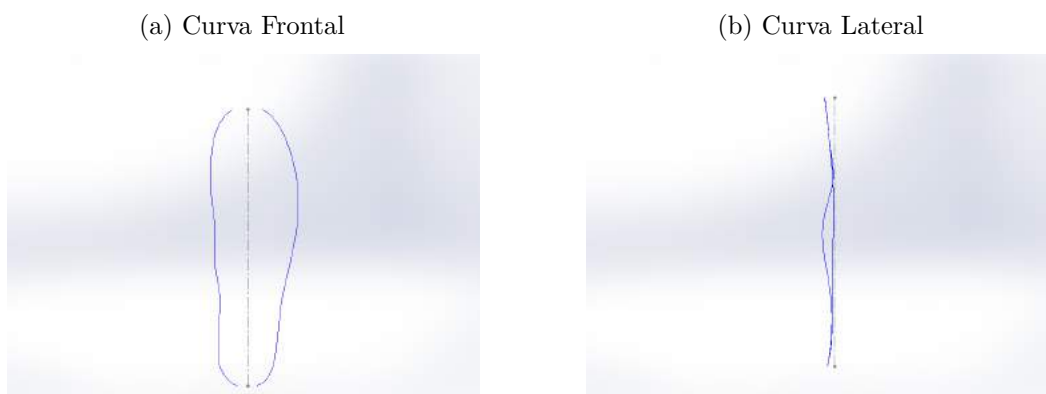


(b) Lateral



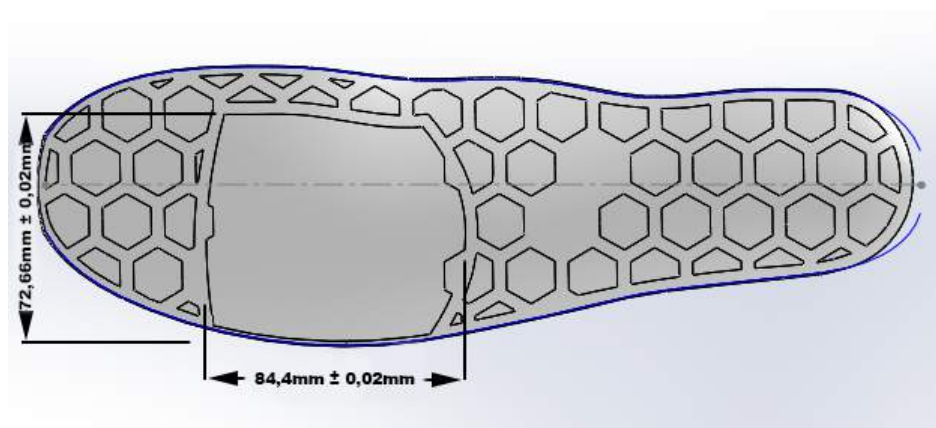
Foram traçados os contornos frontal e lateral (Figuras 16(a) e 16(b), respectivamente), com a utilização da ferramenta *Spline*, sendo realizado na sequência o cruzamento das curvas com a ferramenta *Projetar Curvas*. Desta maneira, o perfil completo da palmilha pôde ser digitalizado.

Figura 16 – Traços de contorno da palmilha original.



A seguir, foi criada uma superfície por varredura com o auxílio da ferramenta *Superfície por Varredura*, sendo realizado o espessamento da estrutura no valor de 1mm com o auxílio da ferramenta *Extrusão de Superfície*. Criou-se uma extrusão sólida no ponto de aplicação de força a fim de gerar apoio total aos sensores, o que impede sua deflexão - ação esta que poderia impedir a correta medição da força aplicada ao sensor. Ainda, como observado na Figura 17, foi desenvolvido um padrão hexagonal no restante da peça para conferir resistência mecânica e nivelar o restante da estrutura com a região de cimentação. O espaçamento entre os elementos do padrão é conveniente, pois permite a passagem dos fios sem interferir na ativação dos filmes.

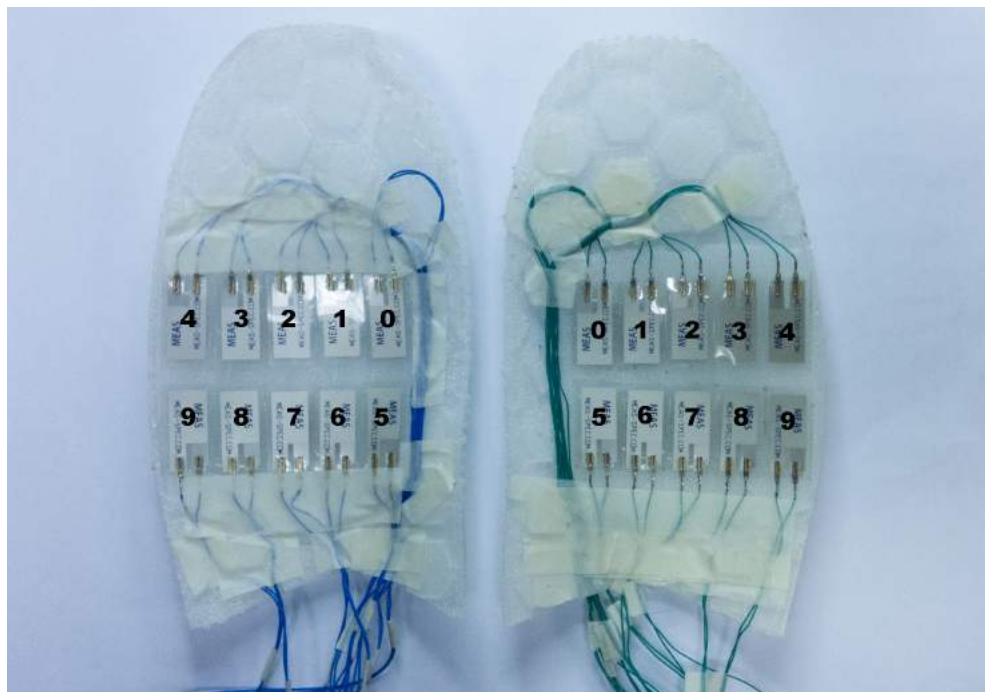
Figura 17 – Palmilha com extrusões e espaçamento para os fios.



Considerando-se este modelo como o final, a impressão 3D foi realizada com o auxílio de uma impressora Wanhao Duplicator i3 Plus, em material TPU (Poliuretano Termoplástico), que tem como característica principal a flexibilidade (ACC, 2012). Contudo, se várias camadas são sobrepostas (como no local de cimentação dos sensores), é gerada rigidez para compressão e flexibilidade para deflexão. Como resultado, o qual pode ser observado na Figura 18, as palmilhas oferecem rigidez para os sensores e flexibilidade para o manuseio. Vale ressaltar que a deflexão dos sensores continua não-desejável. Contudo,

como a forma da peça acompanha o traçado interno da sapatilha, nenhum movimento dessa natureza é esperado.

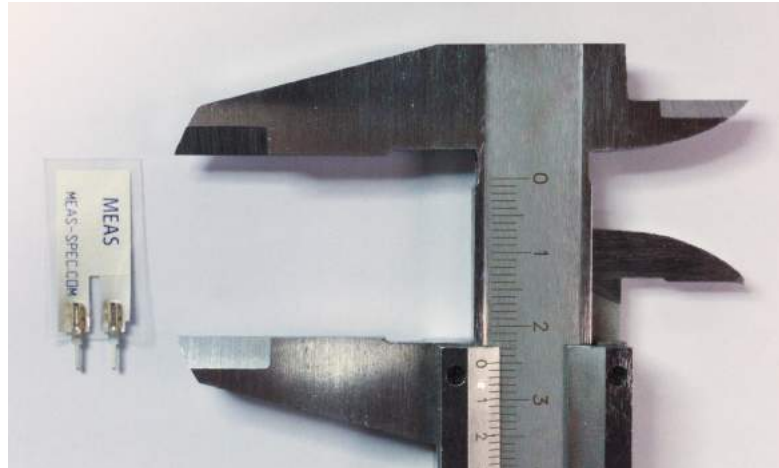
Figura 18 – Palmilhas finalizadas com os sensores cimentados na região de interesse.



3.2 Filmes Piezoelétricos

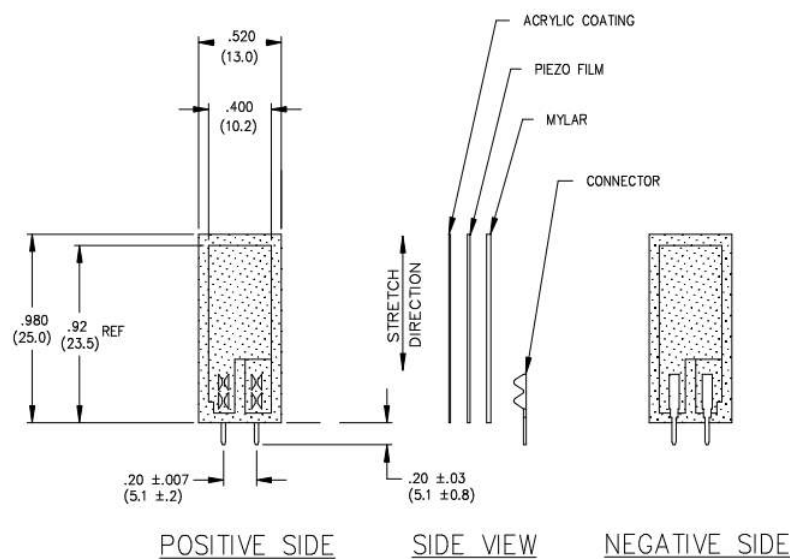
Representado no segundo bloco da Figura 14, o grupo de filmes piezoelétricos tem como papel traduzir esforço mecânico em tensão elétrica. Com o objetivo de obter a maior área mensurável de interesse da palmilha, buscou-se o menor filme disponível comercialmente da fabricante MSI, ou seja, o filme LDT0-028K (ver Figura 3.6).

Figura 19 – Foto do filme piezoelétrico - modelo LDT0-028K.



Sua área ativa é de 153mm^2 , permitindo a cimentação de 10 sensores na área de interesse. Isto tornou possível a captação de maiores nuances relacionadas ao ciclo de pedalada, permitindo uma análise mais aprofundada do movimento. Mais detalhes sobre as dimensões do filme podem ser observados na Figura 20.

Figura 20 – Dimensões do modelo LDT0-028K.



FONTE: MSI (2008).

O conjunto de características do filme PVDF podem ser observadas na Tabela 2. A partir dela, pode-se obter a capacitância da peça ($580pF$) e a constante d_{33} , referente à aplicação transversal de força, que é o objeto de estudo deste trabalho.

Tabela 2 – Características do filme piezoelétrico modelo LDT0-028K.

Símbolo	Parâmetro	PVDF	Unidade
t	Espessura	28	μm
d_{31} d_{33}	Constantes Piezoelétricas de deformação	23 -14,025	$10^{-12}C/N$
g_{31} g_{33}	Constantes Piezoelétricas de diferença de potencial	216 -140,25	$10^{-12}Vm/N$
k_{31} k_t	Fator eletromecânico de acoplamento	12% 14%	Adimensional
C	Capacitância	380	$\frac{pF}{cm^2}$ @1kHz
Y	Módulo de Young	2 a 4	$10^9 \frac{N}{m^2}$
V_0	Velocidade do som	2,2	$10^3 \frac{m}{s}$

FONTE: Adaptado de (MSI, 1999).

3.3 Condicionamento do Filme Piezoelétrico

Para condicionar o sinal gerado a partir da deformação dos filmes piezoelétricos, foi projetado um circuito de condicionamento com características compatíveis com as exigências impostas pelo sinal.

Tal circuito baseia-se no amplificador de carga (topologia discutida na Seção 2.4), etapa crucial para o condicionamento de sensores piezoelétricos. A alimentação é simétrica, garantindo excursão do sinal para melhor utilização da faixa de conversão do ADC. Antes do amplificador de carga, há um amplificador de instrumentação para que seja adicionado ganho ao sistema sem que haja incremento da tensão de *offset*, o que seria um possível problema se houvesse aplicação de ganho com topologia simples utilizando somente amplificador operacional. Por fim, há um filtro *anti-aliasing* de segunda ordem com frequência de corte calculada em 20Hz, garantindo a atenuação de componentes de frequência não desejada.

Todos os blocos funcionais do circuito de condicionamento são vistos em maiores detalhes nas Seções 3.3.1 a 3.3.4.

3.3.1 Circuito de Alimentação

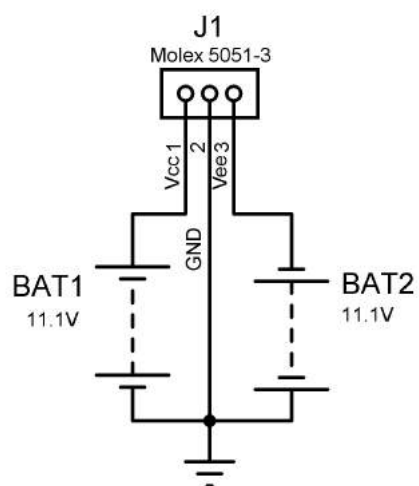
A alimentação do circuito consta de duas baterias de Li-Fe de 3 células (9,9V de tensão nominal) da fabricante Zippy, cujas características são observadas na Tabela 3. As baterias foram ligadas em série, de modo a gerar tensão simétrica de $\pm 10,08V$, logo após o carregamento das baterias, o que é crucial para que seja possível maior excursão do sinal e, por conseguinte, haja otimização do uso da aquisição pelo conversor ADC. A escolha de tal modelo teve como objetivo garantir ampla autonomia para o sistema, permitindo ensaios em ambiente com duração prolongada. Estimou-se o consumo do circuito de condicionamento em $102mA$ ($51mA$ para cada sistema), resultando em autonomia teórica de 17,6 horas.

Tabela 3 – Características da bateria utilizada neste projeto.

Propriedade	Valor
Capacidade [mAh]	1800
Dimensões (L x P x A) [mm]	95 x 28 x 30
Peso [g]	152
Tensão [V]	9,9V
Composição química	LiFe

A conexão das baterias é representada na Figura 21, sendo empregado o conector Molex 5051-3. Tal conector oferece firme fixação e trabalhará muito abaixo de suas especificações (250V, 2.5A), garantindo durabilidade mesmo após muitas horas de uso.

Figura 21 – Esquemático da conexão das baterias.



3.3.2 Amplificador de Instrumentação

Como estágio inicial do condicionador de sinais, escolheu-se empregar um amplificador de instrumentação a fim de agregar características como diminuição do ruído de modo comum (ver Figura 22). Ainda, utilizar o ganho de tais componentes significa amplificar o nível de tensão do sinal sem influenciar na tensão de *offset* da saída. Na Tabela 4 é possível conferir as características principais dos modelos de amplificadores de instrumentação escolhidos.

Figura 22 – Esquemático do primeiro estágio do condicionador de sinais.

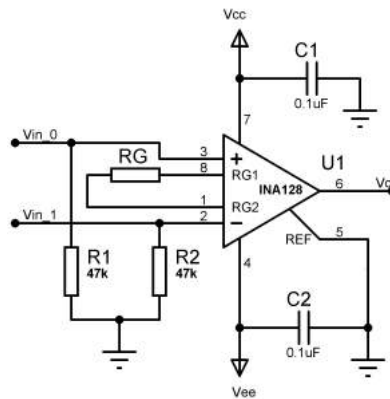


Tabela 4 – Características dos Amplificadores de Instrumentação utilizados neste trabalho.

Propriedade	Valor		
	INA126UA	INA128UA	INA826IDR
Alimentação [V]	± 1.35 a ± 18	± 2.25 a ± 18	± 1.5 a ± 18
Corrente Quiescente [μA]	175	700	200
Tensão máxima de offset [μV]	500	50	150
Variação de offset máxima [$\frac{\mu\text{V}}{\circ\text{C}}$]	± 5	± 0.5	± 10
Ruído máximo [$\frac{n\text{V}}{\sqrt{\text{Hz}}}$]	60	10	20
Rejeição de Modo Comum [dB]	94	120	130
Faixa de Ganho [$\frac{\text{V}}{\text{V}}$]	5 a 10.000	1 a 10.000	1 a 1000
Equação de Ganho [$\frac{\text{V}}{\text{V}}$]	$5 + \frac{80\text{k}\Omega}{R_g}$	$1 + \frac{50\text{k}\Omega}{R_g}$	$1 + \frac{49.4\text{k}\Omega}{R_g}$
Encapsulamento	SO-8	SO-8	SO-8

FONTE: *Datasheets* disponibilizados por T.I. (2016).

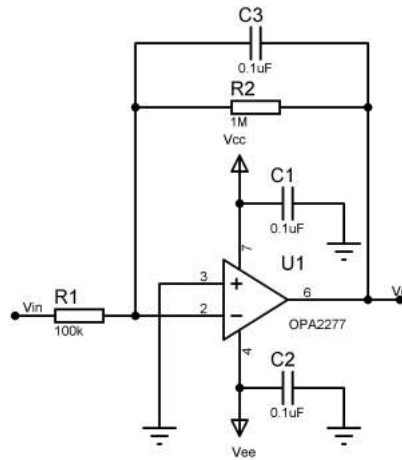
A variação dos modelos de amplificadores de instrumentação leva à necessidade de empregar um resistor R_G de ganho diferente para cada situação, já que as equações de

ganho diferem. Na Seção 3.4 serão discutidos tais valores, pois estes são dependentes do ganho imposto pelo amplificador de carga.

3.3.3 Amplificador de Carga

O segundo estágio do circuito condicionador é o amplificador de carga, cujo esquemático pode ser observado na Figura 23. Nota-se que o circuito consiste de um integrador que conta com um resistor para que a descarga do capacitor ocorra.

Figura 23 – Esquemático do Amplificador de Carga.



O amplificador operacional escolhido foi o OPA2277. Tal componente oferece características desejáveis, tais como: tensão de *offset* de $10\mu V$; figura de ruído reduzida entre 0.1Hz e 10Hz (faixa de interesse); *slew rate* de $0,8\frac{V}{\mu s}$; corrente quiescente de $800\mu A$ por canal; encapsulamento SO-8. Desta maneira, foi possível desenvolver uma placa de condicionamento portátil, permitindo mobilidade ao sistema e principalmente uma interferência insignificante no posicionamento do sistema proposto junto aos segmentos dos membros inferiores do corpo humano.

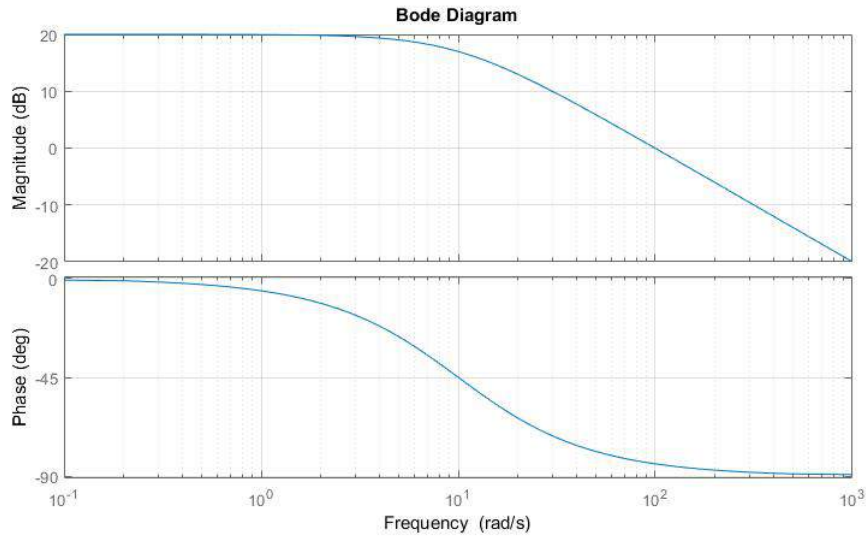
Se analisada somente a função de transferência do amplificador de carga, pode-se observar a característica de filtro passa-baixas com ganho não-unitário (referido na Equação (26)) da topologia (ver Figura 24), sendo a frequência de corte dada pela Equação (27)) (SEDRA; SMITH, 2012).

$$G = -\frac{R_f}{R_i} = -\frac{1M\Omega}{100k\Omega} = 10 = 20dB \quad (26)$$

$$f_c = \frac{1}{C_f \cdot R_f} = \frac{1}{100n \cdot 1M\Omega} = 10Hz \quad (27)$$

Desta maneira, a resposta em frequência somente do amplificador de carga é representada na simulação da Figura 24.

Figura 24 – Resposta simulada em frequência do amplificador de carga.



Com o intuito de determinar a resposta em frequência do amplificador de carga considerando a influência do filme piezoelétrico, levando em conta os valores de R_1 , R_2 e C_3 e uma capacitância de 1nF associada ao conjunto sensor/cabo, tem-se os cálculos desenvolvidos nas Equações (28) a (30):

$$f_L = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot C_3} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 1M\Omega \cdot 100nF} = 1,5915Hz \quad (28)$$

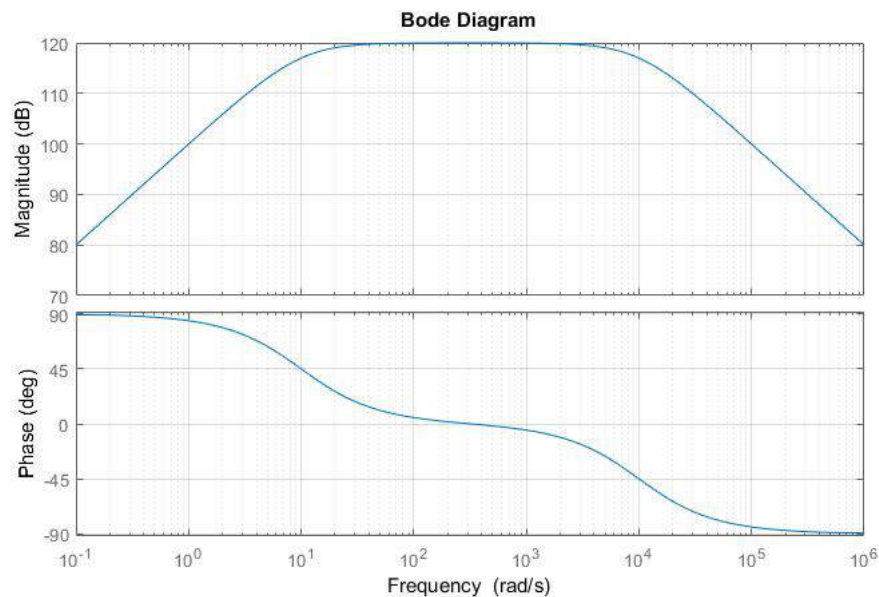
$$f_H = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R_1 \cdot (C_{cabo} + C_{Filme})} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 100k\Omega \cdot 1nF} = 1591,55Hz \quad (29)$$

$$Ganho = \frac{1}{100n} = 10^7 \quad (30)$$

Sendo f_L e f_H as frequências de corte inferior e superior, respectivamente. A capacitância do grupo sensor/cabo foi superestimada em 1nF, valor este que representaria o pior caso para tal característica - já que o sensor possui 580pF e o cabo, de acordo com o *datasheet* da fabricante Tyco (2007), possui $46 \frac{pF}{m}$. Nota-se, portanto, que o filtro intrínseco ao amplificador de carga possui banda de passagem que não impede o aparecimento de harmônicas de ordens elevadas no sinal de saída. Desta forma, é preciso agregar um estágio de filtragem na sequência. A resposta em frequência simulada do conjunto amplificador de carga/filme piezoelétrico é representada na simulação da Figura 25.

Analinsando-se a Figura 25 fica claro o caráter passa-faixas do conjunto amplificador de carga/filme piezoelétrico (MACEDO, 2013), com frequências de corte inferior e superior de acordo com as Equações (28) e (29).

Figura 25 – Resposta simulada em frequência do conjunto amplificador de carga/filme piezoelétrico.



3.3.4 Filtro *Anti-Aliasing*

O terceiro bloco do circuito de condicionamento consiste num filtro ativo passa-baixas *Butterworth* de 2ª ordem com topologia Sallen-Key (ver Figura 26), cuja frequência de corte foi imposta em 20Hz. Tal ponto de corte garante a eliminação das componentes de frequência mais altas, que não interessam para a aplicação do projeto e poderiam gerar resíduos indesejados no sinal adquirido. O projeto do filtro foi realizado com auxílio da ferramenta FilterPro Versão 3.1.0.23446, da Texas Instruments. Tal *software* calcula a resposta em frequência teórica do bloco (ver Figura 27).

Figura 26 – Esquemático do filtro passa-baixas.

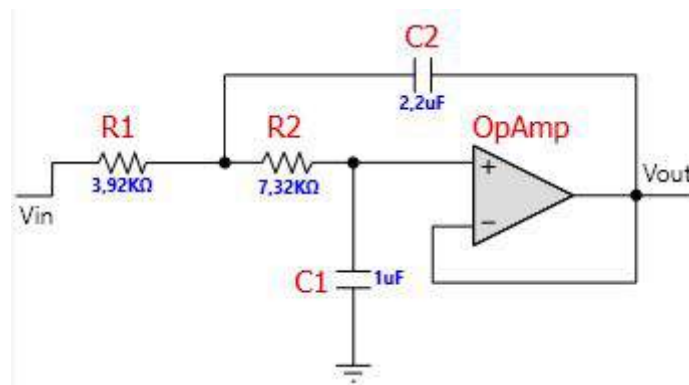
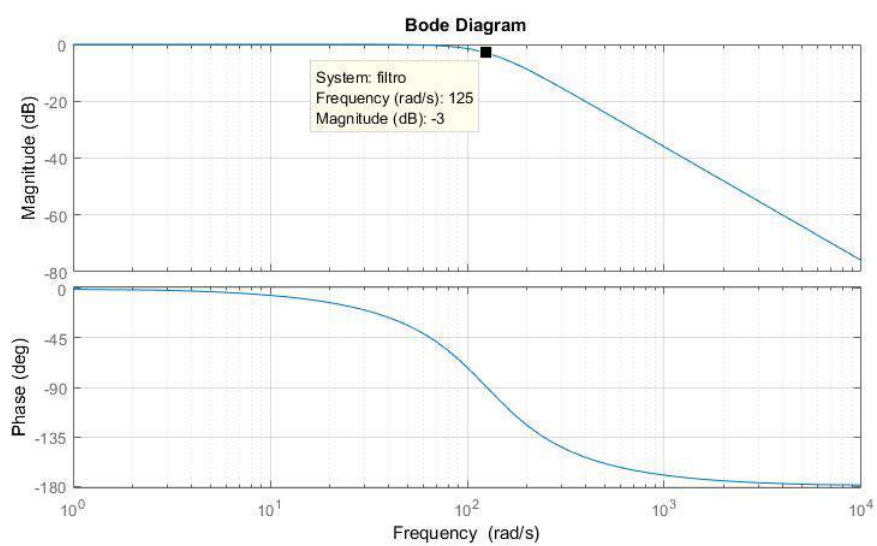


Figura 27 – Resposta simulada em frequência do filtro passa-baixas.

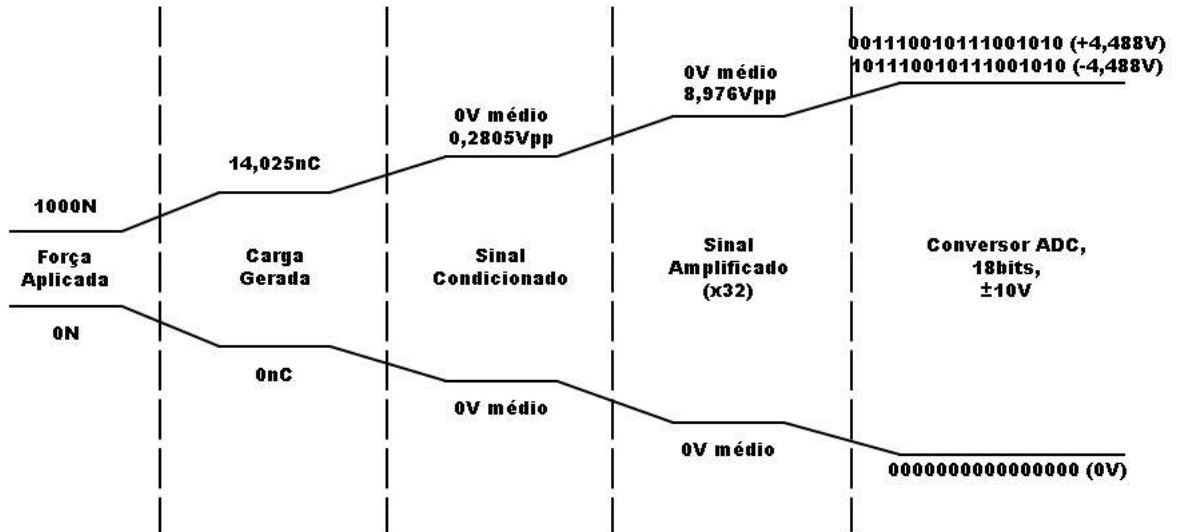


3.4 Sistema de Aquisição de Dados e Cadeia de Medidas Proposta

Após o condicionamento do sinal, foi utilizada a placa de aquisição de dados da *National Instruments* de modelo NI USB-6289. Sua função é adquirir os dados condicionados dos 20 filmes piezoelétricos (10 em cada sistema posicionados na sapatilha do pé esquerdo e na sapatilha do pé direito) e realizar sua devida armazenagem por meio de *software* desenvolvido em *LabVIEW* para posterior análise, desempenhando o interfaceamento com o computador. O programa desenvolvido pode ser observado no Anexo A.

A Figura 28 apresenta a cadeia de medidas teórica proposta para o sistema, sendo considerada uma carga máxima de 1000 N em cada um dos sensores (aplicação pontual referente a uma pessoa de aproximadamente 100 kg de massa corporal).

Figura 28 – Cadeia de Medidas teórica para o sistema.



De acordo com o *datasheet* da NI, a DAQ NI USB-6289 possui entrada programável de $\pm 200mV$ a $\pm 10V$, 18 bits de resolução para entrada *single-ended* e taxa de amostragem de $625kS/s$. Desta maneira, a resolução de aquisição do sistema pode ser calculada de acordo com a Equação (31) (considerando entrada programada em $\pm 10V$ com objetivo de implementar uma margem de segurança para a entrada):

$$Res = \frac{V_{IN+} - (V_{IN-})}{2^N} = \frac{10 - (-10)}{2^{18}} = 0,0763 \frac{mV}{bit} \quad (31)$$

Contudo, a saída do bloco de filtragem compreenderá valores entre $\pm 5V$ e a DAQ usa a representação de complemento de 1 para números negativos (o bit mais significativo é 0 para tensões positivas e 1 para tensões negativas), ou seja, são 17 bits para representação

do valor medido. Sendo assim, a saída da DAQ, representada por V_{DAC} , é dada pela Equação (32):

$$V_{DAC} = (2^{17} - 1) \cdot \frac{V_O}{V_{ref}} \quad (32)$$

onde V_O é a saída do filtro e V_{ref} é a tensão de referência da NI USB-6289 (10V). Isto posto, é preciso definir V_O . De acordo com T.I. (2000), a saída do amplificador de carga V_o é dada pela Equação (33):

$$V_o = -\frac{Q}{C_f} \quad (33)$$

onde Q é a carga gerada pelo filme piezoelétrico e C_f é o capacitor empregado no amplificador.

Ainda, pode-se representar V_o via substituição de Q , de acordo com a Equação (14). A representação de V_o fica, de acordo com a Equação (34):

$$V_o = -\frac{d_{33} \cdot F}{C_f} \quad (34)$$

onde d_{33} é a constante dielétrica e F é a força aplicada.

Dentro da banda de passagem, então, V_O será V_o multiplicada pelo ganho G do amplificador de instrumentação, de acordo com a Equação (35):

$$V_O = V_o \cdot G = -\frac{d_{33} \cdot F}{C_f} \cdot G \quad (35)$$

Antes da adição de ganho, o sinal de saída teórico do amplificador de carga para aplicação de 1000 N é, portanto, dado pela Equação (36):

$$V_o = \frac{-14,025 \cdot 10^{-12} \cdot 1000}{100 \cdot 10^{-9}} = -0,14025V \quad (36)$$

Estabeleceu-se que a tensão máxima de excursão seria $9V_{pp}$, ou seja, a excursão ocorreria entre $\pm 4,5V$. Tal decisão baseia-se no possível uso futuro de conversores integrados à placa que suportam entradas entre $\pm 5V$. Desta forma, há uma margem de segurança de $0,5V$ para que não haja saturação do ADC. Portanto, pode-se calcular o ganho que será utilizado nos amplificadores de instrumentação, de acordo com a Equação (37):

$$G = \frac{4,5}{0,14025} \approx 32 \quad (37)$$

Sendo assim, a tensão de saída final é representada pela Equação (38):

$$V_O = -\frac{-14.025 \cdot 10^{-12} \cdot F}{100 \cdot 10^{-9}} \cdot 32 = 4,488 \cdot 10^{-3} F[V] \quad (38)$$

Dada a utilização de três modelos diferentes de amplificadores de instrumentação, pode-se calcular o resistor de ganho para cada um dos casos, de acordo com as Equações (39) e (40), considerando-se os ganhos para o INA128 e INA826 como sendo iguais:

$$R_{G_{INA128/INA826}} = \frac{50k}{32 - 1} \approx 1612\Omega \quad (39)$$

$$R_{G_{INA126}} = \frac{80k}{32 - 5} \approx 2962\Omega \quad (40)$$

Em função disso, a sensibilidade de cada bloco do sistema proposto é dada por:

$$S_{FilmePVDF} = d_{33} = -14.025 \cdot 10^{-12} \frac{C}{N} \quad (41)$$

$$S_{AmplificadordeInstrumentação} = 1 + \frac{50k}{R_G} = 5 + \frac{80k}{R_G} = 32 \frac{V}{V} \quad (42)$$

$$S_{AmplificadordeCarga} = -\frac{d_{33}}{C_f} = -\frac{14.025 \cdot 10^{-12}}{100 \cdot 10^{-9}} = -1,4025 \cdot 10^{-4} \frac{V}{N} \quad (43)$$

$$S_{Filtro} = 1 \frac{V}{V} \quad (44)$$

$$S_{DAQ} = 0,0763 \frac{mV}{bit} \quad (45)$$

$$S_{Sistema} = \frac{S_{DAQ}}{S_{Amplificadordecarga} \cdot G} = \frac{0,0763 \frac{mV}{bit}}{-1,4025 \cdot 10^{-4} \frac{V}{N} \cdot 32 \frac{V}{V}} = 0,017 \frac{N}{bit} \quad (46)$$

onde $S_{FilmePVDF}$ é a sensibilidade do filme piezoelétrico; $S_{AmplificadordeInstrumentação}$ é a sensibilidade do amplificador de instrumentação; $S_{AmplificadordeCarga}$ é a sensibilidade do amplificador de carga; S_{Filtro} é a sensibilidade do filtro *anti-aliasing*; S_{DAQ} é a sensibilidade da placa de aquisição; e $S_{Sistema}$ é a sensibilidade final do sistema proposto.

3.5 Procedimentos Para Validação do Projeto e Calibração

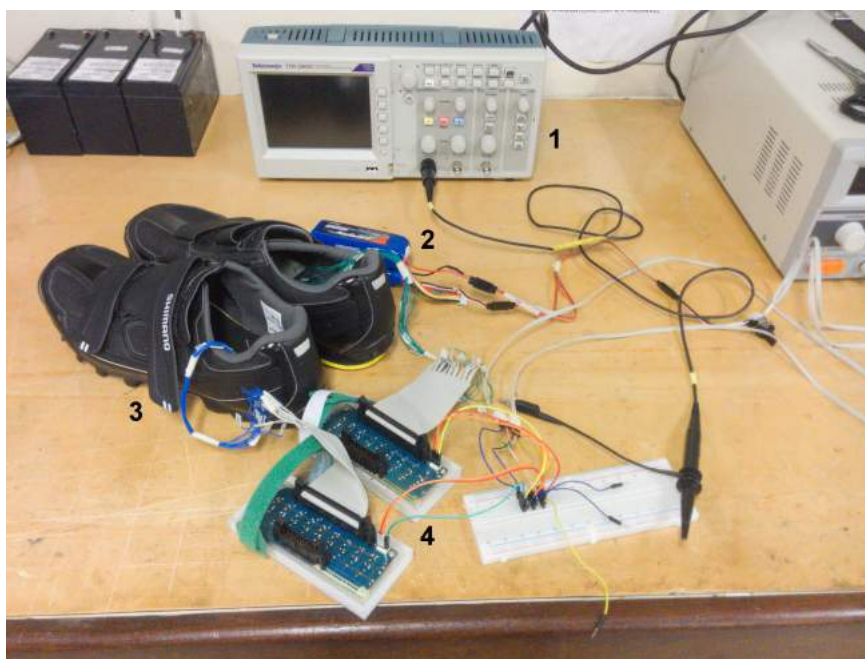
Para validar o *hardware* proposto, foram realizados alguns procedimentos de medição, englobando: análise do comportamento da bateria no momento de ativação do sistema e após o estabelecimento do regime permanente; análise da resposta de cada canal do condicionador à carga aplicada nos filmes piezoelétricos, detalhando as informações sobre a constante de tempo, ruído pico-a-pico na saída do filtro e resposta do filtro para uma gama de frequências conhecidas. Os esquemáticos e *layouts* do sistema podem ser vistos em detalhe no Anexo B.

3.5.1 Validação do Circuito de Alimentação

A alimentação do circuito de condicionamento foi avaliada via análise do ruído pico-a-pico da tensão elétrica para a carga máxima projetada, assim como, a regulação de tensão. Como foram utilizadas chaves para liberar os contatos da bateria com o sistema, o transiente relativo ao fechamento das chaves de alimentação também foi analisado.

Os ensaios foram realizados com o auxílio de um osciloscópio Tektronix™ TDS2001C. Para o ruído pico-a-pico, foi levada em conta a média da tensão elétrica de pico-a-pico medida pelo osciloscópio. Para a análise do transiente, foi utilizado o modo *trigger* para detecção de bordas. Desta maneira, foi possível isolar o momento de fechamento das chaves, permitindo a observação mais detalhada da forma de onda gerada. A montagem para este ensaio pode ser observada na Figura 29.

Figura 29 – Montagem referente aos ensaios de validação da alimentação.



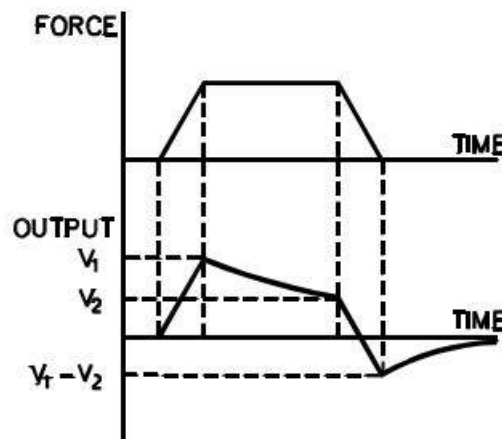
Componentes da montagem - (1) osciloscópio Tektronix™ TDS2001C, (2) baterias, (3) sapatilhas com as palmilhas instrumentadas, (4) placas de condicionamento.

Além disso, foram realizados testes para verificar a autonomia das baterias, com tensão elétrica de corte em 8,1V (já que cada uma das 3 células tem tensão elétrica mínima aceitável de 2,5V) e foi imposta uma margem de segurança de 0,2V por célula). Tal teste foi executado com o simples monitoramento dos níveis de tensão elétrica por meio de um multímetro FlukeTM 80 Series.

3.5.2 Validação do Condicionamento do Filme Piezoelétrico

A validação do condicionamento do sinal proveniente do filme piezoelétrico contemplou, como elemento principal, a resposta ao esforço aplicado sobre o sensor. O formato típico da resposta, que consiste em uma rápida elevação do nível de tensão elétrica seguida de decaimento (relativo aos valores de resistência e de capacitância empregados no amplificador de carga), ainda em presença da aplicação da força e geração de um pico de tensão elétrica inversa na retirada do estímulo, pode ser observado na Figura 30.

Figura 30 – Típica resposta temporal de um filme piezoelétrico.



FONTE: MSI (1999).

A função que descreve o ganho do sistema é observada na Equação (47) e provém da análise da função de transferência do circuito condicionador, considerando a faixa compreendida entre a frequência inferior de corte (1,56Hz) e a frequência superior de corte (1591Hz).

$$V(Q) = -\frac{Q}{C_f} \cdot G = -\frac{Q}{100n} \cdot G \quad (47)$$

sendo $V(Q)$ a tensão de saída em função da carga elétrica Q gerada a partir da aplicação de força no sensor, C_f o valor referente ao capacitor na malha de realimentação do amplificador de carga e G o ganho (imposto, no caso, pelo amplificador de instrumentação).

É possível representar a carga elétrica gerada Q como função da força aplicada F e da constante piezoelétrica d_{33} , de acordo com a Equação (48), o que gera uma função que retorna diretamente a tensão elétrica obtida a partir do esforço mecânico aplicado:

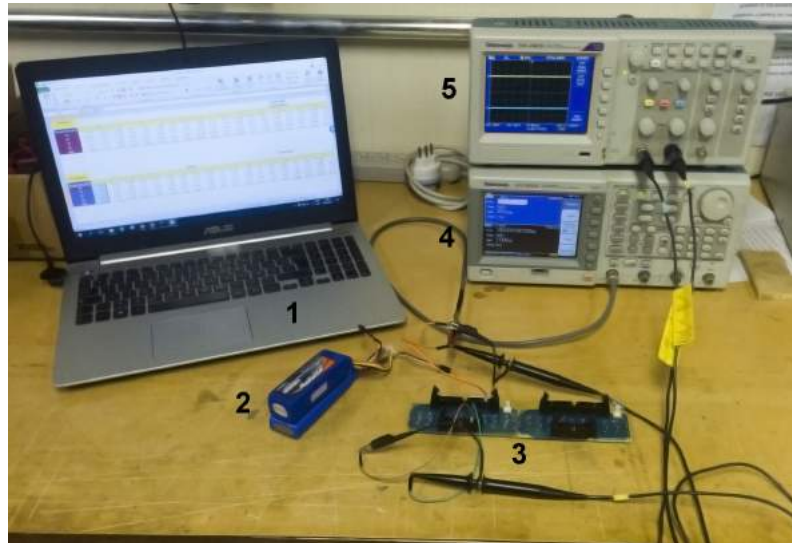
$$Q = F \cdot d_{33} \quad (48)$$

A dependência da resposta em relação à capacitância e à resistência elétrica existentes na malha de realimentação leva à afirmação de que o sistema não é dotado de resposta estática, visto que o sinal decai a partir da aplicação de uma força contínua. Com constante de tempo $\tau = R_f C_f$ relativa à escolha dos componentes para o amplificador de carga, a saída do condicionamento terá característica majoritariamente dinâmica (MACEDO, 2013). Desta maneira, fez-se necessário validar a capacidade do filtro, analisando principalmente a acuidade do ponto de corte real em relação ao calculado previamente. Já que a resposta é dinâmica, sendo, portanto, indesejável um ponto de corte deslocado que possa comprometer o sinal adquirido.

Portanto, a validação do circuito de condicionamento englobou a determinação da constante de tempo de cada canal do condicionador por meio da análise de suas respostas temporais. Os procedimentos utilizados para tal determinação são detalhados na Seção 4.5. Ainda, foi analisada a resposta em frequência do filtro, assim como, o ruído total imposto pelo sistema logo antes do estágio de aquisição.

Para a análise da resposta em frequência do filtro, foi realizada injeção de sinal de forma conhecida ($100mV_{pp}$ e frequência variando de $10Hz$ a $100Hz$) com a utilização do gerador de sinais TektronixTM AFG3252C. Os sinais de entrada e saída foram monitorados com o auxílio de um osciloscópio TektronixTM TBS2001C, sendo avaliados os valores de interesse. Após, foi realizada comparação com a resposta em frequência observada na Figura 27, obtido via projeto no *software* FilterPRO. A montagem para tal ensaio pode ser observada na Figura 31

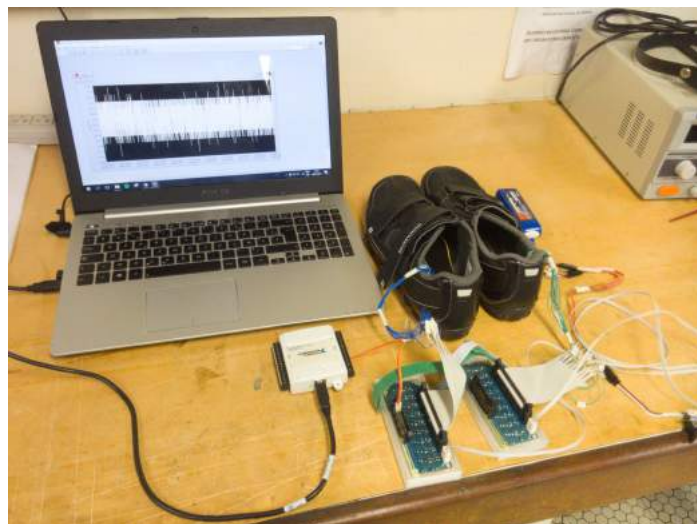
Figura 31 – Montagem executada para análise do desempenho do filtro.



Componentes da montagem - (1) computador para anotação dos valores, (2) baterias, (3) placas de condicionamento, (4) gerador de sinais Tektronix™ AFG3252C, (5) osciloscópio Tektronix™ TBS2001C.

O estudo da última característica de interesse, o ruído pico-a-pico, foi realizado via aquisição da saída de cada um dos canais em estado de repouso. Com o auxílio de uma placa NI USB DAQ 6009, os dados foram armazenados para processamento, permitindo a visualização da variação sem a aplicação de cargas mecânicas. A montagem pode ser observada na Figura 32.

Figura 32 – Montagem do ensaio para determinação do ruído pico-a-pico dos canais.

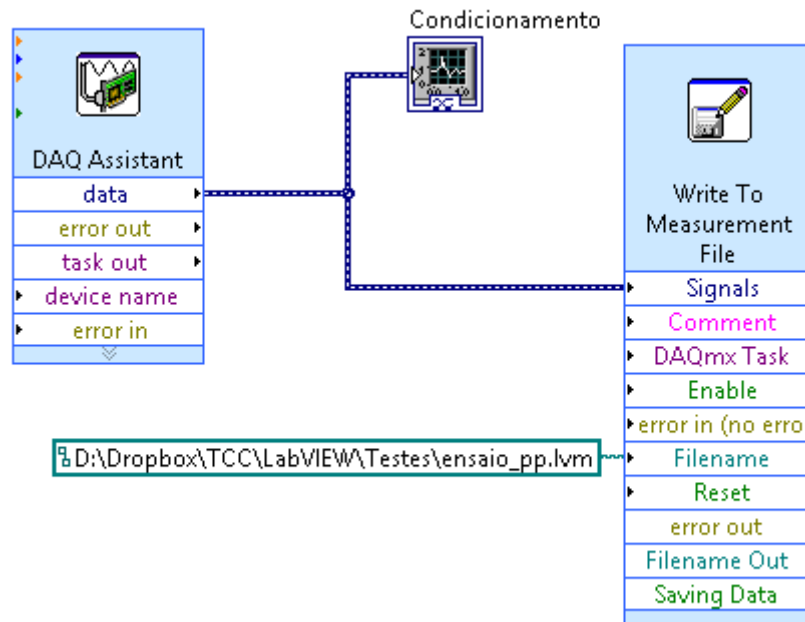


Componentes da montagem - (1) computador rodando *LabVIEW*, (2) DAQ USB 6009, (3) placas de condicionamento, (4) sapatinhas com palmilhas instrumentadas, (5) baterias.

Foi elaborada uma rotina em *LabVIEW* (Figura 33) para realizar a aquisição a uma taxa de $10k\text{Hz}$ durante 1 segundo (10000 amostras), sendo armazenadas as informações em um arquivo de extensão *.LVM*. Em seguida, o processamento foi feito com o auxílio do

software *Matlab*_{TM} 2016, sendo determinados os valores para o máximo ruído pico-a-pico e para o ruído pico-a-pico médio.

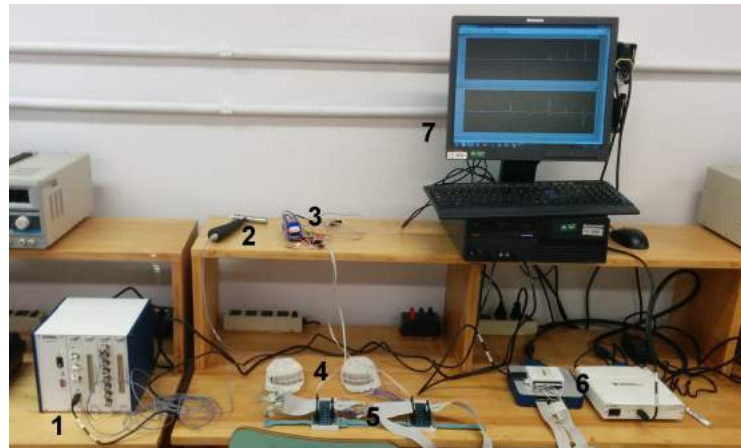
Figura 33 – Rotina LabVIEW para aquisição dos sinais resultantes do ensaio para ruído pico-a-pico.



3.5.3 Calibração Dinâmica

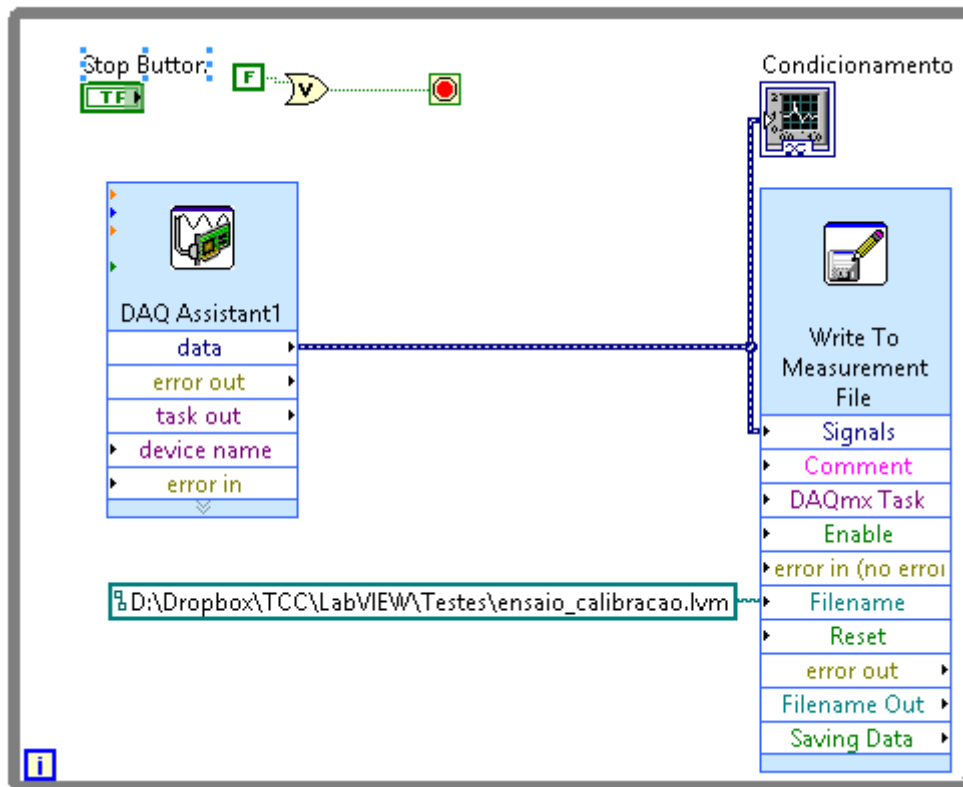
Para obtenção das características de cada canal, foi necessário calibrar os dez canais existentes em cada pé, a fim de obter a função de transferência para cada um dos sensores. Para tal, aplicou-se uma série de dois impulsos mecânicos em cada um dos sensores. Para gerar esta força de impacto foi utilizado um martelo de impacto de modelo 8206 (Brüel & KjørTM) com sensibilidade conhecida em [V/N], tornando conhecida a força aplicada sobre os filmes piezoelétricos. Portanto, utilizando-se a Equação (47) com a carga elétrica substituída de acordo com a Equação (48), foi possível determinar a constante de calibração para cada canal. A Figura 34 mostra a montagem realizada para os testes de determinação da resposta dinâmica dos canais.

Figura 34 – Montagem realizada para a determinação da resposta dinâmica dos canais.

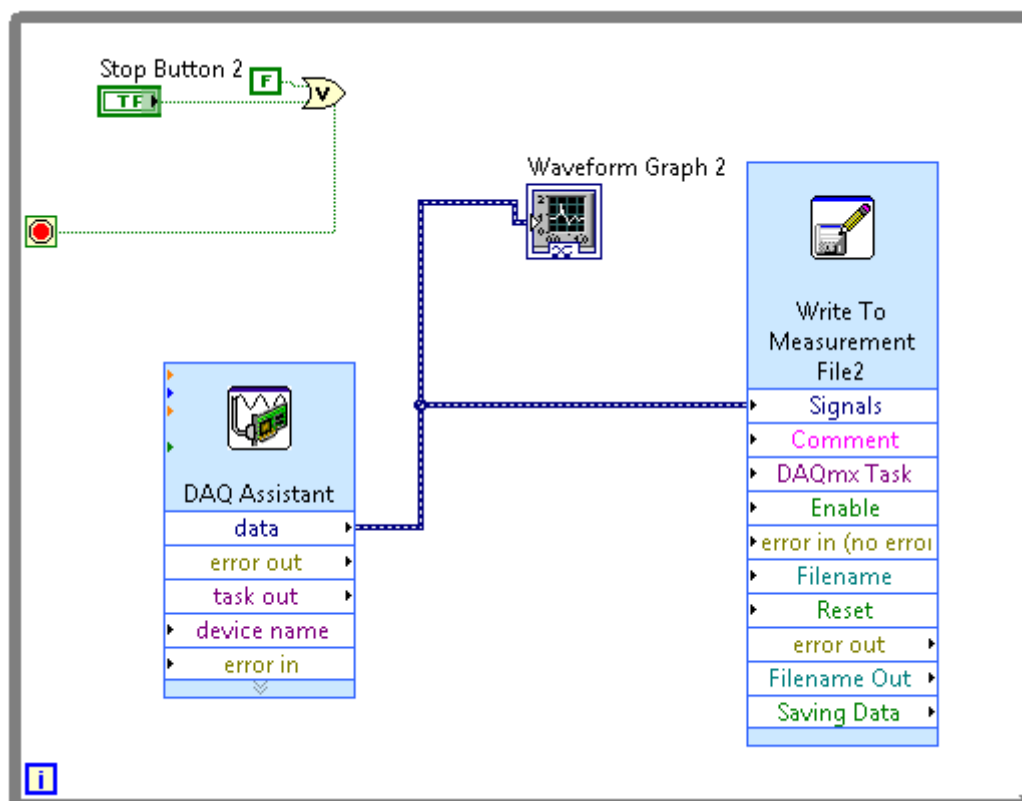


Componentes da montagem - (1) Chassi NI SCXI-1600 com o módulo SCXI-1530 para acelerometria, (2) martelo de impacto Brüel&Kjær 8206, (3) baterias, (4) palmilhas instrumentadas, (5) placas de condicionamento, (6) NI USB-6289 e NI USB-6009, (7) computador rodando *LabVIEW*.

A Figura 35 mostra o laço do programa em blocos realizado em *LabVIEW* para a aquisição dos dados de calibração provindos do circuito de condicionamento. A rotina consiste de um estágio de configuração da DAQ para a aquisição de dados realizada pelo VI (*virtual instrument* do tipo *DAQ Assistant*, sendo *DAQ Assistant 1* responsável pela configuração do canal analógico. É utilizada uma VI do tipo *Waveform Graph* para mostrar o sinal adquirido em tempo real. Para o armazenamento das aquisições, foi utilizada VI do tipo *Write to Measurement File*, responsável por criar um arquivo de extensão VLM contendo os dados de saída.

Figura 35 – Diagrama *LabVIEW* para o circuito de condicionamento.

A Figura 36 mostra o programa em blocos *LabVIEW* para a aquisição dos dados providos do martelo de impacto. O programa é similar ao utilizado para adquirir os dados providos do circuito de condicionamento, salvo o fato de estar em um *loop* distinto.

Figura 36 – Diagrama *LabVIEW* para o martelo de impacto.

Para este ensaio, foram utilizados o chassi SCXI-1600 em conjunto com o módulo SCXI-1530, que consiste de um condicionador projetado para a acelerometria. Após a aquisição dos dados, os picos de tensão foram comparados, sendo realizada a devida conversão para carga mecânica. Desta forma, foi possível levantar a curva de calibração para cada canal.

3.5.4 Aquisição de Dados Durante a Pedalada

Para os ensaios envolvendo o uso da bicicleta, foi realizada a montagem utilizando o rolo de treinamento desenvolvido por MILANI (2014) no Laboratório IEE, sendo utilizada uma placa de aquisição NI USB-6289 em conjunto com uma placa NI USB-6009. Vale ressaltar que a NI USB-6289 tem 32 canais analógicos de entrada. Contudo, não foi possível conectar a segunda borneira em decorrência da ausência de um cabo proprietário. A utilização de duas DAQs diferentes resultou em alguns problemas de sincronização. Entretanto, a forma de onda adquirida ainda se mostrou própria para a análise do movimento. Como exemplo, a Figura 37 mostra a foto de um dos ensaios realizados com equipamentos e instrumentos identificados.

Figura 37 – Foto de um dos ensaios realizados.



Componentes - (1) placa de aquisição de dados NI USB-6289, (2) placas de condicionamento desenvolvidas neste trabalho, (3) sapatilhas com palmilhas instrumentadas posicionadas sobre os pedais da bicicleta, (4) rolo de treinamento desenvolvido por MILANI (2014).

A montagem do ensaio foi conduzida da seguinte maneira: foram ligados todos os canais na borneira do sistema de aquisição e realizados testes para verificar a integridade de cada canal (em caso de alguma pane, a revisão dos canais fez-se necessária). Na sequência (e com todos os cabos desconectados), o voluntário calçou as sapatilhas e

vestiu as tornozeleiras contendo as placas de condicionamento, sendo feita a conexão entre palmilhas e condicionamento. As baterias foram firmadas na região da cintura do voluntário, sendo conduzidos os cabos de alimentação até cada uma das placas. Por último, os cabos de condução dos sinais de saída das placas de condicionamento foram conectados. Foi feito novo teste para verificar a resposta de todos os canais e, se a resposta de todos os canais foi observada como íntegra, deu-se sequência para a aquisição de dados.

Os ensaios foram organizados da seguinte maneira: o voluntário teve dez rodadas de aquisições com 60 segundos cada, visando um movimento de cadência média (em torno de 1 Hz) partindo do repouso. Para tal, uma interface de *software* foi realizada via LabVIEW 2015 (ver Anexo A), existindo uma sequência de passos bem definida:

- 1 - Início do programa (15 segundos de nenhuma ação para o posicionamento do voluntário/início do movimento de cadência média);
- 2 - Sequência de sinais sonoros indicando início das aquisições;
- 3 - Início da cadência a partir do repouso.

Vale lembrar que, em caso de voluntários inexperientes com o sistema de encaixe da sapatilha, testes preliminares de ambientação foram conduzidos, visando acostumar o voluntário ao engate rápido do *clip*.

4 Resultados e Discussões

No decorrer desta seção, serão analisados os dados adquiridos a partir dos ensaios para validação do sistema experimental apresentado no Capítulo 3. Por meio de comparações entre os valores dos resultados experimentais e os valores esperados a partir de análise teórica, buscou-se validar os seguintes aspectos do sistema:

- Circuito de Alimentação;
- Circuito de Condicionamento;
- Filtro Passa-baixas;
- Calibração Dinâmica;
- Ensaios para análise da força de pedalada.

4.1 Validação do Circuito de Alimentação

Como referido na Seção 3.5.1, foram conduzidos testes para análise do ruído pico-a-pico e do transiente relacionados à alimentação com as baterias carregadas. Nas Figuras 38 e 39 pode-se observar o comportamento da variação da tensão elétrica em regime permanente tanto para a parte positiva quanto para a parte negativa da alimentação.

Figura 38 – Ruído em regime permanente para a alimentação positiva.

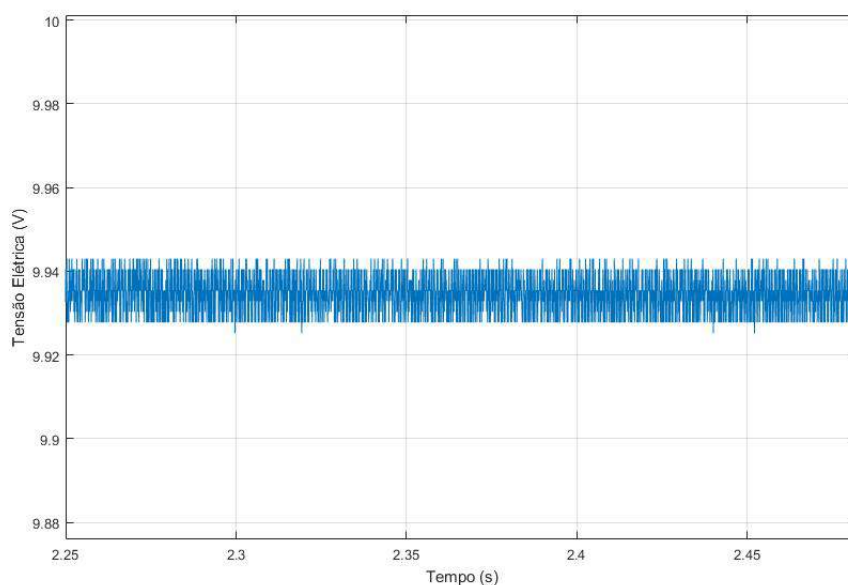
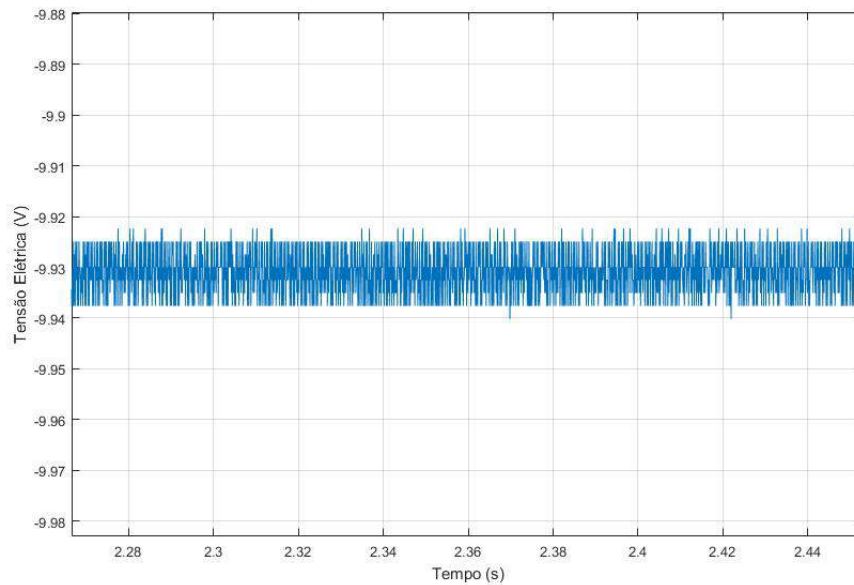


Figura 39 – Ruído em regime permanente para a alimentação negativa.



Observa-se que o ruído pico-a-pico para ambas as alimentações foi de $12mV_{pp}$, com valores médios de $9,935V$ para a alimentação positiva e $-9,93V$ para a alimentação negativa.

Quando a vazio e carregadas, as baterias apresentam tensão V_{vazio} de $\pm 10,08V$. Portanto, tal valor foi utilizado para determinar a regulação de tensão, sendo relacionado com a tensão para carga máxima V_{carga} de operação (*i.e.*, os 20 canais em funcionamento). Portanto, segundo a Equação (49):

$$Regulação = \frac{V_{vazio} - V_{carga}}{V_{vazio}} \cdot 100\% \quad (49)$$

Deste modo, a regulação para a alimentação positiva foi determinada em aproximadamente 1,4% e a regulação para a alimentação negativa foi determinada em aproximadamente 1,5%.

Nas Figuras 40 e 41 pode-se observar o transiente para as duas alimentações.

O tempo de *set* para a parte positiva foi maior, levando cerca de $750\mu s$ para o regime permanente, apresentando a parte negativa um tempo de $525\mu s$ até o regime permanente.

Figura 40 – Transiente para a alimentação positiva.

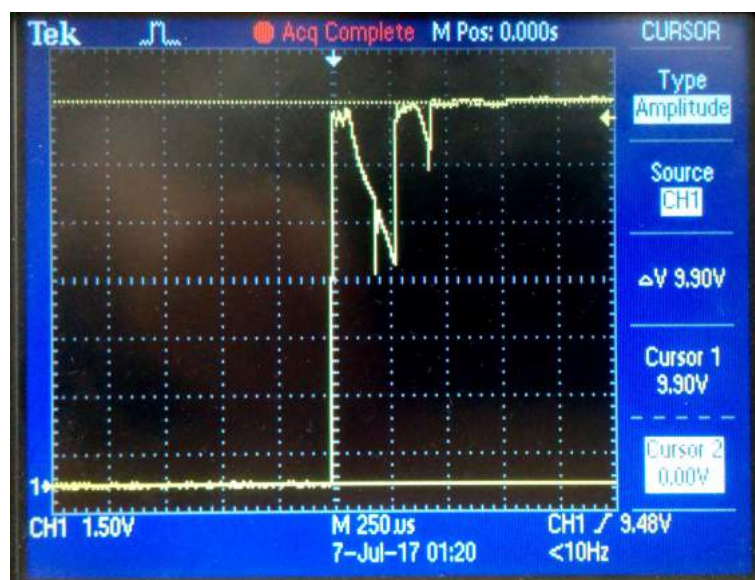
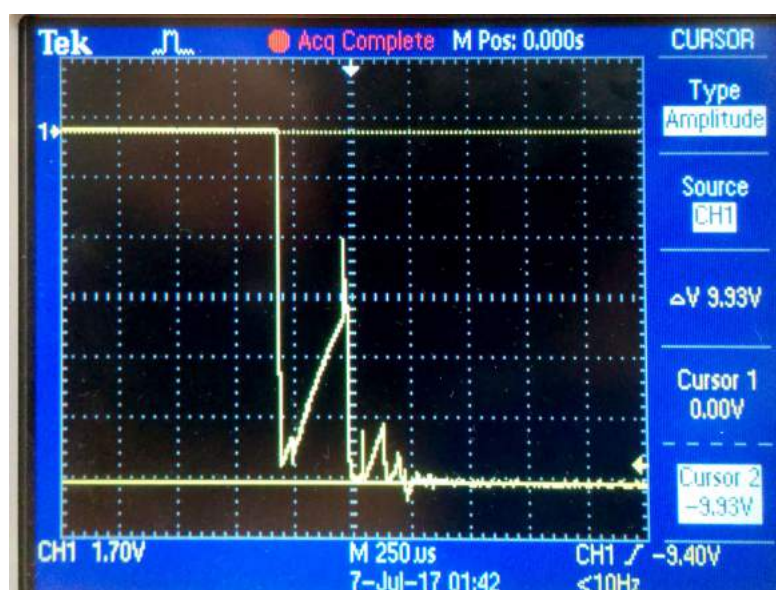


Figura 41 – Transiente para a alimentação negativa.

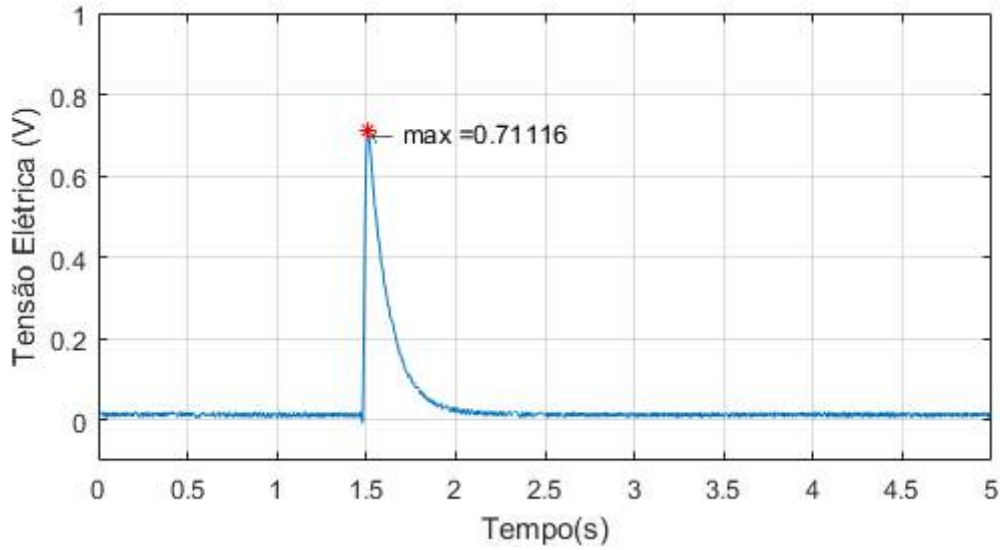


4.2 Validação do Circuito de Condicionamento

A validação do circuito de condicionamento consistiu, como descrito na Seção 3.5.2, na aplicação de uma força sobre o filme piezoelétrico com o auxílio de um martelo emborrachado. Desta forma, é gerada uma tensão de pico para analisar o tempo de decaimento do canal. Foram adquiridos 5s de sinal a $1kHz$ (5000 amostras) com a NI USB-6009. Na Figura 42, como exemplo, é representada a resposta do canal 5 do pé direito. As formas de onda obtidas para os demais canais podem ser observados no Anexo C.

Com o auxílio da ferramenta Matlab, foi obtido o valor de pico para cada canal, sendo analisado o tempo (quantidade de amostras) que o nível de tensão elétrica do canal

Figura 42 – Resposta temporal adquirida para o canal 5 do pé direito.



leva para atingir 37% de tal valor de pico. Para o canal 5 do pé direito, por exemplo, o tempo de decaimento foi determinado de forma aproximada em 103 amostras, ou seja, 0,103s. Tal janela temporal representa a constante do condicionador de sinal, que em sua idealidade teria constante de tempo determinada pela Equação (50):

$$\tau = R_2 \cdot C_1 = 1M \cdot 100nF = 0,1s \pm \sigma_\tau \quad (50)$$

sendo R_2 o resistor e C_1 o capacitor presente na malha de realimentação do amplificador de carga e σ_τ a incerteza padrão combinada relacionada à constante de tempo τ , diretamente ligada aos valores de tolerância dos componentes utilizados. No caso, R_2 tem tolerância de 1% e C_1 tem tolerância de 10%, sendo possível calcular a incerteza padrão do tipo A para os componentes.

Desta maneira, a incerteza padrão combinada pode ser determinada de acordo com a Equação (51), com resultado expresso pela Equação (52):

$$\sigma_\tau = \sqrt{\left(\frac{\partial\tau}{\partial R_2}\right)^2 \cdot \left(\frac{Tolerância}{\sqrt{3}} \cdot R_2\right)^2 + \left(\frac{\partial\tau}{\partial C_1}\right)^2 \cdot \left(\frac{Tolerância}{\sqrt{3}} \cdot C_1\right)^2} \quad (51)$$

$$\sigma_\tau = \sqrt{(100n)^2 \cdot \left(\frac{1\%}{\sqrt{3}} \cdot 1M\right)^2 + (1M)^2 \cdot \left(\frac{10\%}{\sqrt{3}} \cdot 100n\right)^2} = 0,0058s \quad (52)$$

A Tabela 5 apresenta os valores medidos para os 10 canais de cada pé, sendo feito o comparativo com o valor calculado como ideal para a constante de tempo.

Tabela 5 – Valores obtidos para a constante de tempo de cada canal.

	Canal	Pé Direito	Pé Esquerdo
Constante de Tempo [s]	0	0,105	0,104
	1	0,105	0,104
	2	0,101	0,101
	3	0,102	0,103
	4	0,104	0,105
	5	0,102	0,103
	6	0,103	0,104
	7	0,100	0,105
	8	0,102	0,103
	9	0,104	0,102
	Média	0,1028	0,1034
	Desvio Padrão	0,0017	0,0013
	Ideal	0,1	0,1

Analisando-se os resultados e considerando-se que o valor calculado para a constante de tempo foi de $0,1s \pm 0,0058s$, infere-se que as constantes de tempo estão dentro das margens teóricas estipuladas. Contudo, nota-se que a grande maioria dos valores encontram-se na margem superior da tolerância, indicando a ação de capacitâncias parasitas no circuito de condicionamento com a capacidade de aumentar (ainda que de maneira não significativa em relação ao comportamento geral do condicionador) a constante de tempo dos canais.

Quanto ao valor de ruído pico-a-pico para cada canal, os ensaios foram conduzidos de acordo com a Seção 3.5.2. Portanto, da análise das 10000 amostras retiradas do ensaio, obteve-se o valor de ruído em repouso para cada um dos canais, como exposto na Tabela 6.

Tabela 6 – Resultado para o ensaio de ruído pico-a-pico para cada canal.

	Canal	Pé Direito	Pé Esquerdo
Ruído pico-a-pico médio (mVpp)	0	15,3	17,8
	1	12,7	12,7
	2	15,3	15,3
	3	15,3	15,0
	4	15,3	15,3
	5	17,8	12,7
	6	15,3	15,0
	7	15,3	12,7
	8	12,7	12,7
	9	12,7	13,0
	Média	14,8	14,2
	Desvio Padrão	1,6	1,7

Como não foi feito ajuste de *offset*, também é válido relacionar os valores médios de tal grandeza para cada um dos canais. Desta maneira, tais valores podem ser levados em conta durante o processamento, centralizando as formas de onda obtidas em torno do zero. Os resultados para a tensões médias de *offset* podem ser observadas na Tabela 7.

Tabela 7 – Tensões de *offset* para cada canal.

	Canal	Pé Direito	Pé Esquerdo
<i>Offset</i> médio (mVpp)	0	3,6	50,8
	1	-11,5	8,5
	2	13,5	-6,2
	3	-4,0	-55,0
	4	27,7	44,7
	5	17,4	34,6
	6	-4,9	34,9
	7	70,3	40,2
	8	29,4	60,9
	9	47,1	23,4
	Média	18,9	23,7
	Desvio padrão	25,6	33,9

As formas de onda obtidas para os ensaios de determinação do ruído pico-a-pico e da tensão de *offset* podem ser observadas no Anexo D.

4.3 Validação do Filtro Passa-Baixas

Como detalhado na Seção 3.5.2, a validação do filtro passa-baixas (cujas resposta simulada em frequência pode ser observada na Figura 27) consistiu na injeção de uma senóide de $100mV_{pp}$ utilizando o gerador de funções TektronixTM AFG3252C, com frequências conhecidas variando entre $10Hz$ e $100Hz$, em cada um dos 20 canais presentes no sistema. Após o filtro, foi realizada a medição da amplitude de saída do sinal. Os resultados obtidos para tal ensaio podem ser observados nas Tabelas 8 e 9, sendo o ganho em dB referente à saída esperada do amplificador de instrumentação após o ganho de $3,2V_{pp}$.

Tabela 8 – Relação de respostas de saída dos filtros para os canais do pé direito.

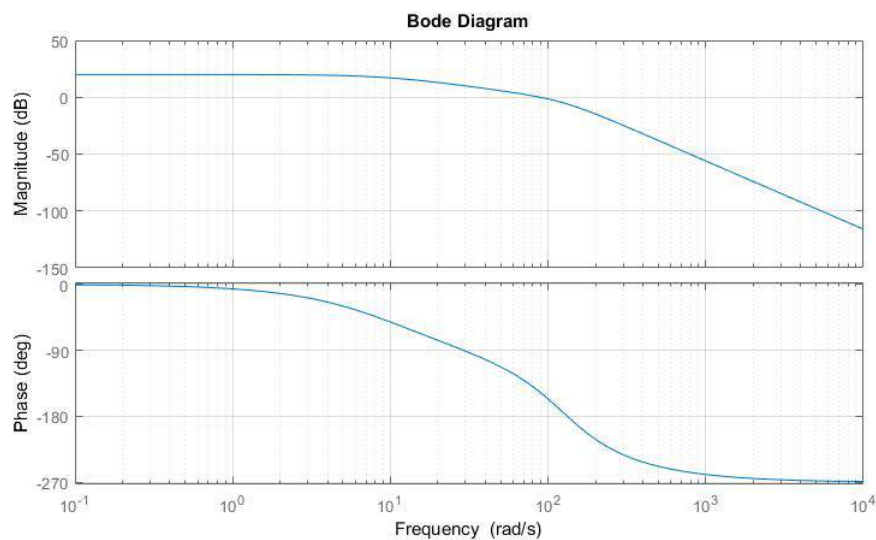
Pé Direito		Frequencia [Hz]				
Canal		10	20	40	80	100
Atenuação do Canal [dB]	0	0,20	-8,45	-21,34	-33,80	-36,24
	1	0,11	-8,58	-21,80	-34,52	-37,24
	2	0,23	-8,49	-21,55	-34,27	-37,05
	3	0,28	-8,42	-21,58	-34,15	-36,43
	4	0,21	-8,49	-21,90	-35,87	-39,39
	5	0,72	-8,42	-22,12	-36,35	-39,71
	6	0,74	-8,24	-21,91	-35,84	-37,89
	7	0,48	-8,40	-21,79	-35,98	-39,42
	8	0,48	-8,77	-22,57	-36,19	-39,76
	9	0,38	-8,40	-22,10	-36,18	-39,52
Média		0,38	-8,47	-21,87	-35,32	-38,27
Desvio Padrão		0,21	0,13	0,33	0,95	1,37
Atenuação Ideal do Filtro [dB]		-0,27	-3,00	-12,20	-24,00	-27,90

Tabela 9 – Relação de respostas de saída dos filtros para os canais do pé esquerdo.

Pé Esquerdo		Frequencia [Hz]				
Canal		10	20	40	80	100
Atenuação do Canal [dB]	0	-0,38	-8,59	-18,51	-48,23	-50,89
	1	0,71	-7,77	-20,44	-34,97	-38,14
	2	0,73	-7,71	-20,77	-34,58	-46,94
	3	0,38	-8,50	-22,10	-34,49	-41,21
	4	0,76	-7,76	-20,65	-35,35	-39,97
	5	0,17	-8,51	-22,09	-35,27	-41,10
	6	0,33	-8,55	-22,05	-35,30	-41,24
	7	0,29	-8,36	-21,76	-34,64	-40,81
	8	0,43	-8,15	-21,64	-35,40	-40,77
	9	0,24	-8,54	-22,12	-36,05	-38,58
Média		0,37	-8,24	-21,21	-36,43	-41,97
Desvio Padrão		0,32	0,35	1,09	3,96	3,73
Atenuação Ideal do Filtro [dB]		-0,27	-3,00	-12,20	-24,00	-27,90

Observa-se que a atenuação é garantida nas faixas estipuladas. Contudo, vê-se discrepância entre a resposta obtida e a resposta ideal. Isto se deve à natureza do amplificador de carga, cuja resposta em frequência pode ser conferida na Figura 24. Isto é, a resposta característica do condicionador resultará do encadeamento do amplificador de carga e do filtro passa-baixas. A resposta em frequência da combinação pode ser observada na Figura 43.

Figura 43 – Resposta simulada em frequência do condicionador.



4.4 Análise das Incertezas

A análise de incerteza padrão combinada para a sensibilidade de saída do sistema é importante para definir a faixa de valores aceitáveis esperadas para as funções de transferência (já definidas na Seção 4.5). Portanto, considerando que a função de transferência teórica para a saída do sistema é dada pela Equação (38), a forma final para a sensibilidade de saída S_O considerando a incerteza padrão é dada pela Equação (53):

$$S_O = \frac{-d_{33} \cdot G}{C_f} \cdot \pm \sigma_S \left[\frac{V}{N} \right] \quad (53)$$

Portanto, a incerteza padrão combinada para a sensibilidade de saída do sistema é dada segundo a Equação (54):

$$\sigma_S = \sqrt{\left(-\frac{d_{33}}{C_f}\right)^2 (\sigma_G)^2 + \left(-\frac{G}{C_f}\right)^2 (\sigma_{d_{33}})^2 + \left(\frac{d_{33} \cdot G}{C_f^2}\right)^2 (\sigma_{C_f})^2} \frac{V}{N} \quad (54)$$

sendo d_{33} o coeficiente piezoelétrico para o sentido da força aplicado, C_f o capacitor da malha de realimentação do amplificador de carga, G o ganho imposto pelo amplificador de instrumentação, σ_G a incerteza padrão combinada relacionada ao ganho do amplificador de instrumentação, $\sigma_{d_{33}}$ a incerteza padrão do tipo A relacionada ao coeficiente piezoelétrico e σ_{C_f} a incerteza padrão do tipo A relacionada ao capacitor do amplificador de carga.

Primeiramente, tem-se a Equação (30) que descreve o ganho imposto pelo amplificador de instrumentação. Desta maneira, a expressão que descreve a incerteza padrão combinada para tal grandeza é dada pela Equação (55):

$$\sigma_G = \sqrt{\left(-\frac{50k}{R_G^2}\right)^2 (\sigma_{R_G})^2} = \pm 0,174 \frac{V}{V} \quad (55)$$

sendo R_G o resistor de ganho utilizado.

Segundo MSI (1999), a tolerância para o coeficiente piezoelétrico d_{33} é de 10%. Desta forma, considerando que a grandeza segue uma distribuição retangular com infinitos graus de liberdade, a incerteza padrão do tipo A de d_{33} é dada pela Equação (56):

$$\sigma_{d_{33}} = \frac{d_{33} \cdot \text{tolerância}}{\sqrt{3}} = \pm 8,097 \cdot 10^{-13} \frac{C}{N} \quad (56)$$

Do mesmo modo, a incerteza padrão do tipo A para C_f é obtida, segundo a Equação (57):

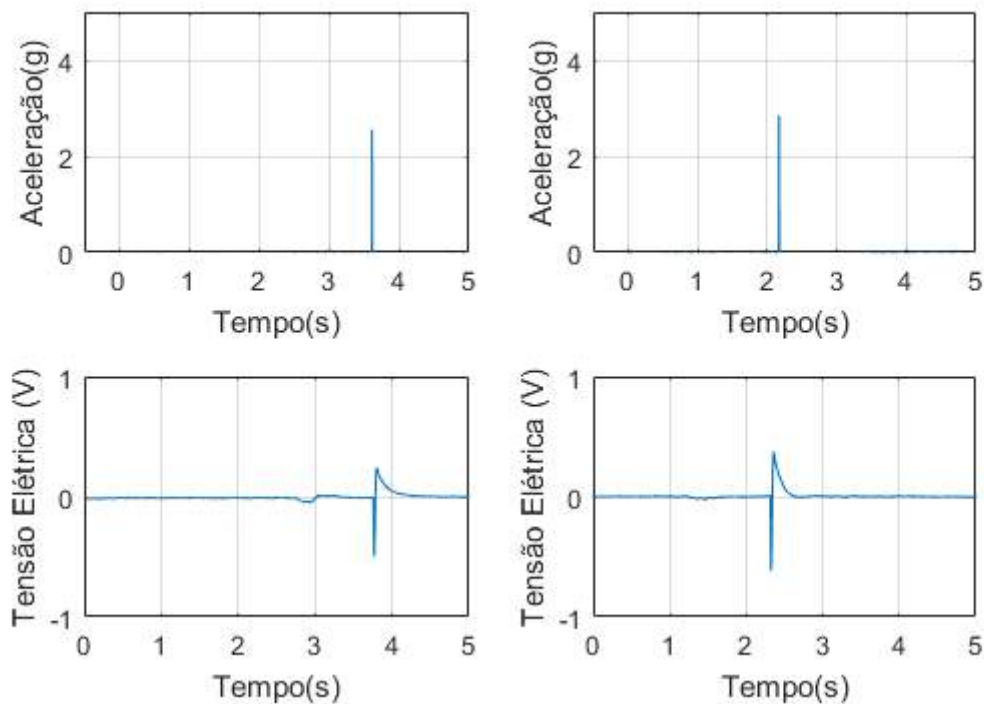
$$\sigma_{C_f} = \frac{C_f \cdot \text{tolerância}}{\sqrt{3}} = \pm 5,77 \cdot 10^{-9} F \quad (57)$$

De posse da incerteza padrão para cada componente da equação que descreve a sensibilidade do sistema, tem-se que a incerteza padrão combinada para a sensibilidade do sistema é de $\pm 3,67 \cdot 10^{-4} \frac{V}{N}$.

4.5 Calibração Dinâmica

O processo de calibração dinâmica seguiu o descrito na Seção 3.5.3, sendo adquiridas de maneira síncrona as respostas do martelo de impacto e de cada um dos canais das duas palmilhas. Pode-se observar a resposta de dois impactos para o sensor 5 da palmilha direita na Figura 44. As interfaces de aquisição foram ambas configuradas para adquirir a uma frequência de 28 kHz durante 5 segundos (140 mil amostras).

Figura 44 – Resposta dinâmica para o Canal 5 da palmilha direita.



Segundo a documentação fornecida pela fabricante, o martelo de impacto possui sensibilidade média de $22,7 \frac{mV}{N}$. Segundo a aferição feita pela fabricante (presente também na documentação), o martelo de impacto do Laboratório IEE possui sensibilidade de $23,91 \frac{mV}{N}$. Durante o preparo da VI responsável por configurar o equipamento, deve-se incluir tal sensibilidade nas características do sensor. Contudo, a sensibilidade foi configurada para $1 \frac{V}{g}$. Desta maneira, a saída a leitura é dada em tensão elétrica, bastando realizar a conversão via divisão pela sensibilidade real do acelerômetro do martelo de impacto ($23,91 \frac{mV}{N}$) para obter a saída em carga mecânica. Portanto, de acordo com a Equação(58):

$$F = \frac{V_{acc}}{S_{Martelo}} \frac{[V]}{\frac{[mV]}{[N]}} = \frac{V_{pico}}{23,91 \cdot 10^{-3}} [N] \quad (58)$$

onde V_{acc} é a tensão elétrica máxima adquirida para o acelerômetro e $S_{martelo}$ é a sensibilidade do martelo de impacto.

Ainda, é preciso determinar a tensão elétrica máxima da leitura do canal contendo o filme piezoelétrico, resultado de um impulso mecânico feito com o martelo de impacto. Desta forma, de acordo com a Equação (59), foi feito cálculo para considerar a tensão elétrica resultante V_{filme} como sendo a diferença entre a tensão de pico V_{max} e a tensão de *offset* de cada canal V_{offset} .

$$V_{pico} = V_{max} - V_{offset} \quad (59)$$

De posse de tais valores, fez-se regressão linear para que as constantes de calibração k_c e a constante de *offset* k_{offset} fossem determinadas. Tal modelo de regressão linear considerou a curva obtida por meio do circuito de condicionamento *versus* a curva do martelo de impacto (instrumento de referência). Desta forma, o modelo de regressão linear segue o representado pela Equação (60):

$$F_{martelo} = F_{aplicada} = F_{canal} \cdot k_c + k_{offset} \quad (60)$$

Já o erro de linearidade ϵ_{lin} é indicador da maior diferença entre o valor obtido por meio da leitura da saída do filme piezoelétrico e a reta de referência. Seu cálculo é dado pela Equação (61):

$$\epsilon_{lin} = 100 \cdot \frac{Dif_{max}}{FS_{martelo}} [\%] \quad (61)$$

sendo $FS_{martelo}$ o fundo de escala da reta de referência, que no caso é dado pelo máximo valor medido pelo martelo de impacto (222 N).

Sendo assim, as Tabelas 10 e 11 apresenta o erro de linearidade, a função de transferência e a sensibilidade experimentais para cada um dos canais do sistema.

Tabela 10 – Funções de transferência, sensibilidade e erro de linearidade para o lado direito.

	k_c	k_{offset}	Função de Transferência (V)	Sensibilidade ($\frac{V}{N}$)	ϵ_{lin} (%)
Canal 0	0,997	2,913	$V(F) = 4,39 \cdot 10^{-3}F - 0,0057$	$4,39 \cdot 10^{-3}$	4,48%
Canal 1	0,832	8,026	$V(F) = 4,56 \cdot 10^{-3}F - 0,0344$	$4,56 \cdot 10^{-3}$	5,78%
Canal 2	0,887	4,114	$V(F) = 4,82 \cdot 10^{-3}F - 0,0008$	$4,82 \cdot 10^{-3}$	3,98%
Canal 3	0,913	9,193	$V(F) = 4,51 \cdot 10^{-3}F - 0,0302$	$4,51 \cdot 10^{-3}$	4,83%
Canal 4	0,941	6,201	$V(F) = 4,55 \cdot 10^{-3}F + 0,0076$	$4,55 \cdot 10^{-3}$	5,98%
Canal 5	1,063	5,770	$V(F) = 4,11 \cdot 10^{-3}F - 0,0262$	$4,11 \cdot 10^{-3}$	5,41%
Canal 6	1,011	3,415	$V(F) = 4,29 \cdot 10^{-3}F - 0,0019$	$4,29 \cdot 10^{-3}$	3,87%
Canal 7	0,982	6,972	$V(F) = 4,38 \cdot 10^{-3}F - 0,0898$	$4,38 \cdot 10^{-3}$	5,89%
Canal 8	0,948	7,053	$V(F) = 4,41 \cdot 10^{-3}F - 0,0452$	$4,41 \cdot 10^{-3}$	5,67%
Canal 9	1,034	-2,033	$V(F) = 4,78 \cdot 10^{-3}F + 0,0068$	$4,78 \cdot 10^{-3}$	4,91%

Tabela 11 – Funções de transferência, sensibilidade e erro de linearidade para o lado esquerdo.

	k_c	k_{offset}	Função de Transferência (V)	Sensibilidade ($\frac{V}{N}$)	ϵ_{lin} (%)
Canal 0	0,861	4,082	$V(F) = 5,08 \cdot 10^{-3}F - 0,0110$	$5,08 \cdot 10^{-3}$	2,69%
Canal 1	0,989	-1,206	$V(F) = 4,31 \cdot 10^{-3}F + 0,0138$	$4,31 \cdot 10^{-3}$	4,84%
Canal 2	0,962	2,204	$V(F) = 4,85 \cdot 10^{-3}F - 0,0441$	$4,85 \cdot 10^{-3}$	2,98%
Canal 3	0,912	5,763	$V(F) = 4,70 \cdot 10^{-3}F - 0,0794$	$4,70 \cdot 10^{-3}$	5,16%
Canal 4	0,865	1,721	$V(F) = 4,90 \cdot 10^{-3}F + 0,0419$	$4,90 \cdot 10^{-3}$	4,89%
Canal 5	0,982	3,795	$V(F) = 4,34 \cdot 10^{-3}F + 0,0321$	$4,34 \cdot 10^{-3}$	4,11%
Canal 6	0,977	6,769	$V(F) = 4,44 \cdot 10^{-3}F + 0,0546$	$4,44 \cdot 10^{-3}$	4,13%
Canal 7	0,968	9,652	$V(F) = 4,34 \cdot 10^{-3}F + 0,0723$	$4,34 \cdot 10^{-3}$	5,81%
Canal 8	1,060	3,922	$V(F) = 4,13 \cdot 10^{-3}F - 0,0720$	$4,13 \cdot 10^{-3}$	4,43%
Canal 9	0,999	5,502	$V(F) = 4,24 \cdot 10^{-3}F - 0,0319$	$4,24 \cdot 10^{-3}$	5,47%

Pode-se observar que o erro de linearidade fica abaixo dos 5% (ou em torno deste valor). A sensibilidade média foi calculada em $4,51 \cdot 10^{-3} \frac{V}{N}$ com desvio padrão de $0,27 \cdot 10^{-3} \frac{V}{N}$. Considerando a incerteza padrão calculada para a sensibilidade de saída do sistema ($\pm 3,67 \cdot 10^{-4} \frac{V}{N}$), o canal 5 da palmilha direita e os canais 0 e 4 da palmilha esquerda estão fora da faixa limite estipulada ($[4,121 \cdot 10^{-3}; 4,855 \cdot 10^{-3}]$). A hipótese é de que isto se deve ao fato de a característica da resposta sofrer alterações significativas devido

às curvas da palmilha, já que os filmes ficam em estado permanente de flexão . Ainda, a superfície da palmilha não é totalmente lisa: a construção em 3D apresenta uma espécie de degrau de $0,1mm$ entre uma camada e outra, contribuindo para a não-cimentação total do filme e para uma pequena deflexão na região durante a aplicação de esforço (o que também pode modificar a resposta do filme).

4.6 Análise da forma de onda dos sensores durante a pedalada

Como descrito na Seção 3.5.4, foram conduzidos ensaios com 5 voluntários utilizando o rolo de treinamento desenvolvido por MILANI (2014). As informações para tais indivíduos podem ser observadas na Tabela 12.

Tabela 12 – Informações do voluntário.

Indivíduo	Massa Corporal (kg)	Altura (m)	Perna dominante
#1	81	1,87	Direita
#2	70	1,77	Direita
#3	71	1,89	Direita
#4	66	1,81	Direita
#5	67	1,74	Direita

Para que as placas de condicionamento fossem firmadas na perna dos voluntários, desenvolveu-se um par de tornozeleiras com velcro, que podem ser observadas na Figura 45.

Figura 45 – Sapatilhas com as palmilhas instrumentadas e circuitos de condicionamento.



Com o sistema em funcionamento, fez-se a aquisição de dados. As Figuras 46 a 50 mostram extratos de 5 segundos da aquisição para os indivíduos #1 a #5. Nota-se a anti-simetria dos sinais adquiridos, resultado coerente levando em conta que cada perna realiza esforço em aproximadamente metade do ciclo (do ponto morto superior ao ponto morto inferior). As demais formas de onda podem ser conferidas nos Anexos E a I.

Figura 46 – Extrato da aquisição para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente).

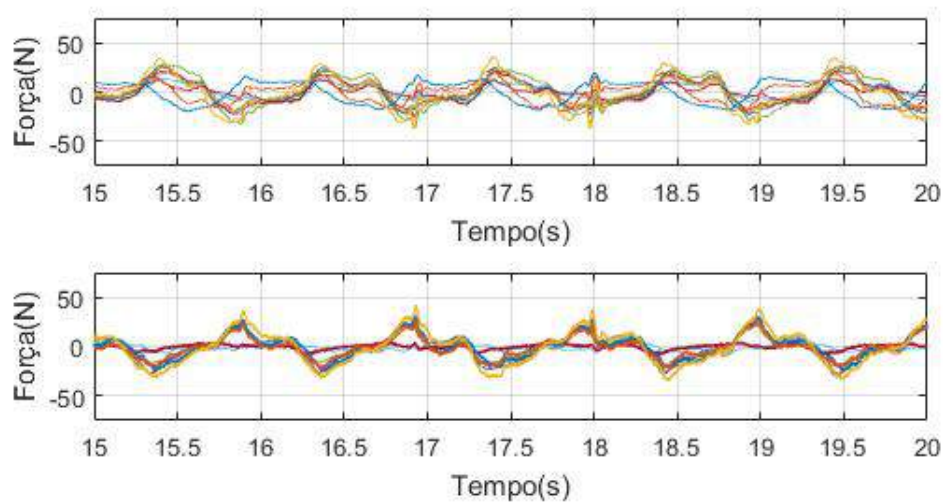


Figura 47 – Extrato da aquisição para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente).

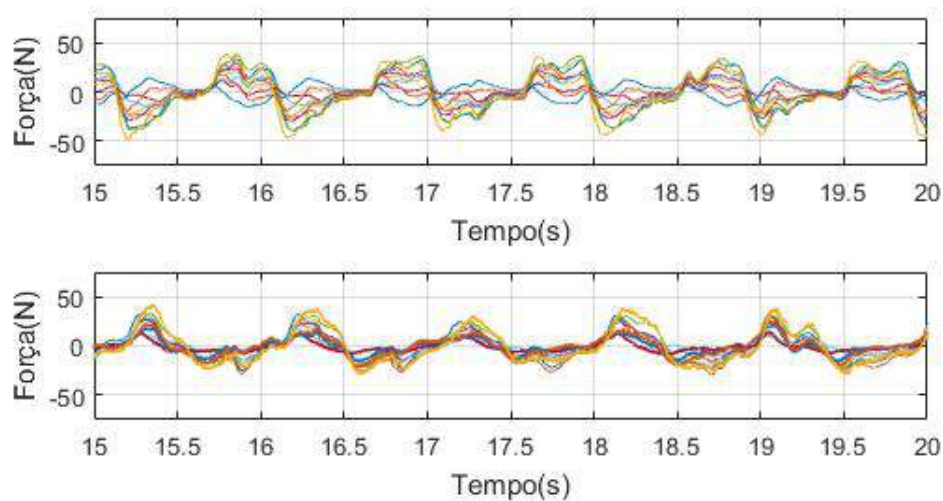


Figura 48 – Extrato da aquisição para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente).

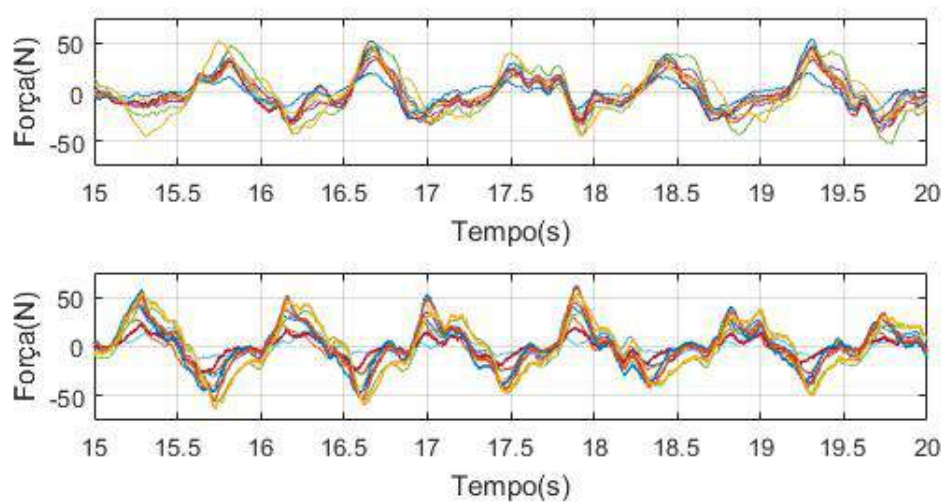


Figura 49 – Extrato da aquisição para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente).

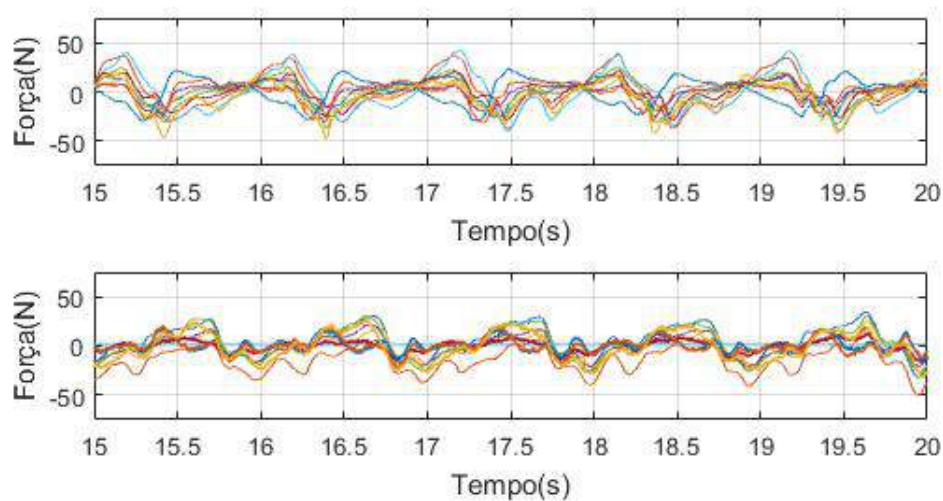
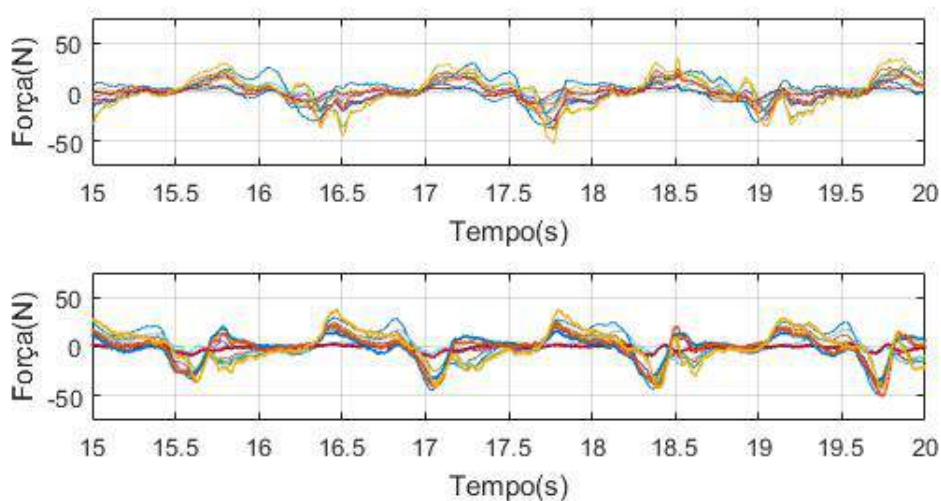


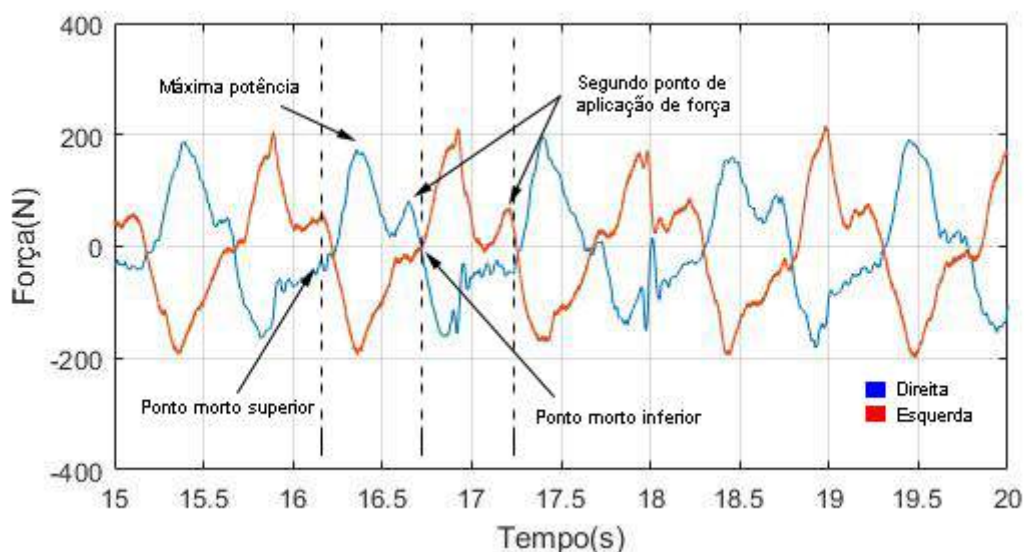
Figura 50 – Extrato da aquisição para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente).



Nota-se que os indivíduos apresentam dificuldade de retirar totalmente a força aplicada pela perna durante a fase de recuperação (principalmente se analisada a perna não dominante). Este comportamento é representado pelas diversas retomadas de aplicação de força durante tal fase, observada na parte negativa dos sinais adquiridos. O fenômeno observado faz aumentar a exigência do membro que se encontra na fase de propulsão, culminando no eventual desperdício de energia.

Se analisada a soma dos canais para o indivíduo #1, pode-se realizar a identificação das fases da pedalada. Nota-se que, logo após o ponto morto superior, é dado início à aplicação de força. Após atingido o pico de aplicação de força (em aproximadamente 90°), ainda há um segundo ponto de aplicação de força antes de ser atingido o ponto morto inferior, onde é dado início à fase de recuperação e a aplicação de força é praticamente cessada, ocorrendo um pico de tensão contrário indicando a retirada de força aplicada ao sensor. As forças máximas aplicadas foram de $196,93N$ para a perna direita e de $215,91N$ para a perna esquerda. A identificação das fases é observada na Figura 51.

Figura 51 – Identificação das fases da pedalada com relação à soma de todos os canais para a cadência média do indivíduo #1.



Pode-se observar, ainda, que o indivíduo possui dificuldade de retirar completamente a força aplicada nos 90° finais da fase de recuperação, oferecendo resistência para a perna que se encontra em fase de propulsão.

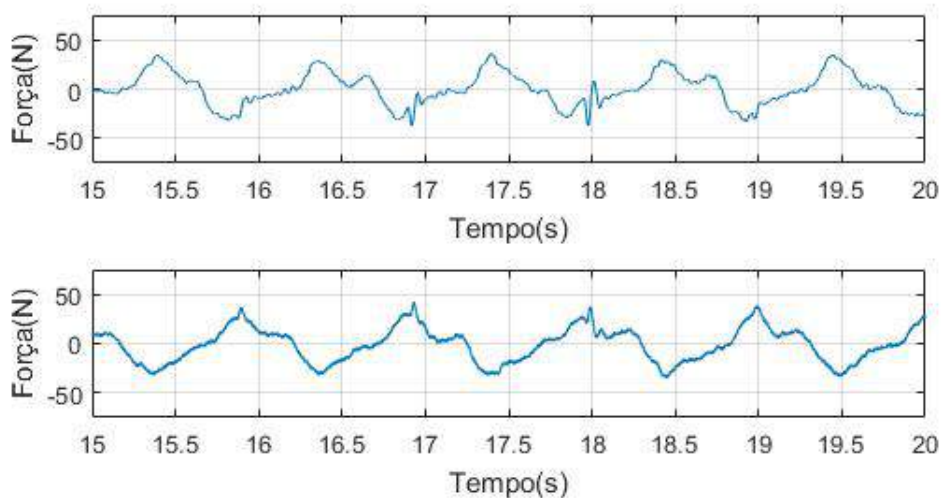
Na Tabela 13 estão relacionadas a média das forças máximas aplicadas por cada indivíduo durante os ensaios (considerando o extrato de 5 segundos já mencionado). Nota-se a predominância da perna direita em 4 dos 5 voluntários (indivíduos #1, #2, #3, #4). É interessante ressaltar que os indivíduos #1 e #4, os voluntários que já utilizavam o sistema de encaixe da sapatilha, apresentam as menores forças aplicadas, sinalizando menor esforço para manter a mesma cadência. Os valores dos máximos para a soma por ensaio considerando cada voluntário podem ser conferidos nos Anexos E a I.

Tabela 13 – Relação da média das forças máximas aplicadas para a soma dos canais.

		Força (N)				
Lado	Indivíduo 1	Indivíduo 2	Indivíduo 3	Indivíduo 4	Indivíduo 5	
D	212,83	252,45	275,78	206,20	231,79	
E	192,73	245,30	242,93	192,47	242,40	

Para a análise individual no mesmo extrato de tempo, pode-se observar a forma de onda obtida para os canais mais ativos durante o ciclo de pedalada para a cadência média do indivíduo #1 na Figura 52. O restante dos canais podem ser observados no Anexo E.

Figura 52 – Canais de maior ativação para cada palmilha do indivíduo #1 (D - Canal #9 e E - Canal #9, respectivamente).



Pode-se observar que, em ambas as palmilhas, a região de maior ativação se encontra na parte exterior do pé, com cerca de 36N de força aplicada máxima para o canal #9 da palmilha direita e com cerca de 42N de força aplicada máxima para o canal #9 da palmilha esquerda. Ainda, pode-se inferir a diferença de controle entre a perna não-dominante e a perna dominante, pois é notável (surpreendentemente) a maior fluidez das formas de onda adquiridas para a palmilha esquerda. A afirmação contrária a crença de que a perna dominante apresenta maior controle durante o movimento de pedalada. Contudo, foi reportado pelo indivíduo #1 certa dificuldade em manter o equilíbrio durante o ensaio (já que havia um operador segurando o guidão). Portanto, na tentativa de manter seu equilíbrio, o indivíduo pode ter realizado esforço não compatível com uma situação em ambiente externo, modificando a característica de pedalada.

A Tabela 14 contém o panorama geral para o desempenho individual dos canais dos 5 voluntários no mesmo espaço de tempo já mencionado, considerando a força máxima média aplicada a cada sensor nos 10 ensaios executados. Os valores dos máximos para cada canal considerando cada voluntário podem ser conferidos nos Anexos E a I.

Tabela 14 – Força máxima média obtida para cada canal.

Força Máxima (N)						
Canal	Lado	Indivíduo 1	Indivíduo 2	Indivíduo 3	Indivíduo 4	Indivíduo 5
0	D	35,27	48,60	40,03	24,16	53,41
	E	30,55	33,93	30,03	32,31	44,42
1	D	31,31	37,26	31,19	41,28	24,12
	E	26,72	29,42	23,77	22,83	33,64
2	D	24,92	23,09	26,34	21,24	21,21
	E	23,51	34,20	31,92	29,50	29,09
3	D	24,51	24,47	27,64	15,89	24,93
	E	21,33	29,38	27,33	25,51	25,02
4	D	38,69	45,57	39,78	30,41	41,63
	E	25,23	35,72	27,51	33,11	30,58
5	D	21,40	31,92	28,22	41,74	21,03
	E	15,69	16,87	12,38	8,49	28,29
6	D	13,15	14,72	30,73	25,73	13,15
	E	9,50	12,60	13,76	15,54	16,14
7	D	19,48	17,25	16,28	23,62	31,78
	E	19,46	24,62	33,46	19,45	32,47
8	D	22,92	20,05	28,74	23,52	34,94
	E	20,40	26,51	29,24	18,55	39,70
9	D	37,03	43,99	24,86	37,36	46,83
	E	38,02	43,00	30,90	38,26	49,80

Observa-se que o canal de maior ativação é destacado em negrito e o canal de menor ativação é destacado em itálico (sendo a cor preta utilizada para o lado direito e a cor vermelha utilizada para o lado esquerdo).

Nota-se que, para a palmilha direita, 3 dos 5 voluntários (indivíduos #2, #3 e #4) apresentaram maior ativação na almofada do antepé (canal #0). Para a mesma palmilha, a região de menor ativação é representada pelo canal #5 (indivíduos #1, #2 e #5), ou seja, logo após a região conhecida como arco.

Para a palmilha esquerda, 4 dos 5 voluntários (indivíduos #1, #2, #4 e #5) apresentaram maior ativação na área exterior do pé, representada aqui pelo canal #9. Para a mesma palmilha, a região de menor ativação é representada pelo canal #6 em 3 dos 5 voluntários (indivíduos #1, #2 e #5). Vale ressaltar que os outros 2 voluntários apresentaram menor ativação no canal #5, ou seja, ao lado do canal #6. Portanto, a região logo após o arco apresenta menor ativação para a palmilha esquerda.

5 Conclusões

Neste projeto, buscou-se desenvolver uma plataforma de força não invasiva capaz de mensurar a força de pedalada sem que a ergonomia do movimento fosse modificada. Assim, fez-se estudo do comportamento dos filmes piezoelétricos de escolha para o movimento de interesse, buscando o desenvolvimento de toda a cadeia de condicionamento de modo a maximizar a resposta para a melhor aquisição de sinais possível. Todas as etapas do projeto foram validadas com o auxílio de instrumentos aferidos, sendo obtido erro de linearidade máximo de 5,98%.

Os ensaios propostos revelam que os filmes piezoelétricos são capazes de transcrever as nuances do movimento de pedalada, tornando possível a análise da força aplicada durante as diferentes fases do movimento e da cadência. Sendo analisada a soma das forças para o indivíduo #1 durante o ensaio #1, as forças máximas aplicadas foram de 196,93N para a perna direita e de 215,91N para a perna esquerda. Quanto ao mapeamento da pedalada, pôde-se inferir que os sensores de maior ativação são os sensores #9 da palmilha direita e #9 da palmilha esquerda e que os sensores de menor ativação são os sensores #6 da palmilha direita e #6 da palmilha esquerda para o indivíduo #1 durante o ensaio #1. Tais resultados provam que, apesar da natureza dinâmica dos filmes piezoelétricos, é possível utilizá-los para mensurar fenômenos de baixa frequência.

Portanto, o presente trabalho prova a viabilidade de uma plataforma de força constituída de filmes piezoelétricos para a medição e para a medição e para o mapeamento da força de pedalada, podendo desempenhar papel importante para o desenvolvimento da bicicleta tanto como um meio de transporte, sendo capaz de evitar lesões por esforço repetitivo, quanto como um esporte de alto rendimento, fazendo o melhor uso da energia do atleta. Contudo, para que o sistema possa evoluir a tal ponto, faz-se necessário a realização de mais ensaios (e com mais voluntários). Desta forma, será possível consolidar o sistema como uma possível ferramenta de análise da força de pedalada.

6 Propostas para Trabalhos Futuros

A fim de consolidar o sistema, algumas melhorias (tanto de projeto quanto de calibração) podem ser implementados. Tais melhorias são:

- Realizar um número maior de ensaios (com um número maior de voluntários) a fim de consolidar o sistema;
- Implementar sistema de aquisição sem fio (de preferência mantendo a alimentação simétrica) capaz de sincronizar a aquisição em separado das duas palmilhas, ampliando a liberdade de movimento do usuário;
- Realizar a construção da palmilha em tecnologia de impressão 3D que não gere as imperfeições impostas pelos limites da tecnologia de deposição de filamento (uma das alternativas é utilizar impressoras baseadas em estereolitografia);
- Realizar a comparação com outros sistemas de medição da força de pedalada já estabelecidos, tais como o desenvolvido por (PIGATTO, 2015), a fim de consolidar o sistema;
- Projetar de maneira mais cuidadosa as placas de condicionamento a fim de diminuir distorções do sinal causadas, por exemplo, pela influência cruzada de canais;
- Implementar sistema que permita a aquisição do ângulo formado entre pedivela e pedal, a fim de permitir a determinação da força efetiva e, por conseguinte, do torque efetivo aplicado;
- Realizar a comparação com sistemas comerciais, tais como o GarminTM Vector.

Referências Bibliográficas

- ACC. Introduction to polyurethanes: Thermoplastic polyurethane. 2012. Citado na página 43.
- ANSI/IEEE. Standard on piezoelectricity. *ANSI/IEEE Std 176-1987*, 1988. Citado 4 vezes nas páginas 25, 26, 27 e 37.
- BALBINOT, A.; BRUSAMARELLO, V. J. *Instrumentação E Fundamentos de Medidas. Volume 2*. [S.l.]: Grupo Gen-LTC, 2010. Citado na página 24.
- BAYRAMOL, D. V.; HADIMANI, R. L.; SHAH, T.; SIORES, E. Piezoelectric mono-filament extrusion for green energy applications from textiles. *Journal of Textiles and Engineer*, UCTEA Chamber of Textile Engineers, v. 19, 2012. Citado na página 24.
- BERLINCOURT DA; JAFFE, H. Piezoelectric transducer materials. *Proceedings of the IEEE*, IEEE, v. 53, n. 10, p. 1372–1386, 1965. Citado na página 24.
- BINI, R.; HUME, P.; CROFT, J. L.; KILDING, A. Pedal force effectiveness in cycling: A review of constraints and training effects. Cycling Research Center, 2013. Citado na página 22.
- BINI, R.; ROSSATO, M.; DIEFENTHAELER, F.; CARPES, F.; REIS, D. D. Pedaling cadence effects on joint mechanical work during cycling. *Isokinetics and Exercise Science*, v. 18, 2010. Citado na página 34.
- BINI, R. R.; CARPES, F. P. *Biomechanics of Cycling*. 1. ed. [S.l.]: Springer International Publishing, 2014. ISBN 978-3-319-05538-1,978-3-319-05539-8. Citado 3 vezes nas páginas 22, 30 e 31.
- BROKER, J. P.; GREGOR, R. J. A dual piezoelectric element force pedal for kinetic analysis of cycling. *International Journal of Sports Biomechanics*, v. 6, n. 4, p. 394–403, 1990. Citado 3 vezes nas páginas 22, 34 e 35.
- DAVIS, R.; HULL, M. Measurement of pedal loading in bicycling: Ii. analysis and results. *Journal of biomechanics*, Elsevier, v. 14, n. 12, p. 857–872, 1981. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 34.
- DIAS, C.; DAS-GUPTA, D.; HINTON, Y.; SHUFORD, R. Polymer/ceramic composites for piezoelectric sensors. *Sensors and Actuators A: Physical*, Elsevier Science, v. 37-38, 1994. Disponível em: <[http://gen.lib.rus.ec/scimag/index.php?s=10.1016/0924-4247\(93\)80058-o](http://gen.lib.rus.ec/scimag/index.php?s=10.1016/0924-4247(93)80058-o)>. Citado 2 vezes nas páginas 24 e 27.
- DIEFENTHAELER, F.; BINI, R. R.; KAROLCZAK, A.; CARPES, F. Ativação muscular durante a pedalada em diferentes posições do selim: Estudo de casos. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, v. 10, 2008. Citado na página 34.
- DING-QUAN XIAO; LANG, S. Measurement applications based on pyroelectric properties of ferroelectric polymers. *IEEE Transactions on Electrical Insulation*, IEEE, v. 24, n. 3, p. 503–516, 1989. Citado na página 29.

DRISS, T.; VANDEWALLE, H. The measurement of maximal (anaerobic) power output on a cycle ergometer: A critical review. *BioMed Research International*, v. 2013, 2013. Citado na página 30.

ERICSON, M. O.; NISELL, R. Efficiency of pedal forces during ergometer cycling. *International journal of sports medicine*, © Georg Thieme Verlag Stuttgart· New York, v. 9, n. 02, p. 118–122, 1988. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 34.

IEEE. Standards on piezoelectric crystals, 1949. *Proceedings of the IRE*, IEEE, v. 37, p. 1378–1395, 1949. Citado na página 25.

KAWAI, H. The piezoelectricity of poly (vinylidene fluoride). *Japanese Journal of Applied Physics*, IOP Publishing, v. 8, n. 7, p. 975, 1969. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 24.

LAROCHE, G.; MAROIS, Y.; GUIDOIN, R.; KING, M. W.; MARTIN, L.; HOW, T.; DOUVILLE, Y. Polyvinylidene fluoride (pvdf) as a biomaterial: from polymeric raw material to monofilament vascular suture. *Journal of biomedical materials research*, Wiley Online Library, v. 29, n. 12, p. 1525–1536, 1995. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 29.

MACEDO, R. Desenvolvimento de uma plataforma para calçados para análise da força de reação do solo. UFRGS, 2013. Citado 4 vezes nas páginas 23, 29, 51 e 59.

MILANI, C. Plataforma de treinamento instrumentada e sistema de aquisição, armazenamento e transmissão de dados sem fio para plataforma de força aplicada ao ciclismo. UFRGS, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 65 e 81.

MINETTI, A. E.; PINKERTON, J.; ZAMPARO, P. From bipedalism to bicyclism: Evolution in energetics and biomechanics of historic bicycles. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, The Royal Society Publishing, 2001. Citado na página 30.

MONTE, A. D.; MANONI, A.; FUCCI, S. Biomechanical study of competitive cycling: The forces exercised on the pedals. *Medicine and Sports: Biomechanics*, v. 8, 1973. Citado na página 34.

MOULSON, A.; HERBERT, J. Electroceramics. 1990. *Chapman and Hull*, v. 133, 1990. Citado na página 28.

MSI. *Piezo Film Sensors*. [S.l.], 1999. Citado 3 vezes nas páginas 46, 58 e 75.

MSI. *LDT with Crimps Vibration Sensor/Switch*. [S.l.], 2008. Citado 2 vezes nas páginas 41 e 45.

NI. Ni product guide. National Instruments, 2013. Citado na página 41.

PIEZOTECHNOLOGIES. An overview of the properties of different piezoceramic materials. SD. Citado na página 36.

PIGATTO, A. Desenvolvimento de célula de carga instrumentada, com circuito de condicionamento interno, para análise de força aplicada por ciclista. UFRGS, 2015. Citado 3 vezes nas páginas 22, 34 e 89.

PROKIC, M. *Piezoelectric Transducers Modeling and Characterization*, e-book from <http://www.mpiultrasonics.com>. Published in Switzerland by MPI, Copyright© by MPI. [S.l.]: August, 2004. Citado na página 36.

REDDY, J. *Theory of analysis of elastic plates and shells*. [S.l.]: CRC Press, Taylor and Francis, 2007. Citado na página 28.

SCHMIDT, A. *Competitive cycling*. Meyer & Meyer Sport, 2014. ISBN 1782553630,9781782553632,9781782556985,1782556982. Disponível em: <<http://gen.lib.rus.ec/book/index.php?md5=7668DCF41DBAD0487EB8987E1AE5E0C9>>. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 32.

SEDRA, A.; SMITH, K. *Microeletrônica*. 5. ed. [S.l.]: Pearson, 2012. Citado na página 50.

SHARP, A. *Bicycles & tricycles: an elementary treatise on their design and construction, with examples and tables*. [S.l.]: Longmans, Green, 1896. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 34.

SMAK, W.; NEPTUNE, R.; HULL, M. The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. *Journal of biomechanics*, Elsevier, v. 32, n. 9, p. 899–906, 1999. Citado na página 33.

SMITS, J. Iterative method for accurate determination of the real and imaginary parts of the materials coefficients of piezoelectric ceramics. *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, IEEE, v. 23, n. 6, p. 393–401, 1976. Citado na página 25.

SOKHANVAR, S.; DARGAHI, J.; NAJARIAN, S.; ARBATANI, S. *Tactile Sensing and Displays: Haptic Feedback for Minimally Invasive Surgery and Robotics*. [S.l.: s.n.], 2012. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 29.

SOVNDAL, S. *Cycling anatomy*. 1. ed. Human Kinetics, 2009. (Sports anatomy). ISBN 0736075879,9780736075879. Disponível em: <<http://gen.lib.rus.ec/book/index.php?md5=A061AE7F0883E11C6D7B64C3B52D614E>>. Citado na página 33.

T.I. *Signal Conditioning Piezoelectric Sensors*. [S.l.], 2000. Citado 5 vezes nas páginas 35, 36, 38, 39 e 55.

TYCO. *IDC Flat Ribbon Cable*. [S.l.], 2007. Citado na página 51.

WADA, Y.; HAYAKAWA, R. Piezoelectricity and pyroelectricity of polymers. *Japanese Journal of Applied Physics*, IOP Publishing, v. 15, n. 11, p. 2041, 1976. Citado na página 26.

WINTER, D. A. *Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. [S.l.: s.n.], 1991. Citado na página 30.

ANEXO A – Programa *LabVIEW* para os ensaios com a bicicleta.

Figura 53 – Representação do painel frontal do programa desenvolvido em *LabVIEW* para aquisição de dados.

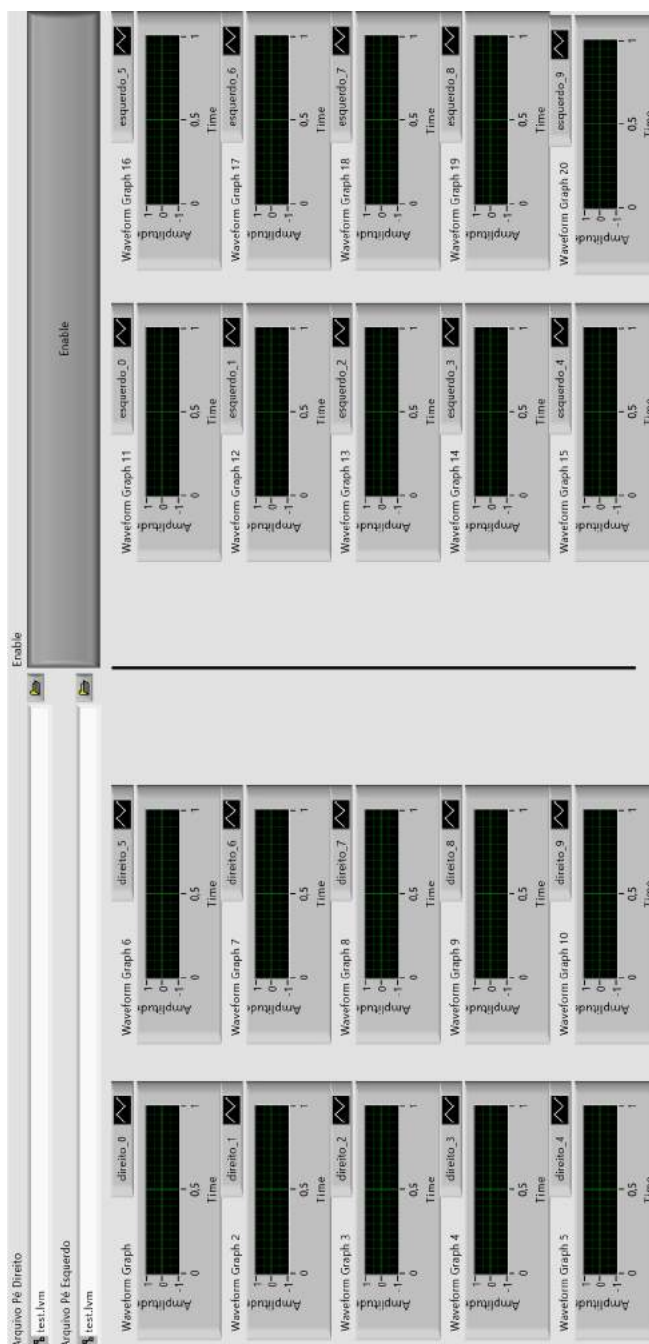
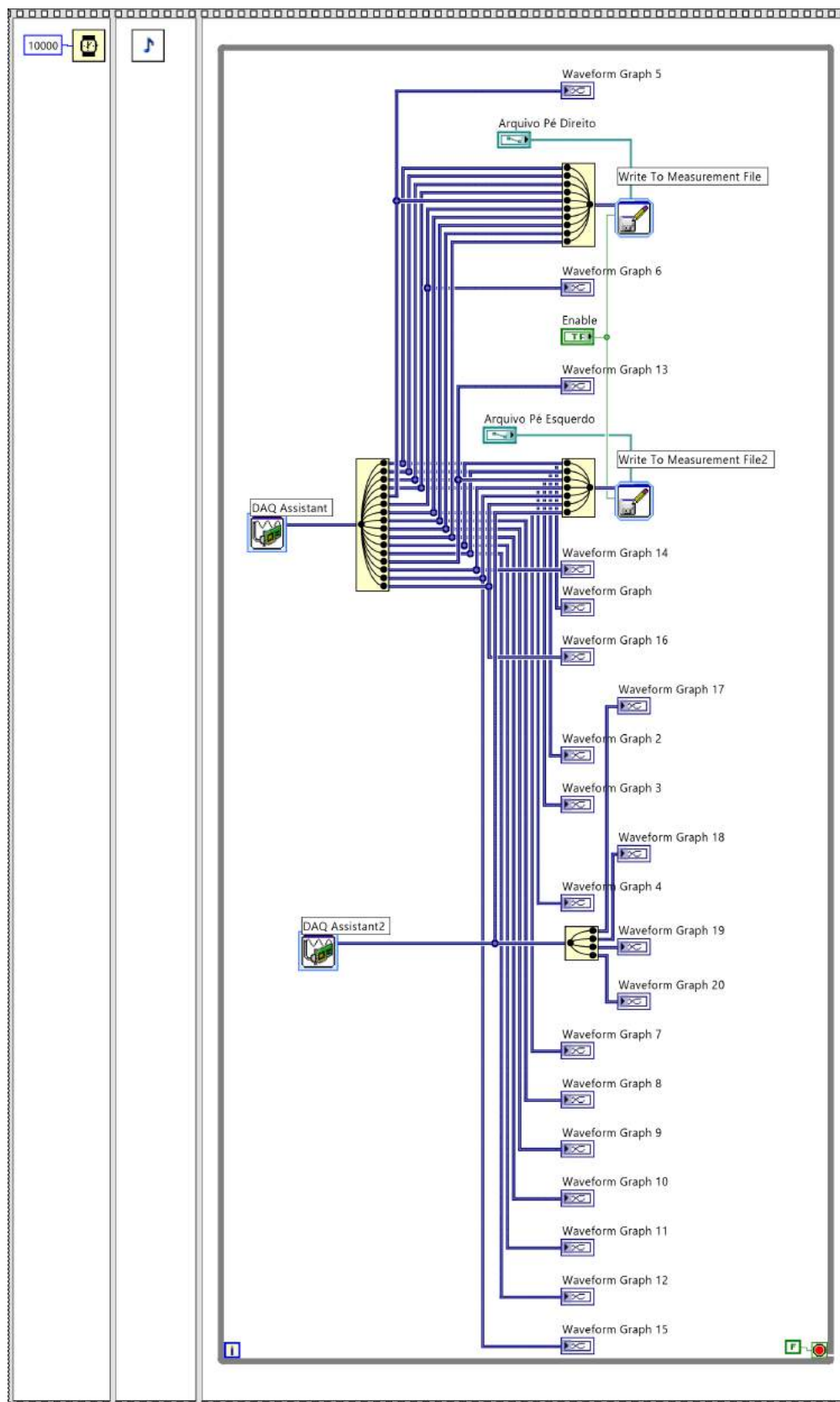


Figura 54 – Representação do diagrama de blocos do programa desenvolvido em LabVIEW para aquisição de dados.



ANEXO B – Esquemático e *Layout* das PCIs.

Figura 55 – *Layouts*.

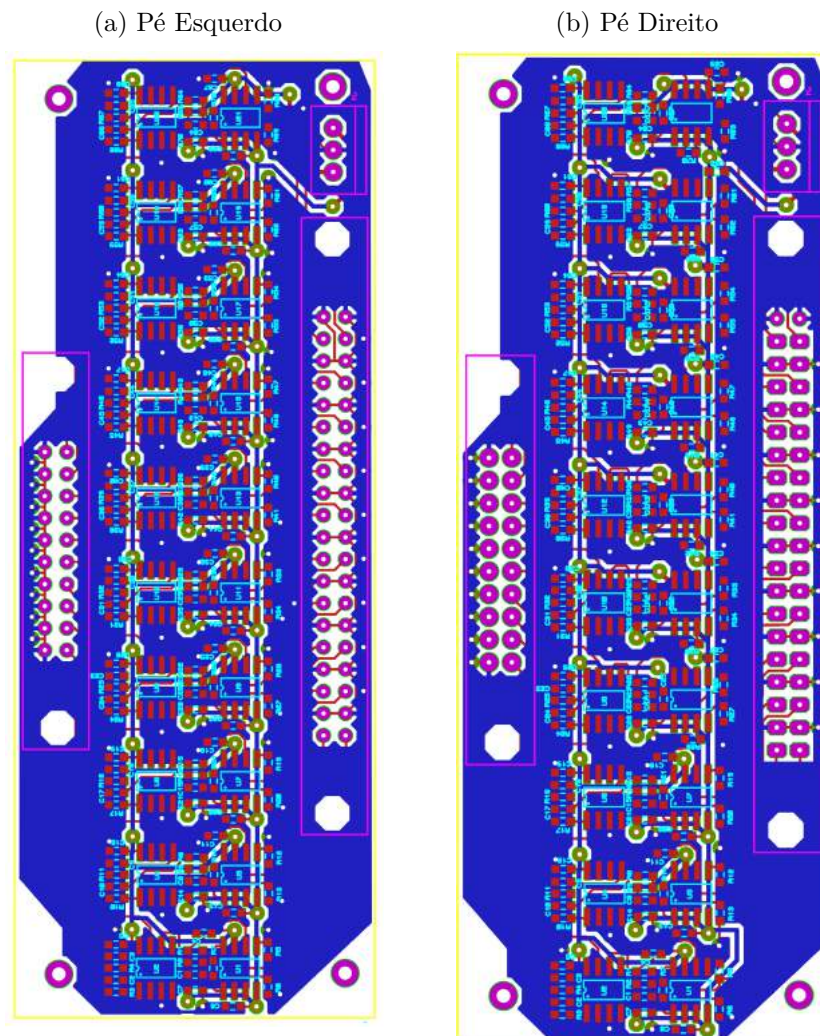
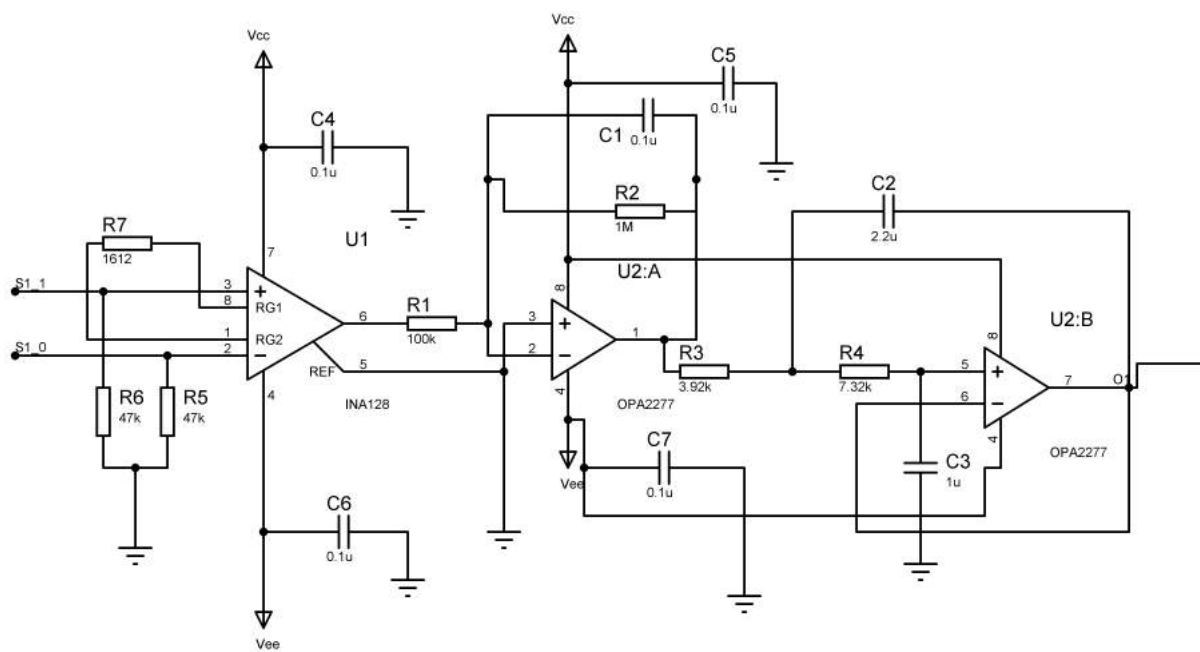


Figura 56 – Esquemático genérico para o canal de condicionamento.



ANEXO C – Resultados para validação do condicionamento.

Figura 57 – Resposta temporal para o canal 0 do pé direito.

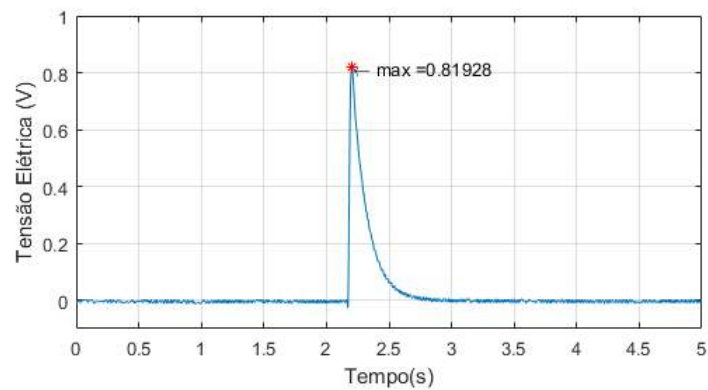


Figura 58 – Resposta temporal para o canal 1 do pé direito.

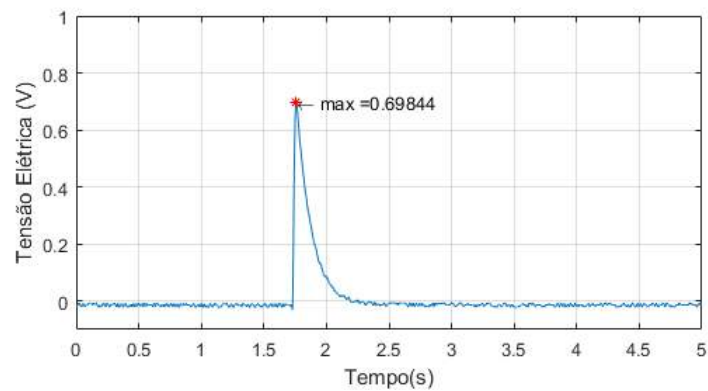


Figura 59 – Resposta temporal para o canal 2 do pé direito.

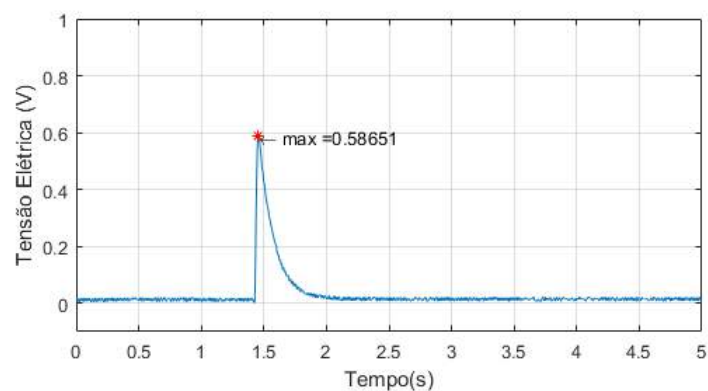


Figura 60 – Resposta temporal para o canal 3 do pé direito.

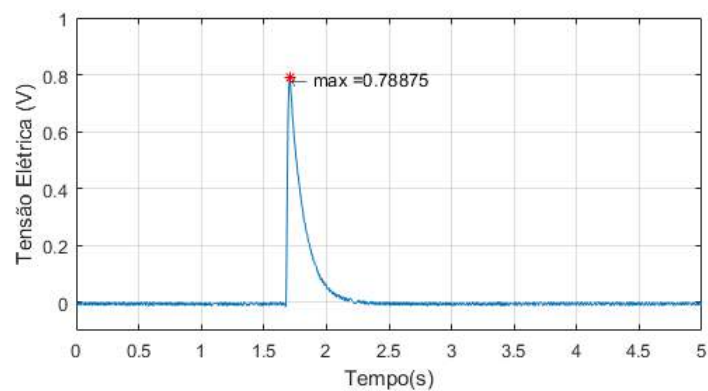


Figura 61 – Resposta temporal para o canal 4 do pé direito.

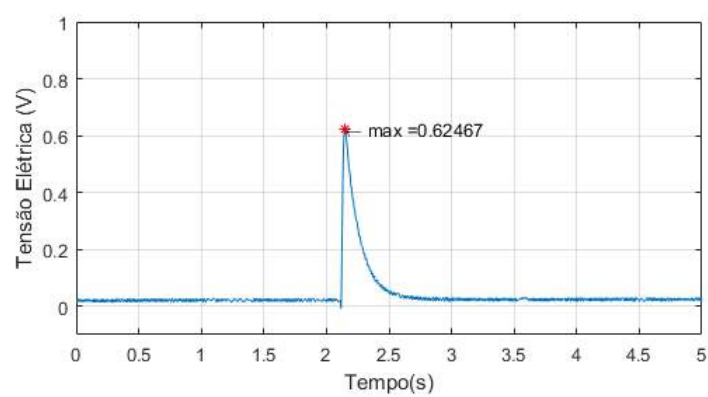


Figura 62 – Resposta temporal para o canal 6 do pé direito.

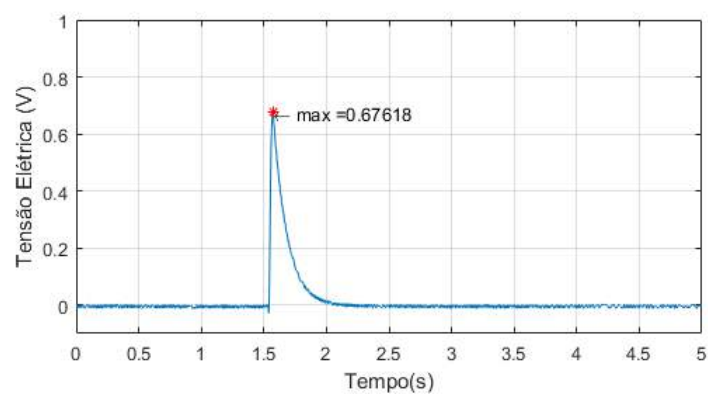


Figura 63 – Resposta temporal para o canal 7 do pé direito.

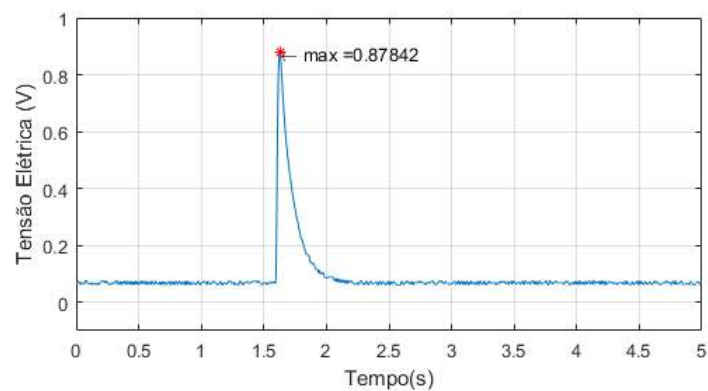


Figura 64 – Resposta temporal para o canal 8 do pé direito.

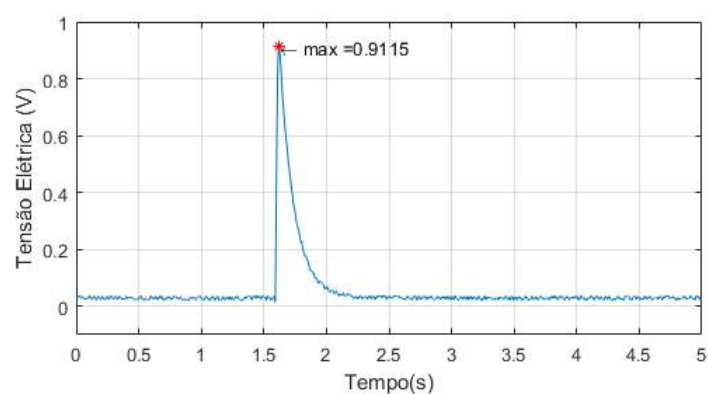


Figura 65 – Resposta temporal para o canal 9 do pé direito.

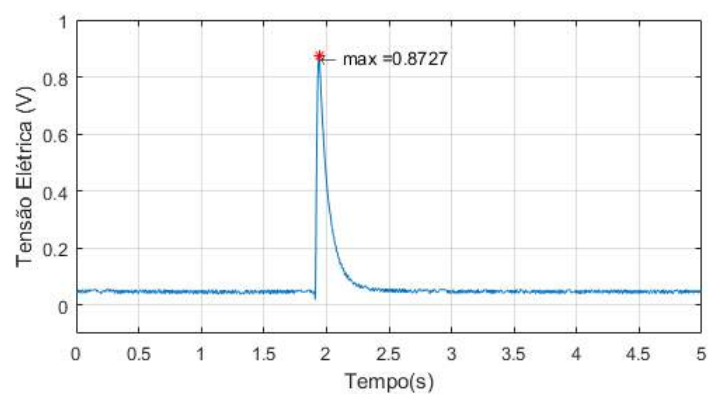


Figura 66 – Resposta temporal para o canal 0 do pé esquerdo.

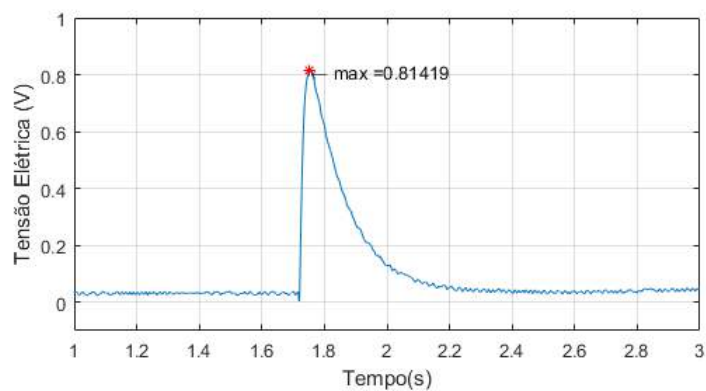


Figura 67 – Resposta temporal para o canal 1 do pé esquerdo.

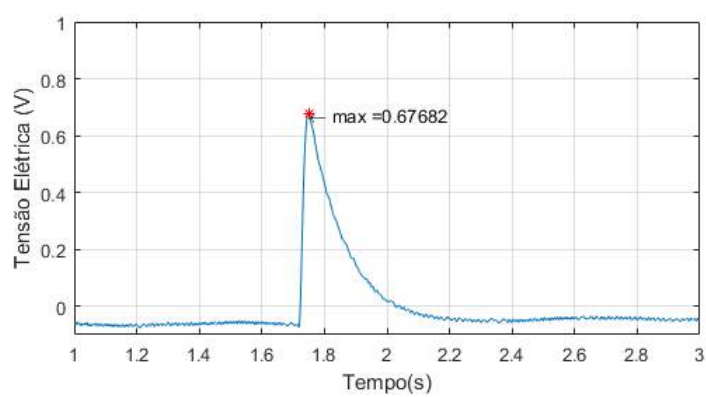


Figura 68 – Resposta temporal para o canal 2 do pé esquerdo.

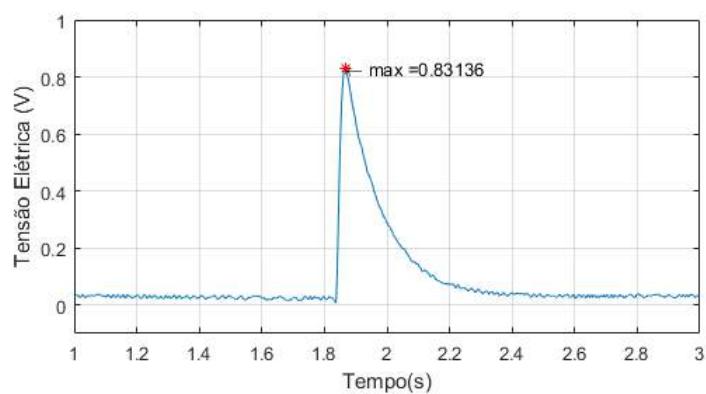


Figura 69 – Resposta temporal para o canal 3 do pé esquerdo.

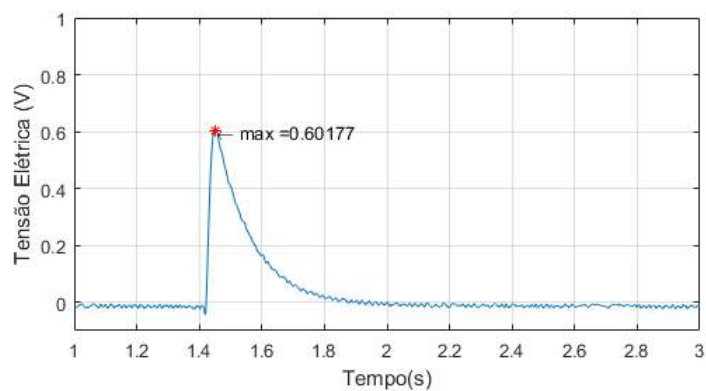


Figura 70 – Resposta temporal para o canal 4 do pé esquerdo.

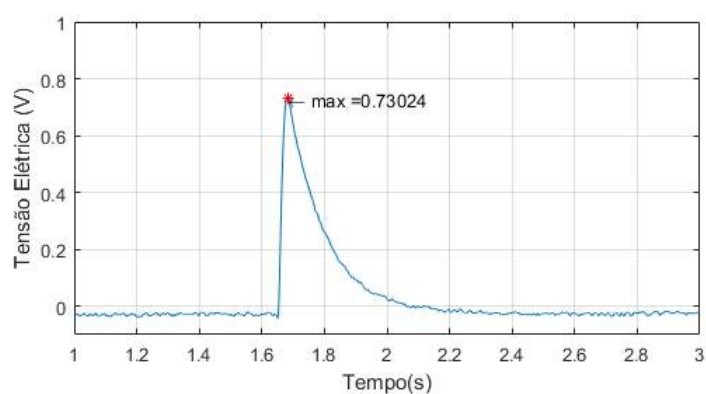


Figura 71 – Resposta temporal para o canal 5 do pé esquerdo.

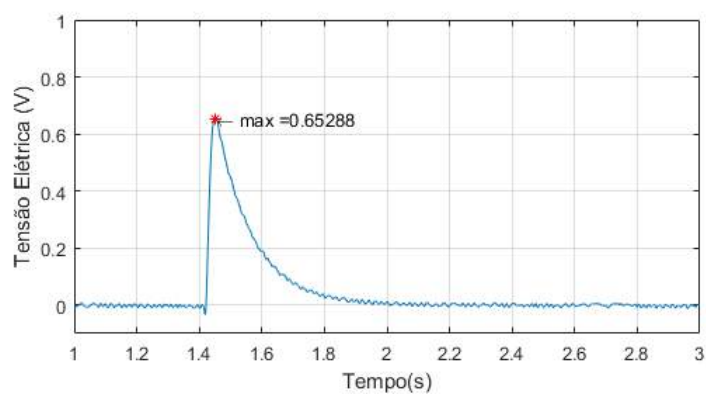


Figura 72 – Resposta temporal para o canal 6 do pé esquerdo.

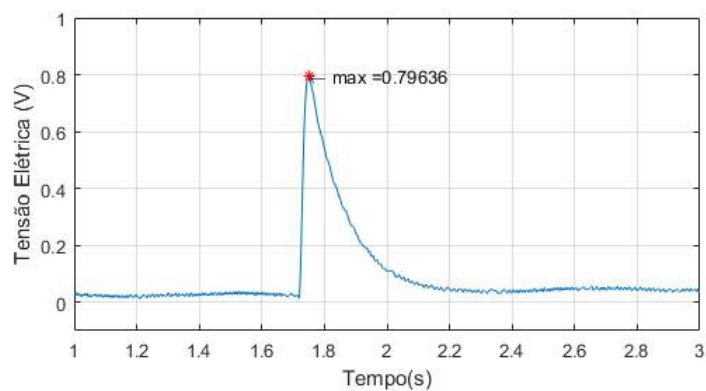


Figura 73 – Resposta temporal para o canal 7 do pé esquerdo.

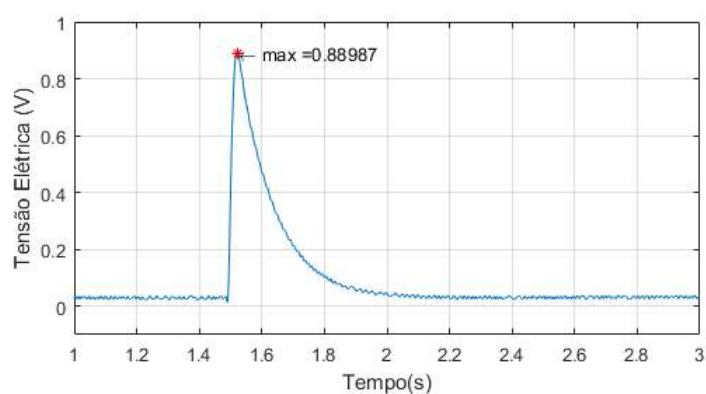


Figura 74 – Resposta temporal para o canal 8 do pé esquerdo.

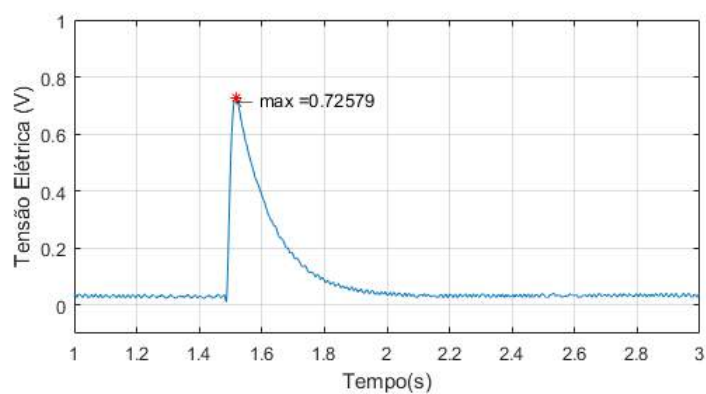
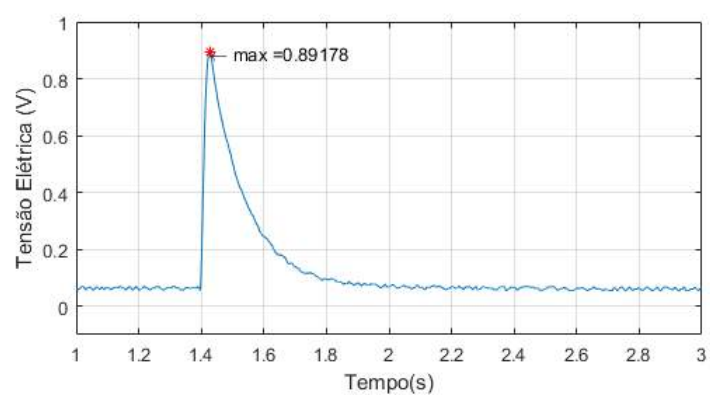


Figura 75 – Resposta temporal para o canal 9 do pé esquerdo.



ANEXO D – Resultados para determinação do ruído pico-a-pico de cada canal.

Figura 76 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 0 do pé direito.

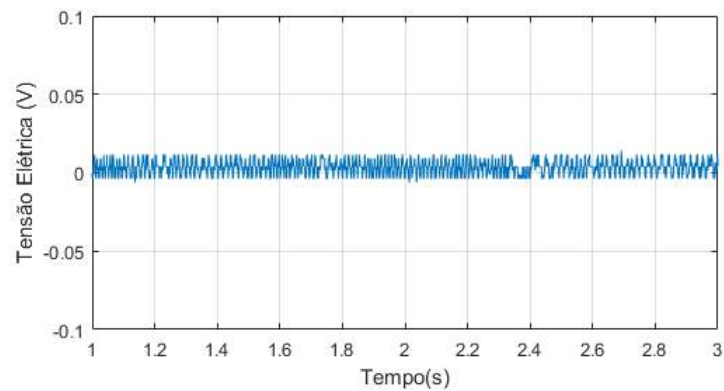


Figura 77 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 1 do pé direito.

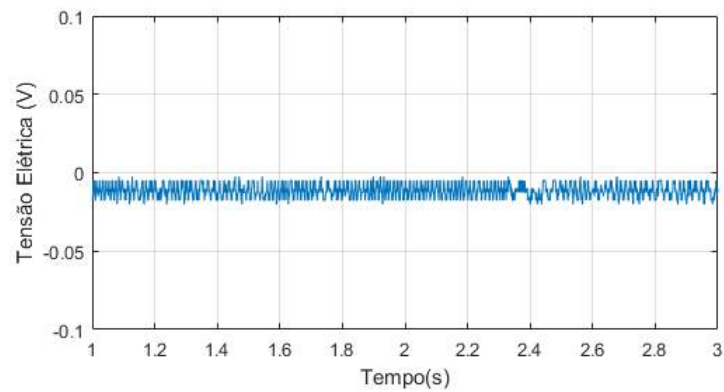


Figura 78 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 2 do pé direito.

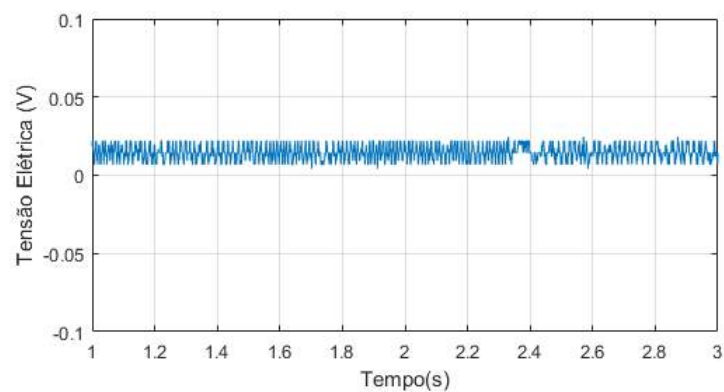


Figura 79 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 3 do pé direito.

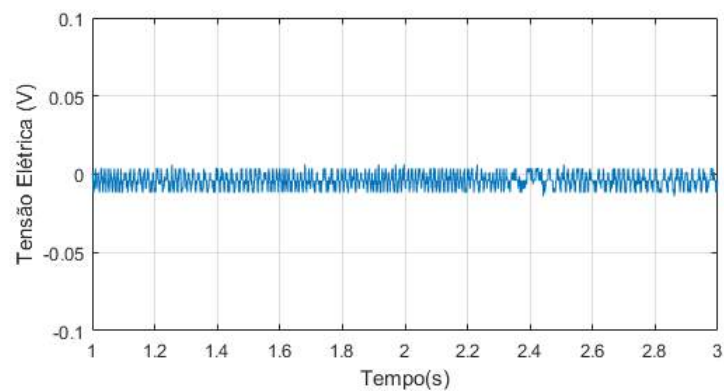


Figura 80 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 4 do pé direito.

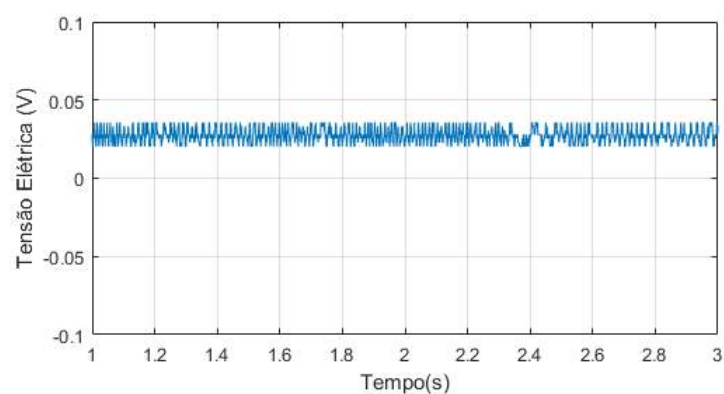


Figura 81 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 5 do pé direito.

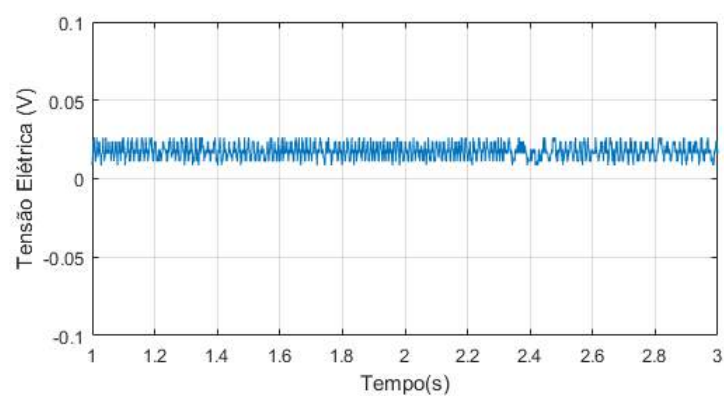


Figura 82 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 6 do pé direito.

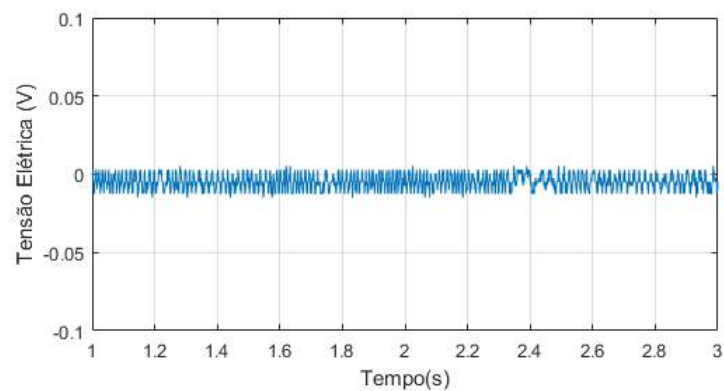


Figura 83 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 7 do pé direito.

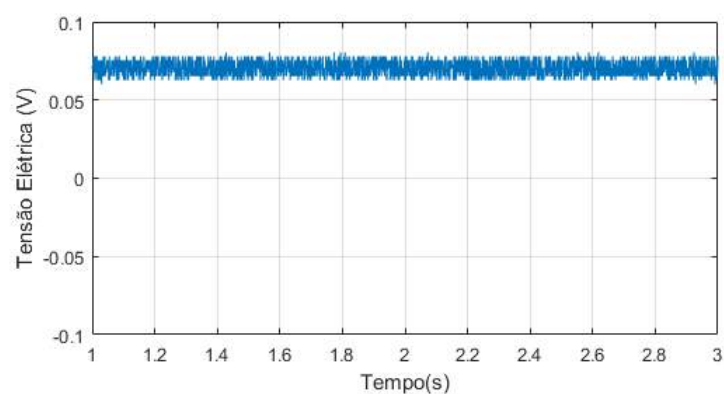


Figura 84 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 8 do pé direito.

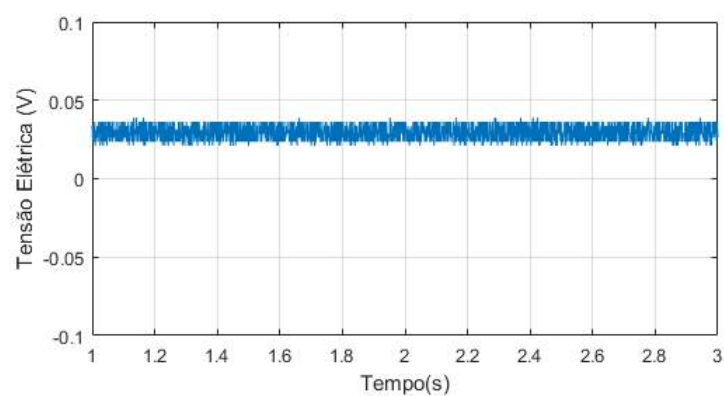


Figura 85 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 9 do pé direito.

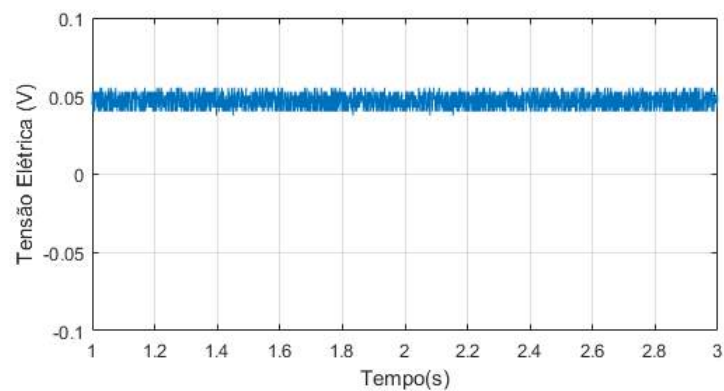


Figura 86 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 0 do pé esquerdo.

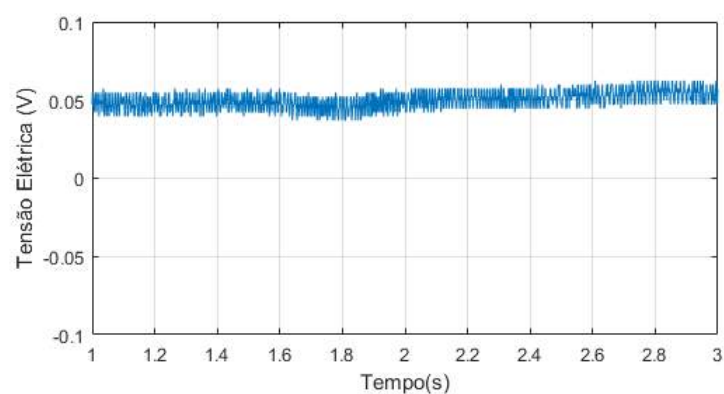


Figura 87 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 1 do pé esquerdo.

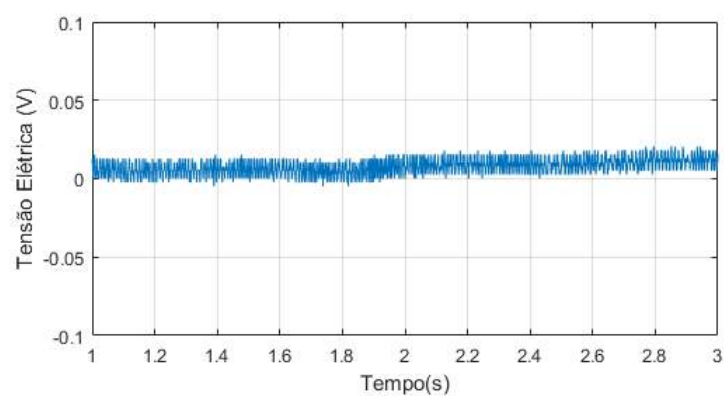


Figura 88 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 2 do pé esquerdo.

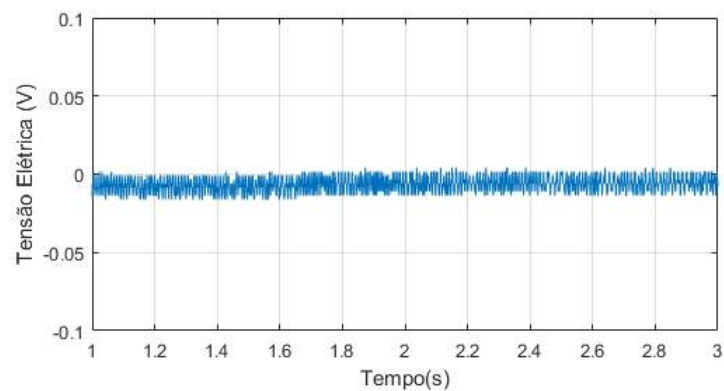


Figura 89 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 3 do pé esquerdo.

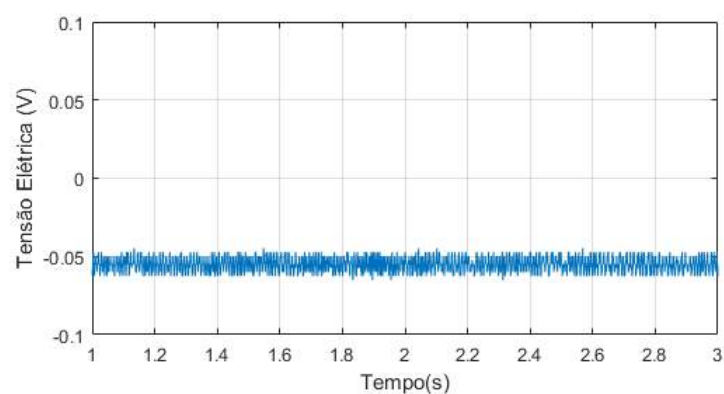


Figura 90 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 4 do pé esquerdo.

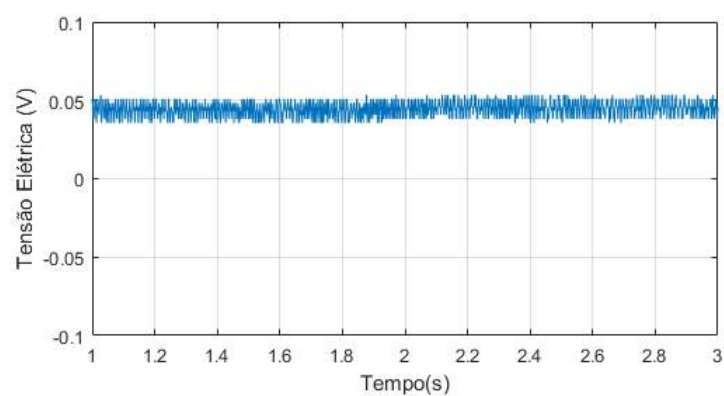


Figura 91 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 5 do pé esquerdo.

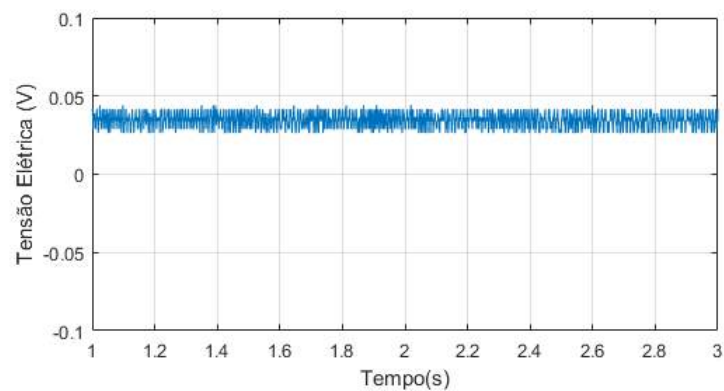


Figura 92 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 6 do pé esquerdo.

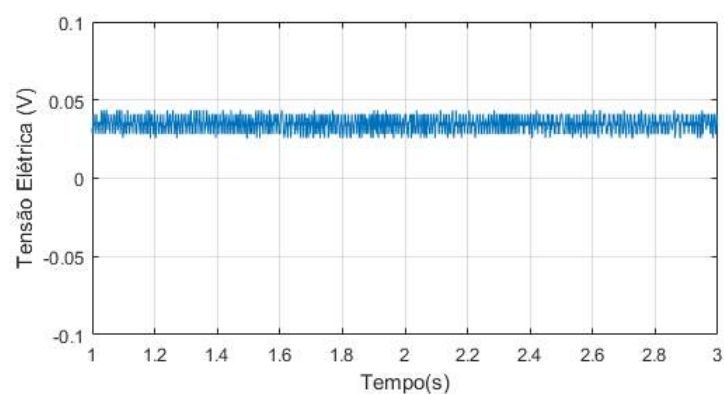


Figura 93 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 7 do pé esquerdo.

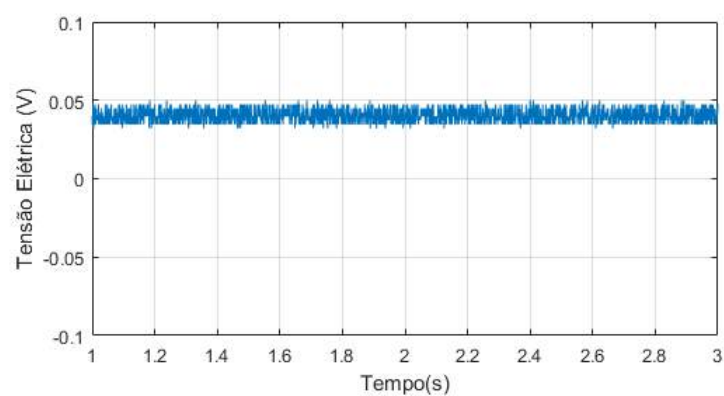


Figura 94 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 8 do pé esquerdo.

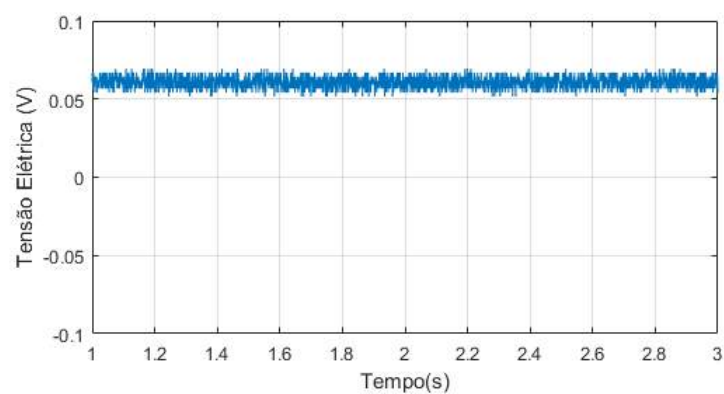
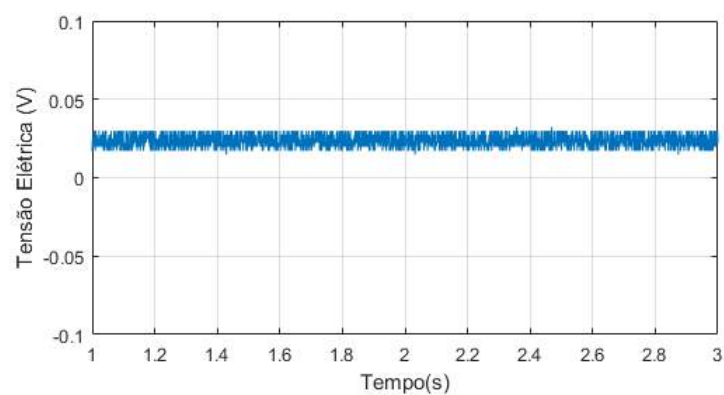


Figura 95 – Ensaio para determinação do ruído pico-a-pico do canal 9 do pé esquerdo.



ANEXO E – Demais formas de onda adquiridas, máximo para a soma dos canais e desempenho individual dos canais - Indivíduo #1.

Figura 96 – Resposta dos canais #0 para as palmilhas direita e esquerda, respectivamente (ensaio #1).

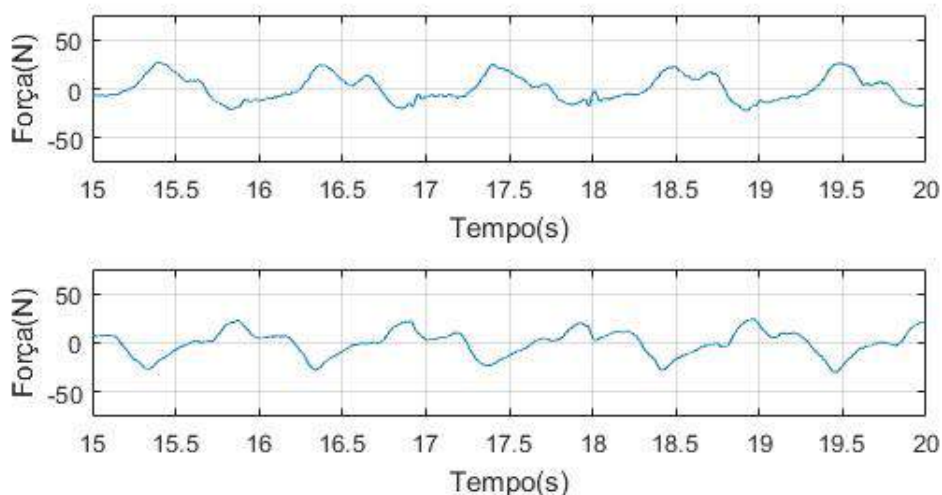


Figura 97 – Resposta dos canais #1 para as palmilhas direita e esquerda, respectivamente (ensaio #1).

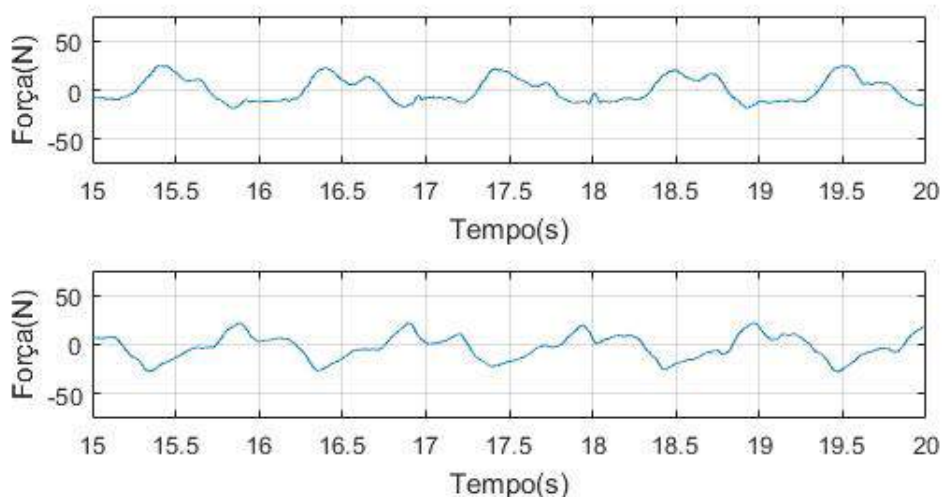


Figura 98 – Resposta dos canais #2 para as palmilhas direita e esquerda, respectivamente (ensaio #1).

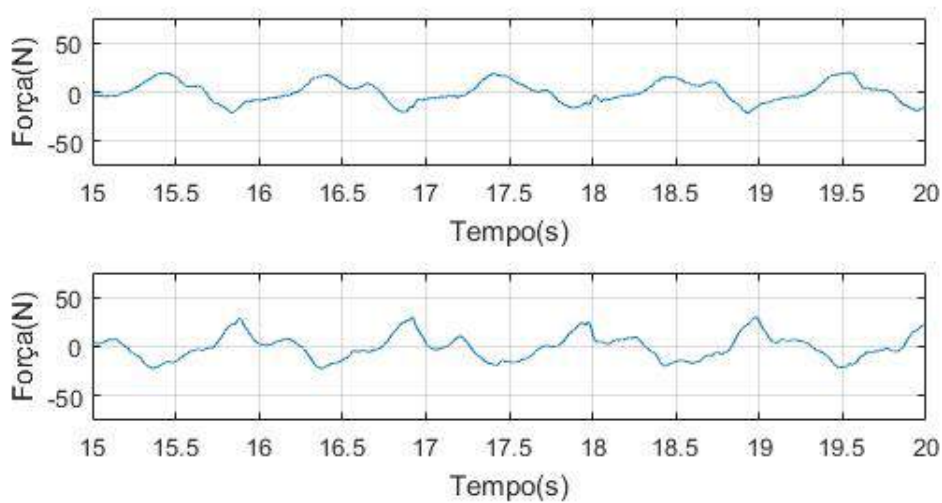


Figura 99 – Resposta dos canais #3 para as palmilhas direita e esquerda, respectivamente (ensaio #1).

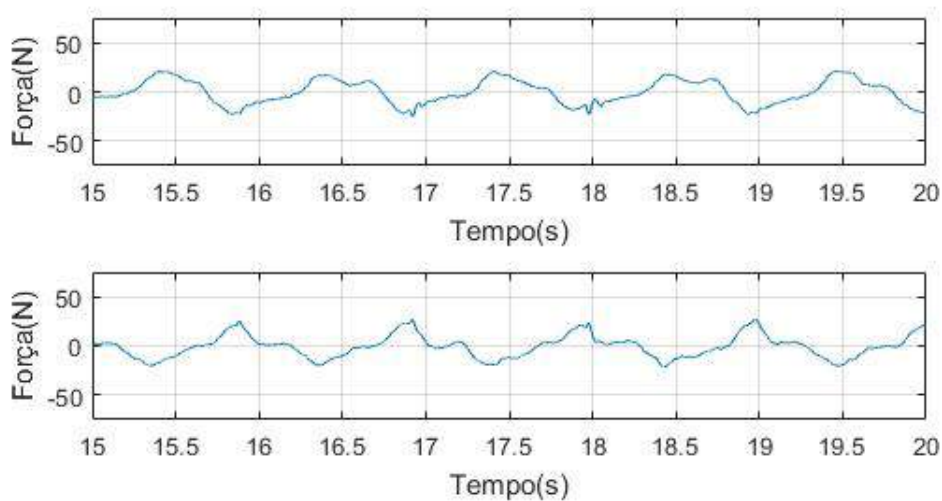


Figura 100 – Resposta dos canais #4 para as palmilhas direita e esquerda, respectivamente (ensaio #1).

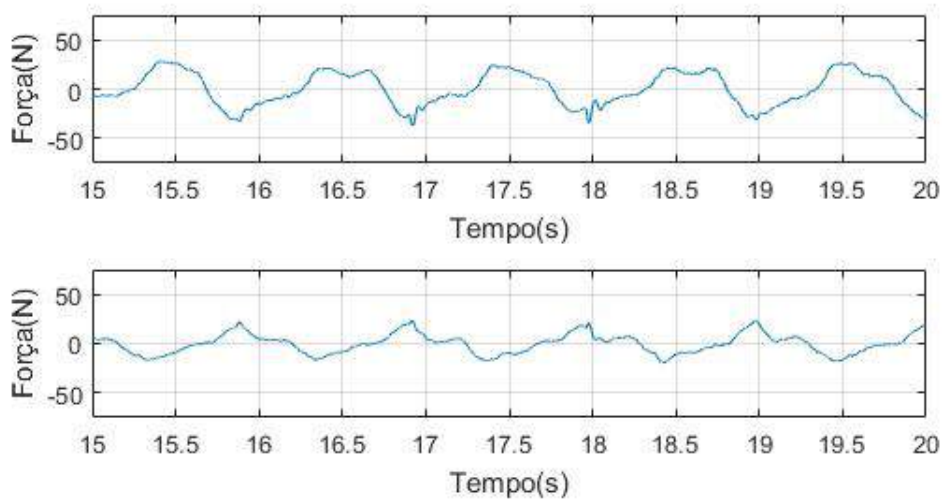


Figura 101 – Resposta dos canais #5 para as palmilhas direita e esquerda, respectivamente (ensaio #1).

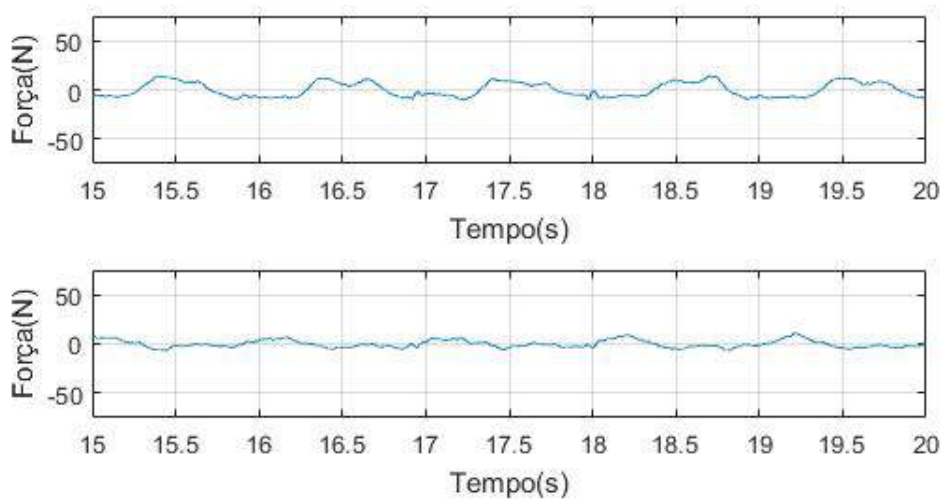


Figura 102 – Resposta dos canais #6 para as palmilhas direita e esquerda, respectivamente (ensaio #1).

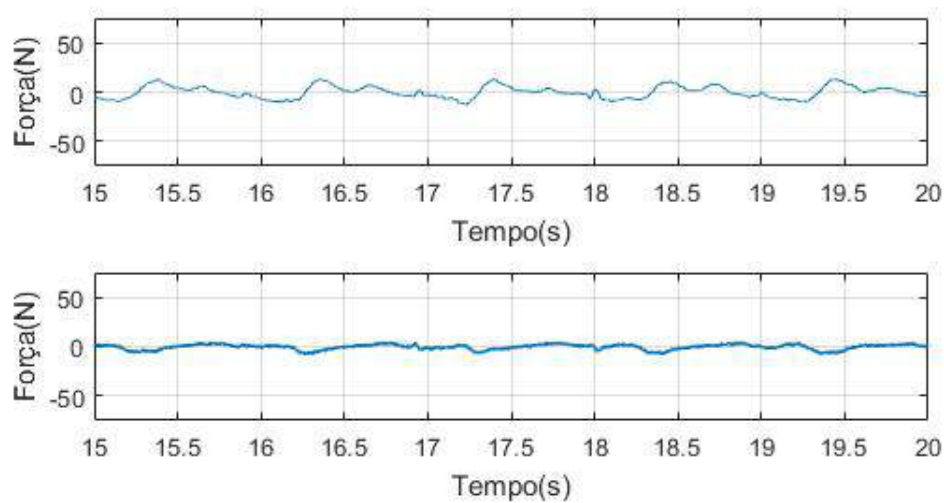


Figura 103 – Resposta dos canais #7 para as palmilhas direita e esquerda, respectivamente (ensaio #1).

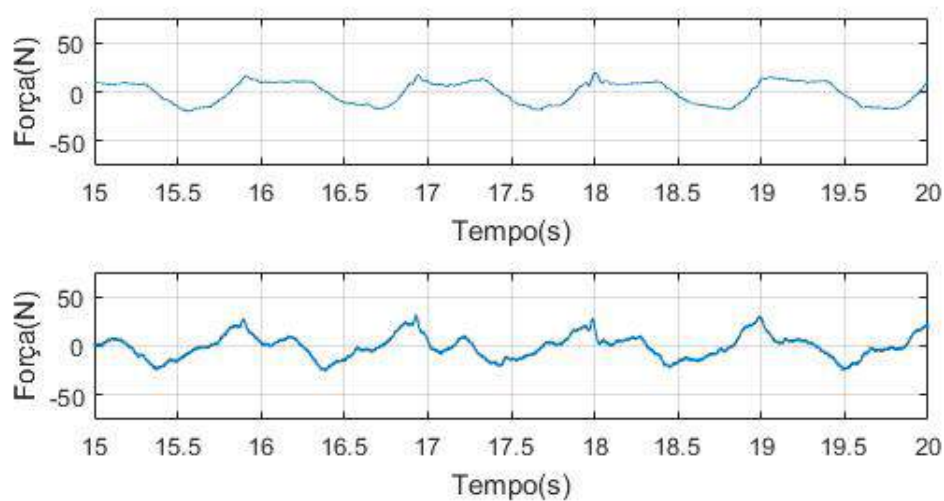


Figura 104 – Resposta dos canais #8 para as palmilhas direita e esquerda, respectivamente (ensaio #1).

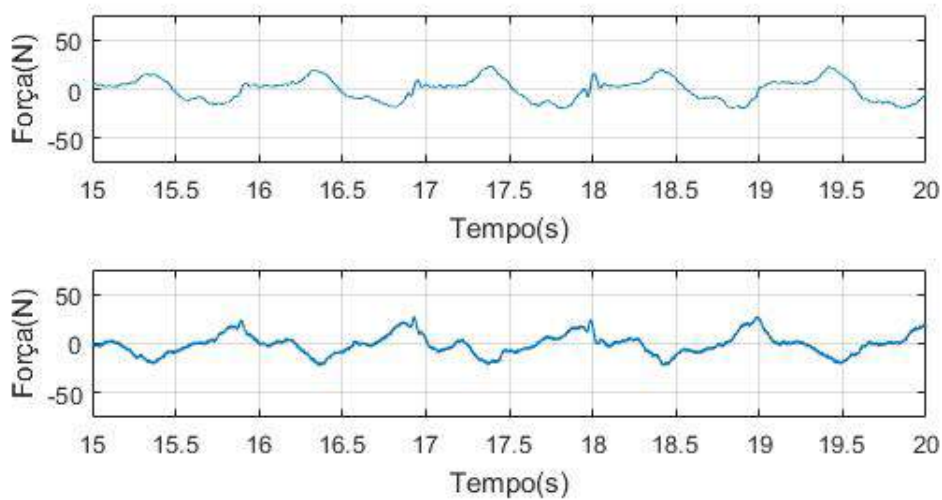


Figura 105 – Resposta dos canais #9 para as palmilhas direita e esquerda, respectivamente (ensaio #1).

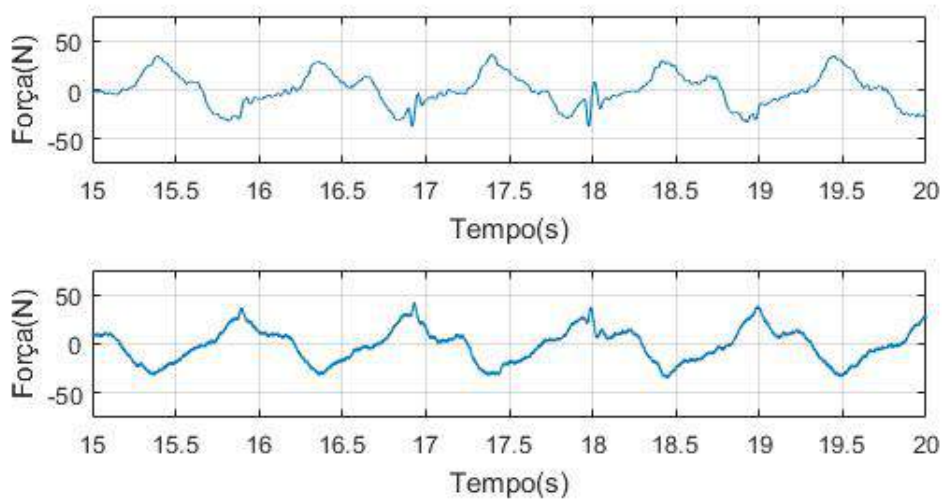


Figura 106 – Extrato da aquisição para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #2.

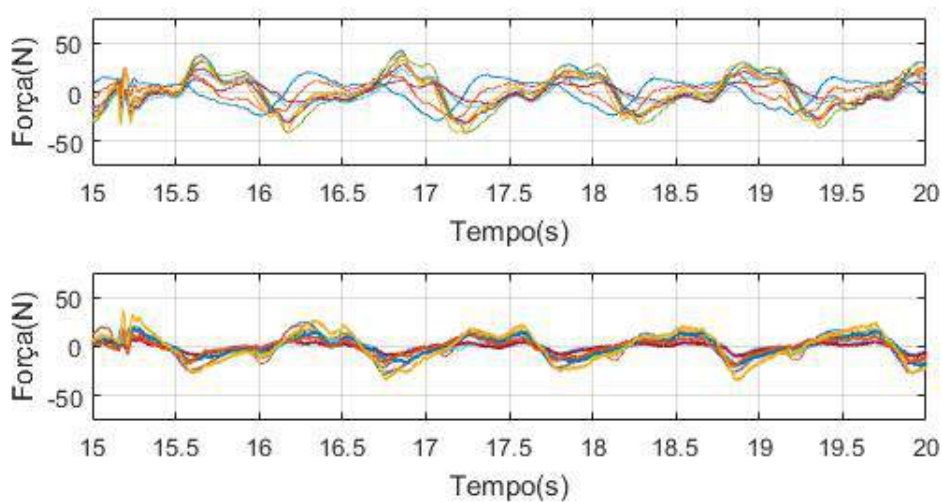


Figura 107 – Soma de todos os canais para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #2.

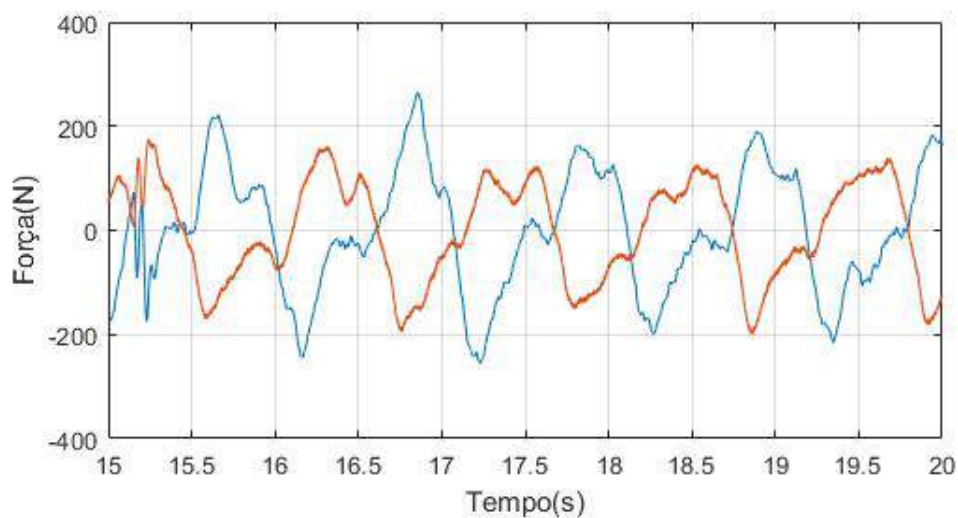


Figura 108 – Extrato da aquisição para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #3.

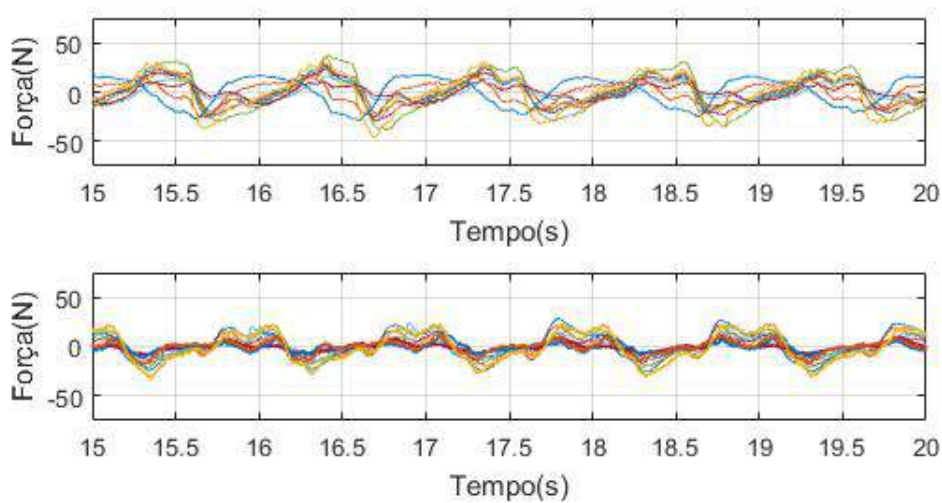


Figura 109 – Soma de todos os canais para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #3.

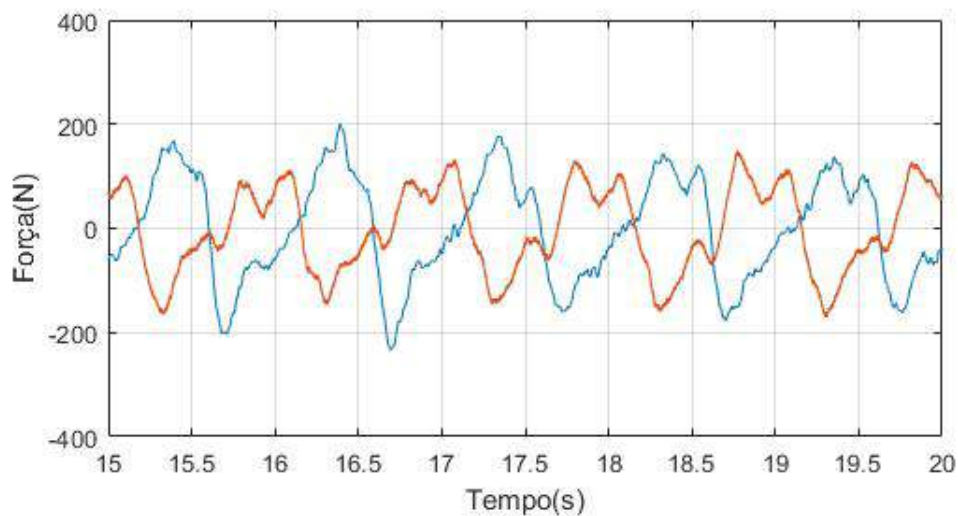


Figura 110 – Extrato da aquisição para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #4.

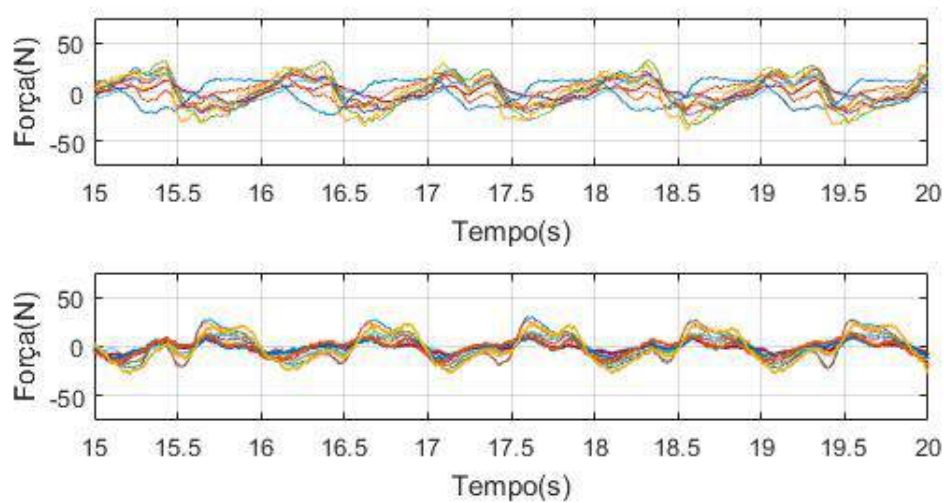


Figura 111 – Soma de todos os canais para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #4.

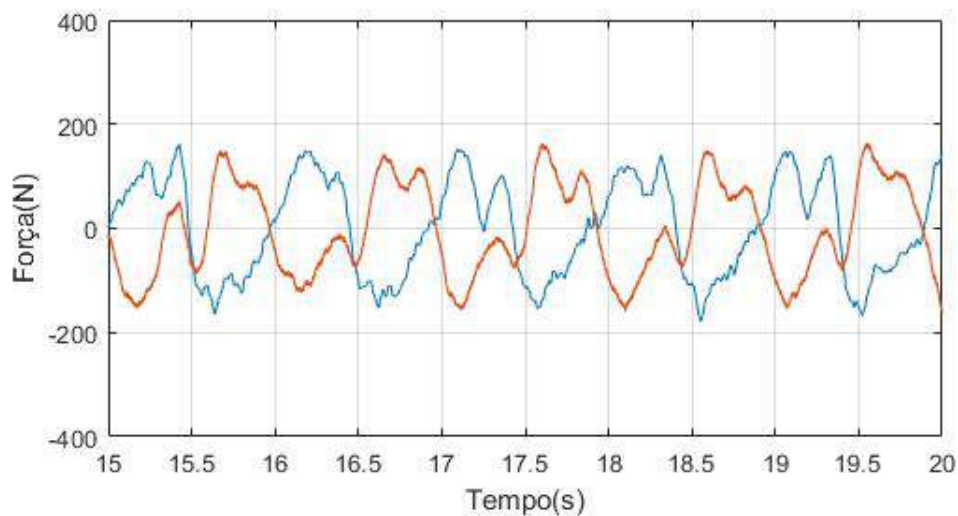


Figura 112 – Extrato da aquisição para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #5.

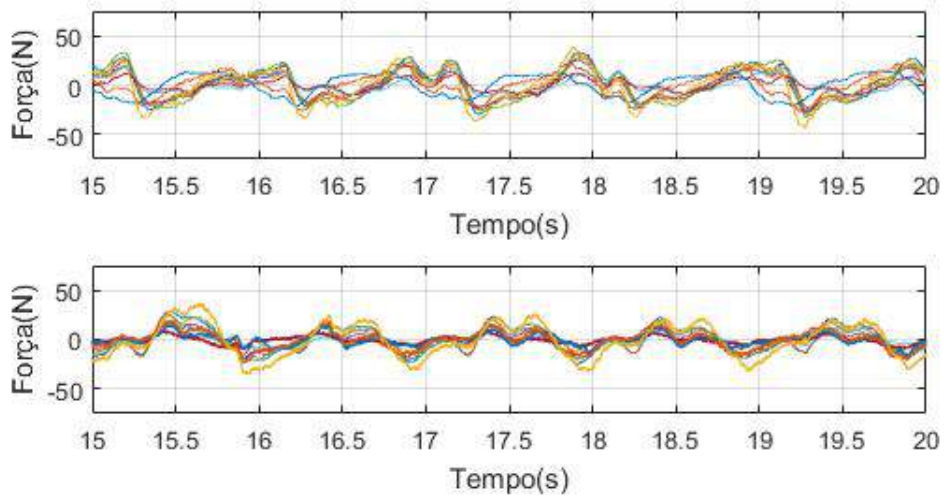


Figura 113 – Soma de todos os canais para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #5.

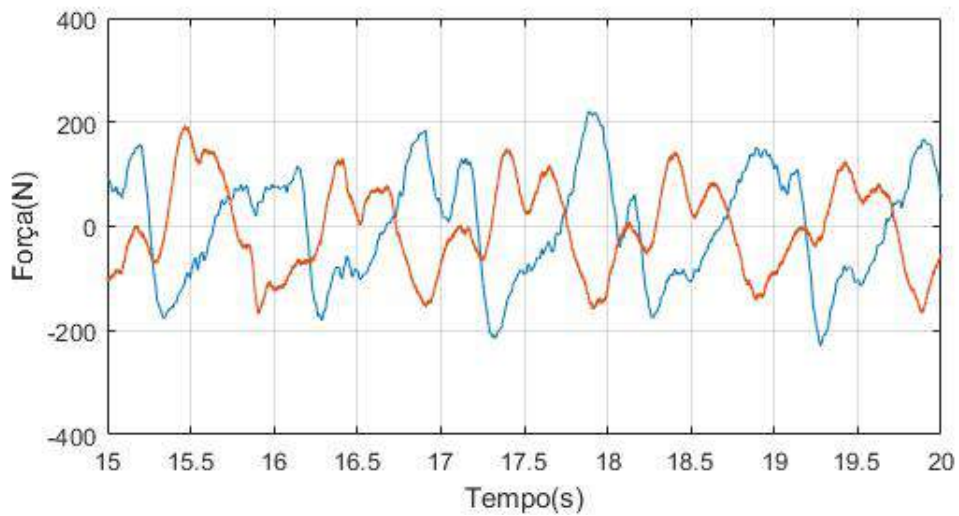


Figura 114 – Extrato da aquisição para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #6.

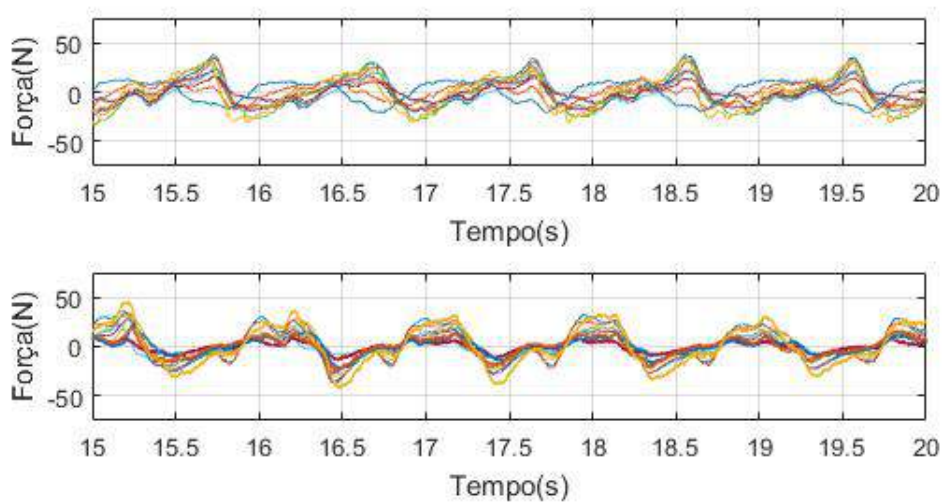


Figura 115 – Soma de todos os canais para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #6.

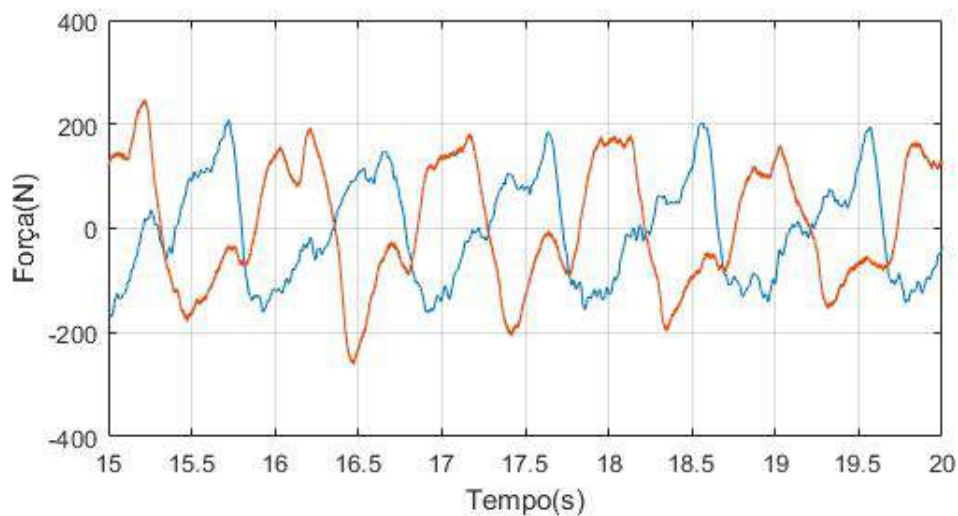


Figura 116 – Extrato da aquisição para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #7.

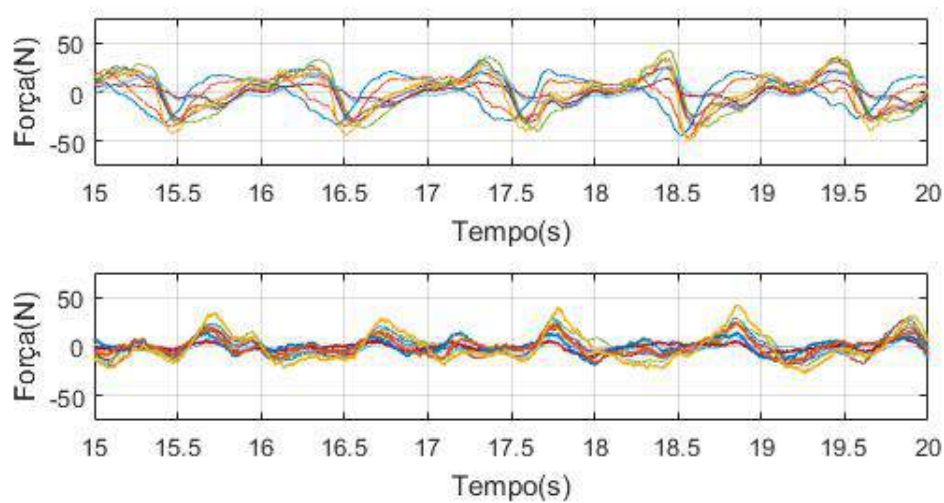


Figura 117 – Soma de todos os canais para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #7.

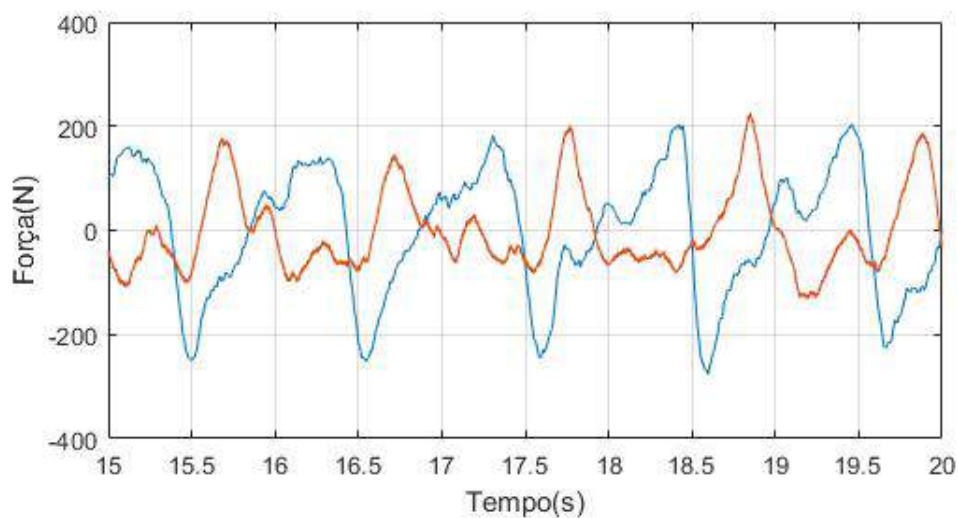


Figura 118 – Extrato da aquisição para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #8.

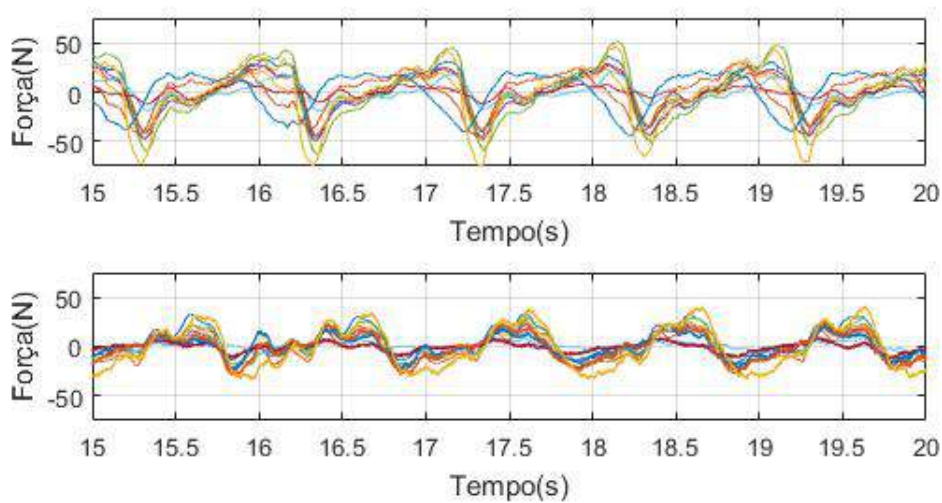


Figura 119 – Soma de todos os canais para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #8.

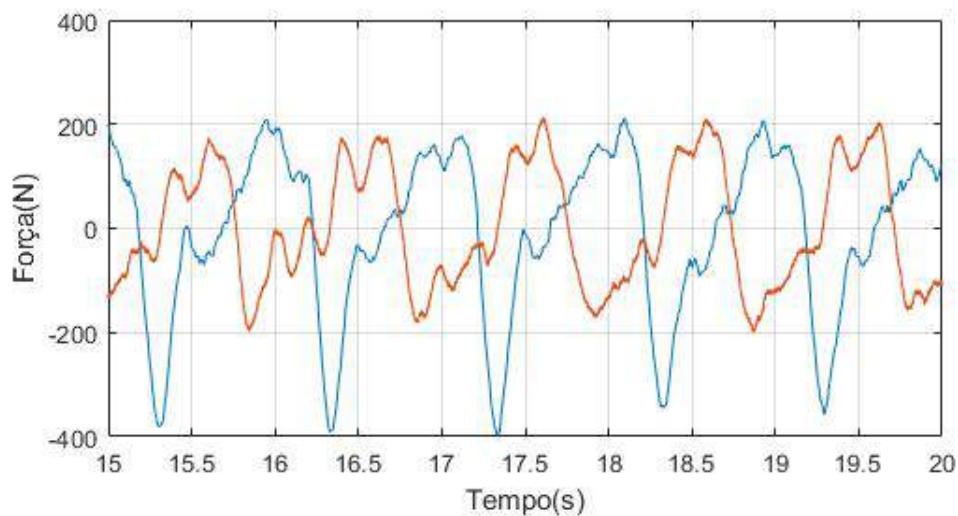


Figura 120 – Extrato da aquisição para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #9.

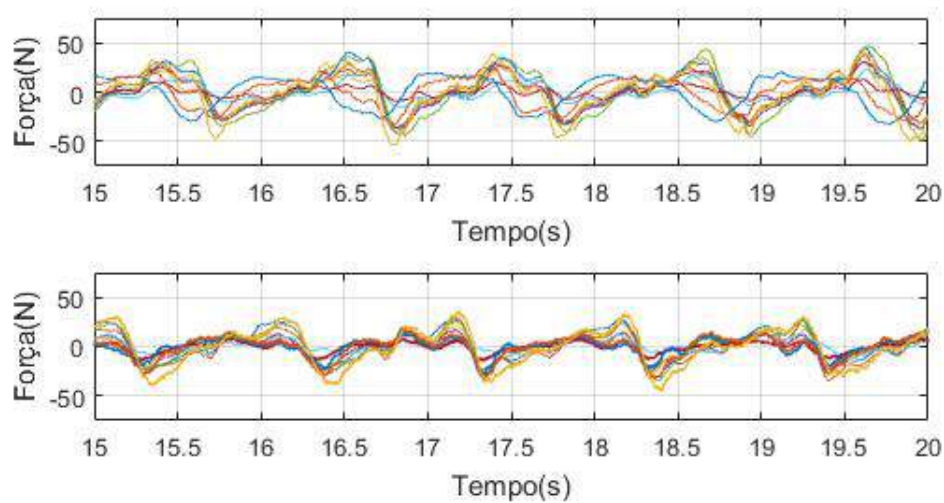


Figura 121 – Soma de todos os canais para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #9.

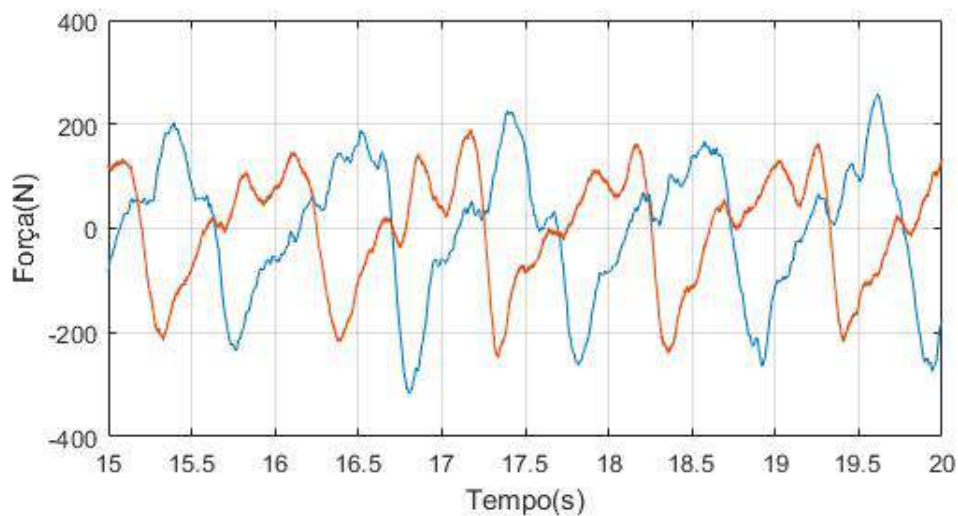


Figura 122 – Extrato da aquisição para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #10.

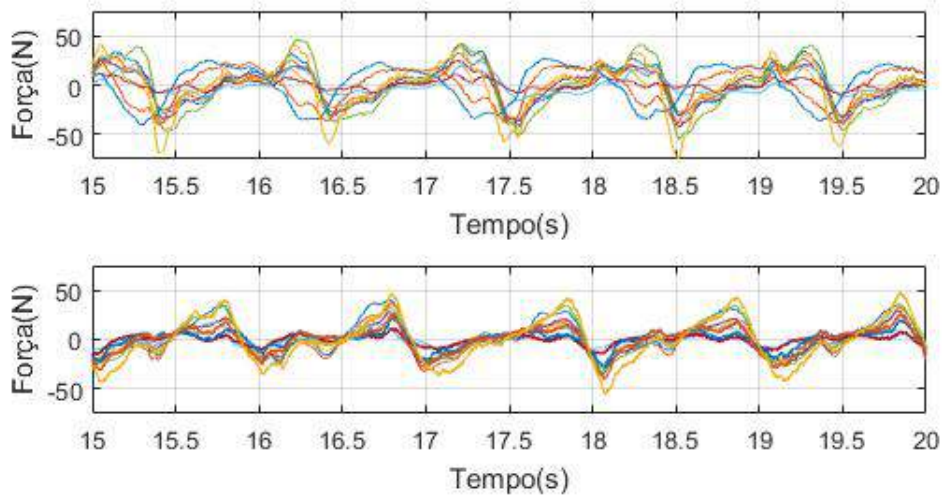


Figura 123 – Soma de todos os canais para o indivíduo #1 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #10.

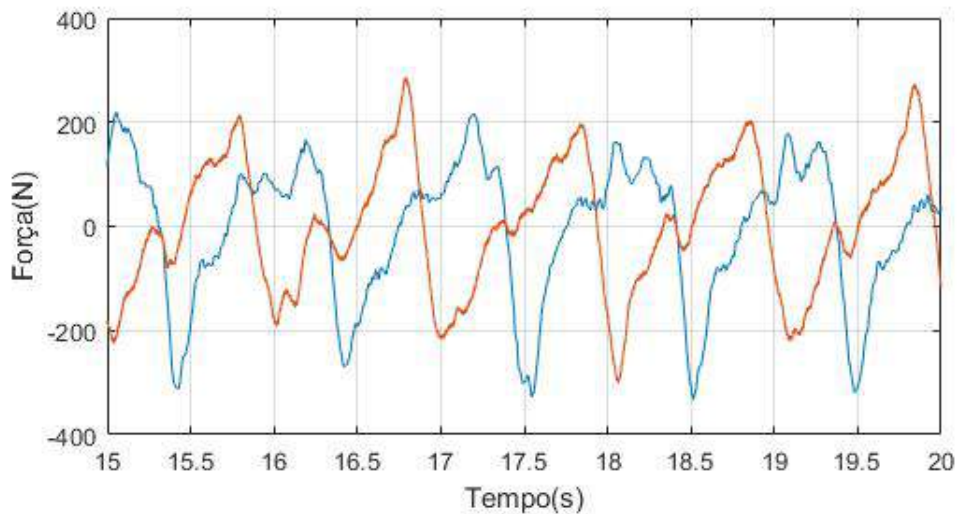


Tabela 15 – Média para a máxima da soma dos canais - Indivíduo #1.

		Força (N)											
		Ensaio											
Lado	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	MÉDIA	DP	
D	196,93	264,84	202,22	163,55	221,08	208,69	181,99	211,59	258,22	219,22	212,83	30,98	
E	215,91	175,12	132,91	164,56	194,76	247,94	200,70	214,33	190,53	190,53	192,73	31,29	

Tabela 16 – Desempenho individual dos canais - Indivíduo #1.

		Força (N)											
		Ensaio											
Canal	Lado	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	MÉDIA	DP
0	D	27,18	42,17	29,92	27,53	33,02	37,78	32,24	36,52	44,77	41,55	35,27	6,27
	E	24,47	25,16	29,02	30,03	28,69	35,81	28,11	33,78	29,41	40,97	30,55	5,01
1	D	25,17	37,39	32,32	25,28	29,53	34,49	29,33	29,20	37,91	32,47	31,31	4,45
	E	22,15	22,47	21,88	26,28	25,21	34,63	22,36	26,04	29,00	37,19	26,72	5,39
2	D	19,93	32,71	23,63	20,49	27,25	23,53	22,99	23,80	30,34	24,51	24,92	4,07
	E	30,31	21,08	18,32	14,77	17,81	33,62	19,08	25,41	20,39	34,32	23,51	6,99
3	D	20,89	28,06	24,10	19,28	25,63	21,18	20,27	28,82	31,04	25,87	24,51	4,04
	E	26,78	18,16	15,35	14,29	18,86	27,66	23,04	22,85	16,99	29,30	21,33	5,36
4	D	27,87	37,34	39,71	32,32	34,06	34,64	36,43	51,17	47,19	46,13	38,69	7,35
	E	23,48	20,47	19,02	15,69	22,94	32,11	27,06	29,20	26,38	35,97	25,23	6,18
5	D	14,16	23,35	24,41	19,45	18,56	24,01	22,95	20,62	22,54	23,92	21,40	3,24
	E	11,04	14,46	24,47	15,43	15,42	22,59	11,81	11,21	12,64	17,81	15,69	4,68
6	D	13,26	12,65	15,41	13,05	12,45	16,08	11,13	11,77	13,50	12,20	13,15	1,54
	E	5,46	8,78	10,44	11,55	10,44	9,89	7,12	9,89	9,33	12,10	9,50	1,99
7	D	19,28	20,23	20,11	15,13	14,01	13,54	22,81	21,61	20,91	27,18	19,48	4,24
	E	32,19	19,02	15,18	11,88	15,72	23,41	15,72	23,41	16,27	21,76	19,46	5,89
8	D	22,56	24,87	17,89	19,41	21,81	14,88	22,88	30,08	27,12	27,65	22,92	4,70
	E	27,60	17,81	13,19	13,77	19,53	20,11	20,68	25,87	18,38	27,02	20,40	5,09
9	D	36,16	39,16	36,03	29,26	38,71	34,01	27,85	46,06	41,71	41,39	37,03	5,63
	E	42,71	37,89	23,47	25,27	37,29	46,32	40,30	41,51	36,69	48,72	38,02	8,16

ANEXO F – Demais formas de onda adquiridas, máximo para a soma dos canais e desempenho individual dos canais - Indivíduo #2.

Figura 124 – Soma de todos os canais para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #1.

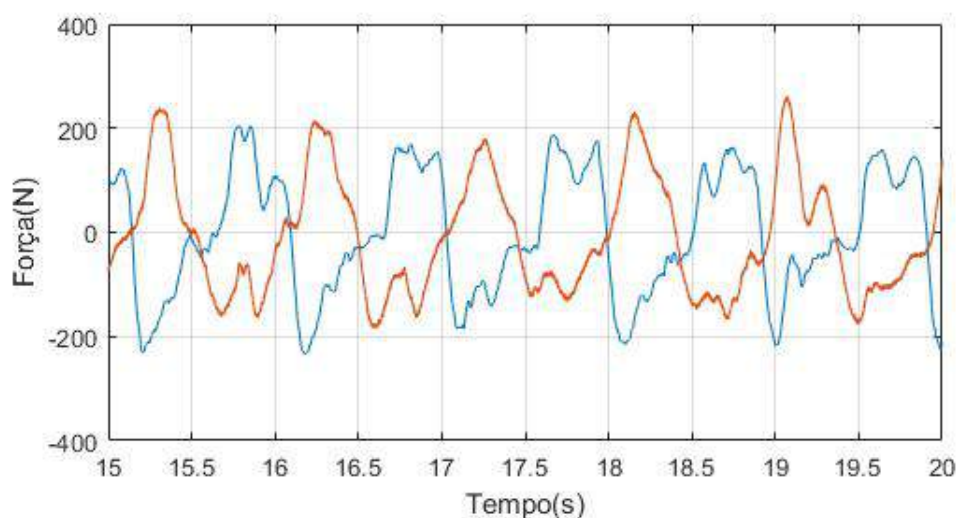


Figura 125 – Extrato da aquisição para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #2.

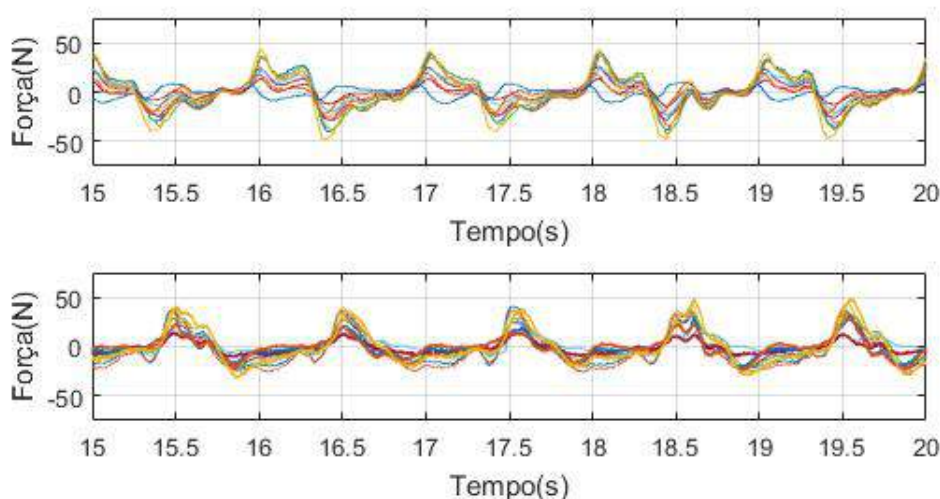


Figura 126 – Soma de todos os canais para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #2.

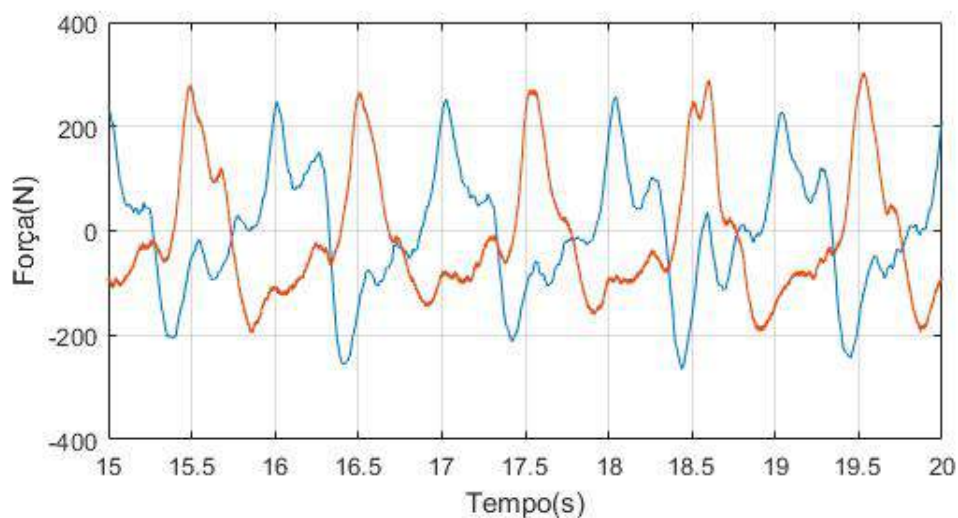


Figura 127 – Extrato da aquisição para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #3.

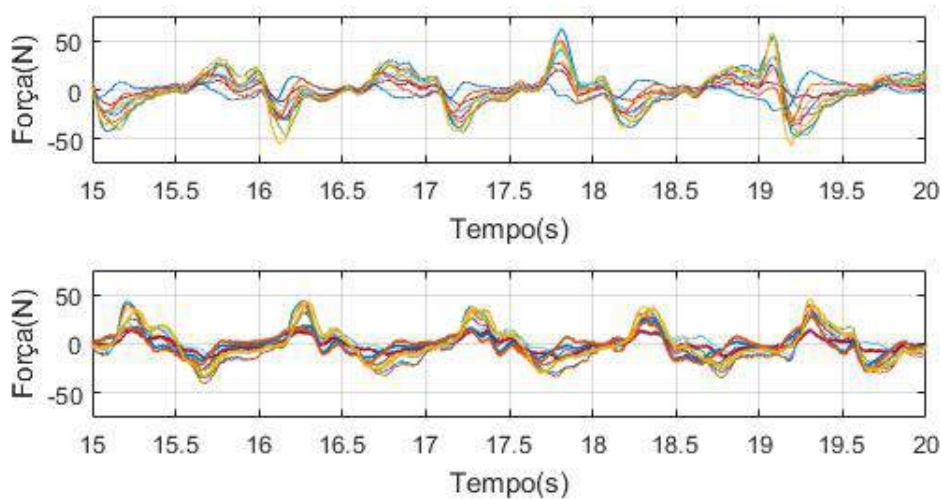


Figura 128 – Soma de todos os canais para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #3.

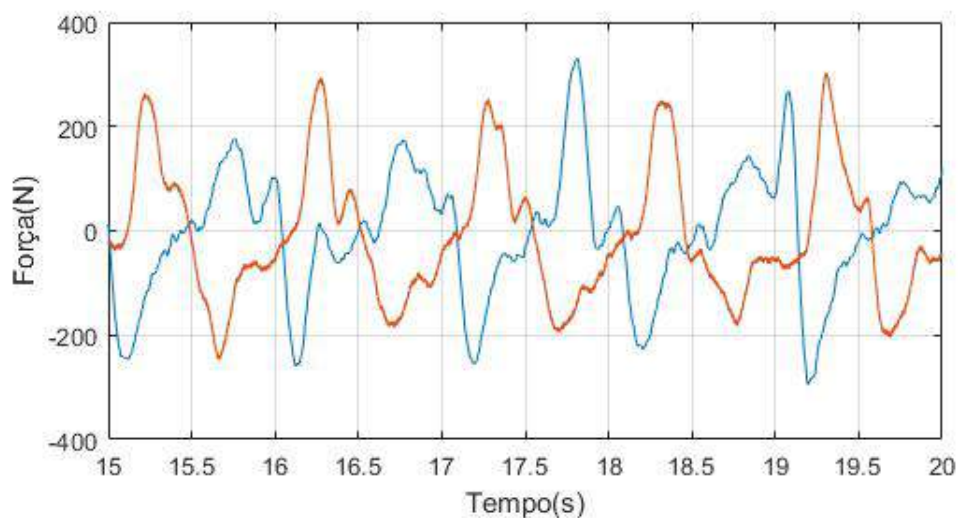


Figura 129 – Extrato da aquisição para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #4.

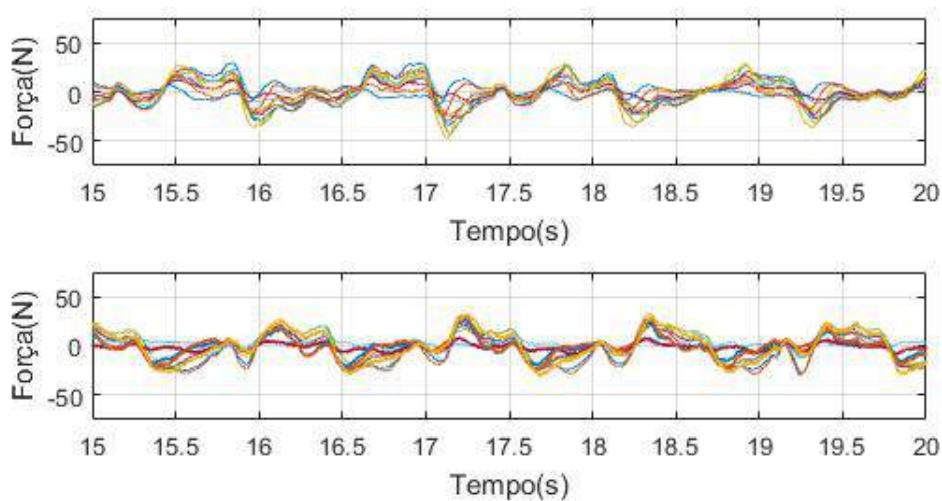


Figura 130 – Soma de todos os canais para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #4.

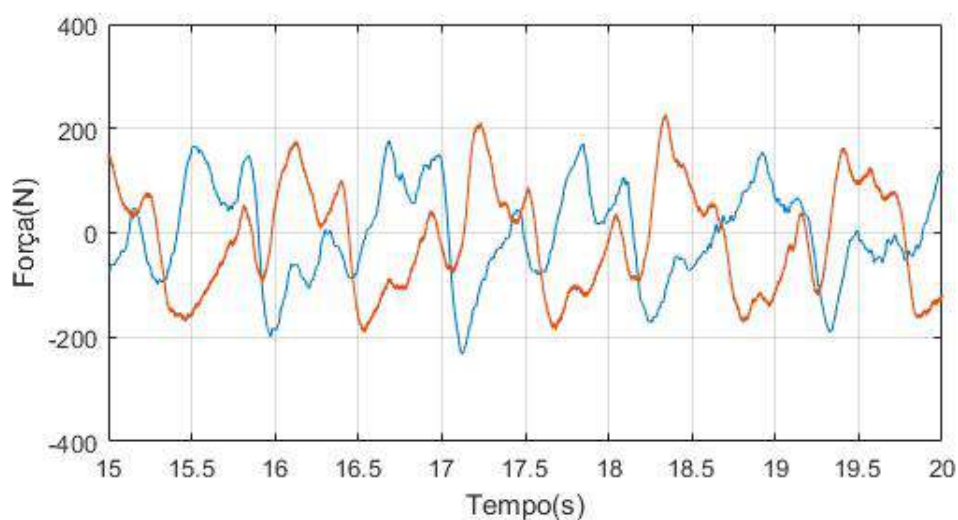


Figura 131 – Extrato da aquisição para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #5.

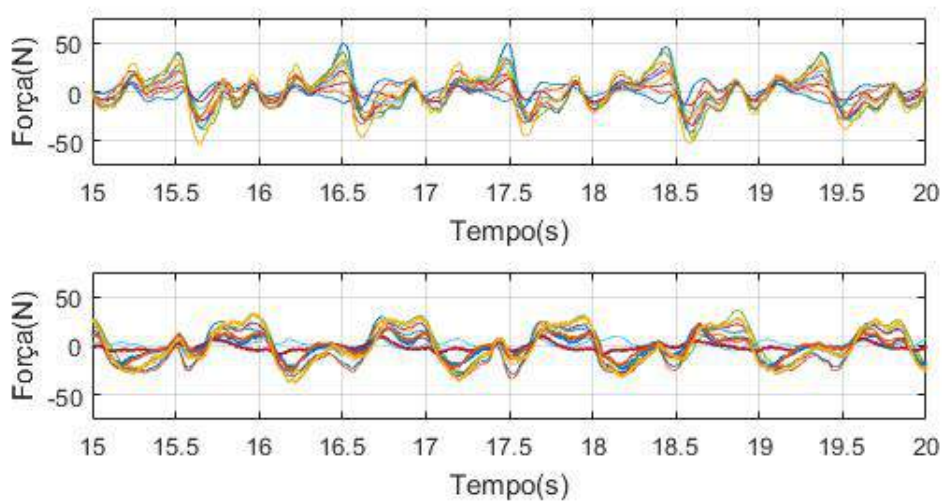


Figura 132 – Soma de todos os canais para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #5.

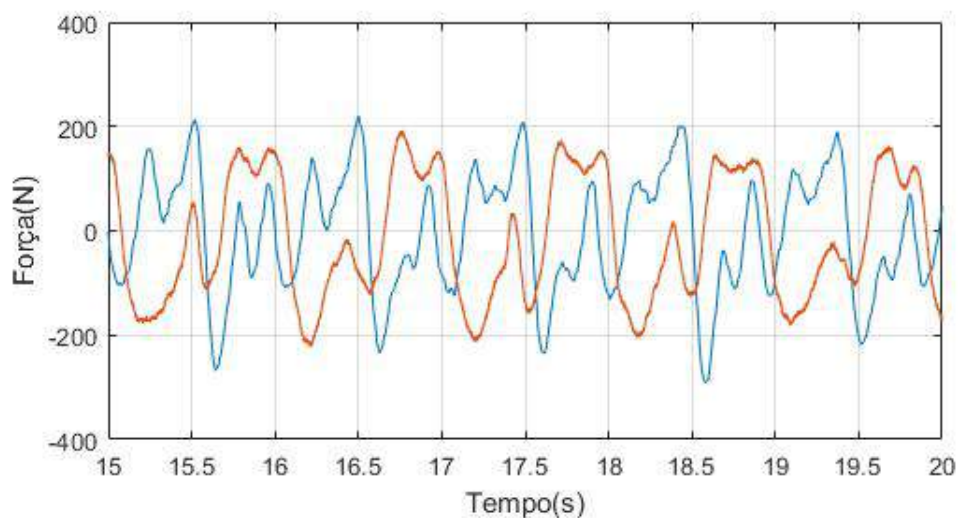


Figura 133 – Extrato da aquisição para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #6.

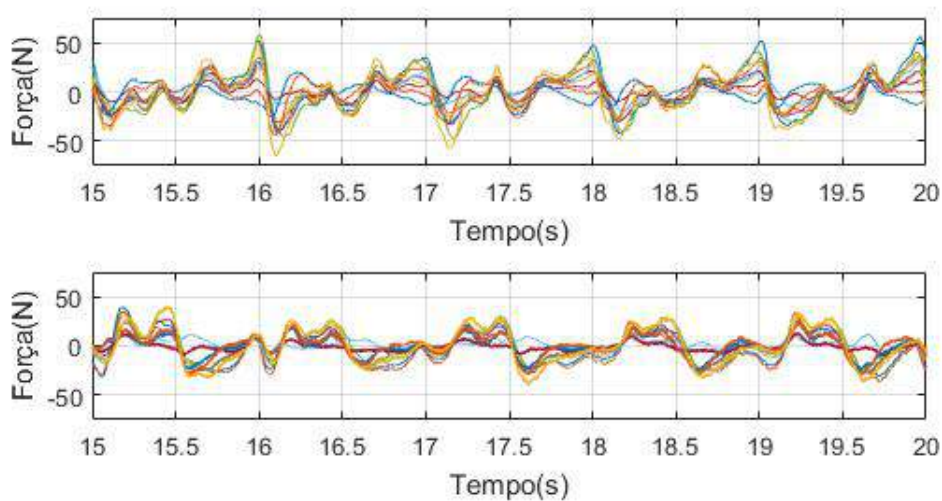


Figura 134 – Soma de todos os canais para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #6.

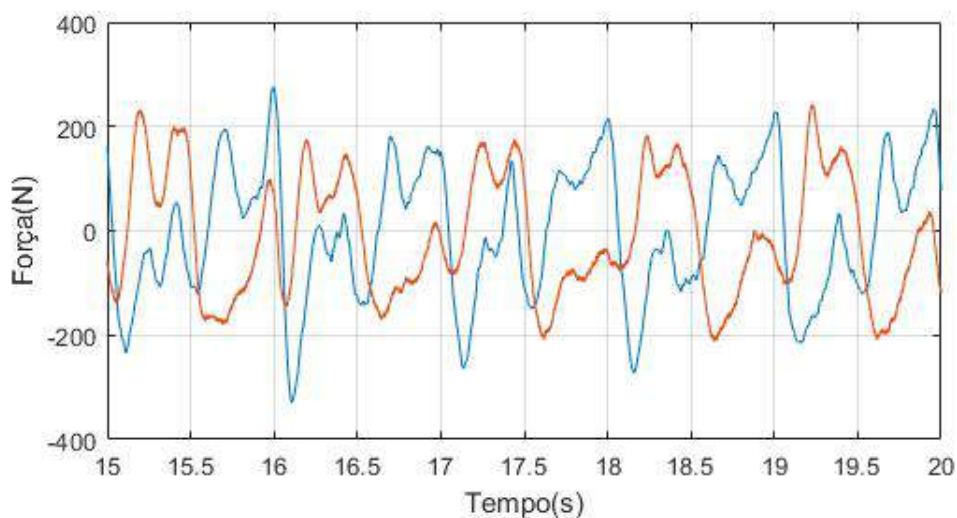


Figura 135 – Extrato da aquisição para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #7.

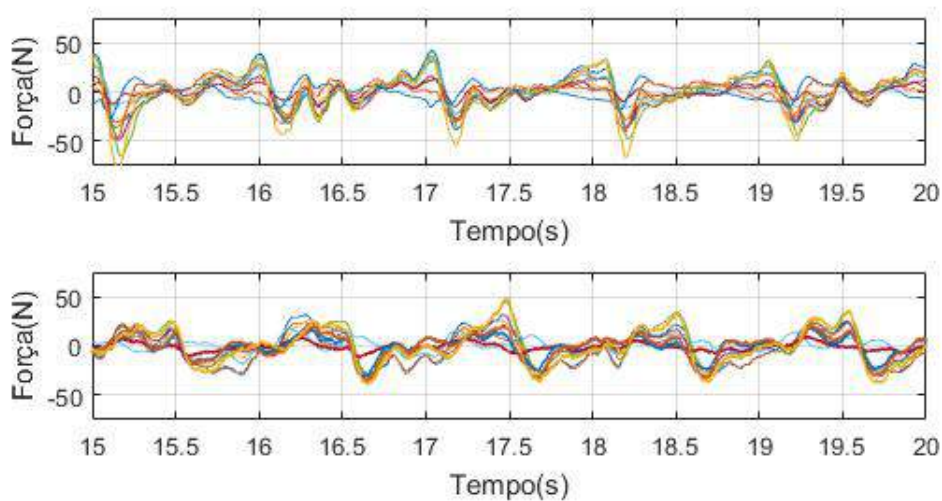


Figura 136 – Soma de todos os canais para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #7.

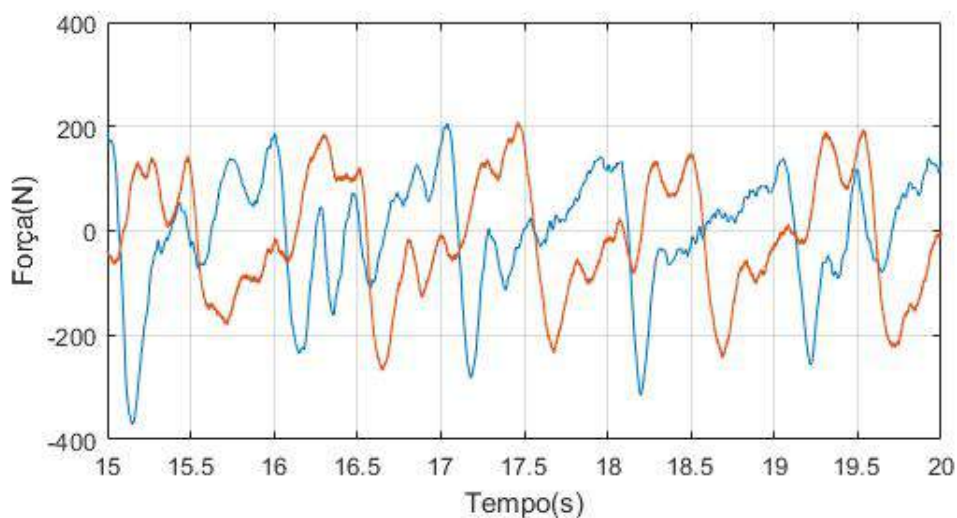


Figura 137 – Extrato da aquisição para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #8.

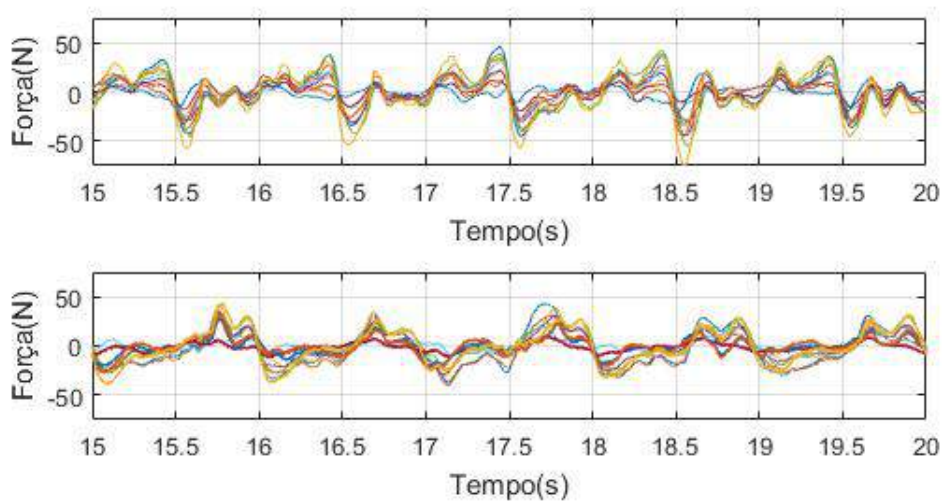


Figura 138 – Soma de todos os canais para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #8.

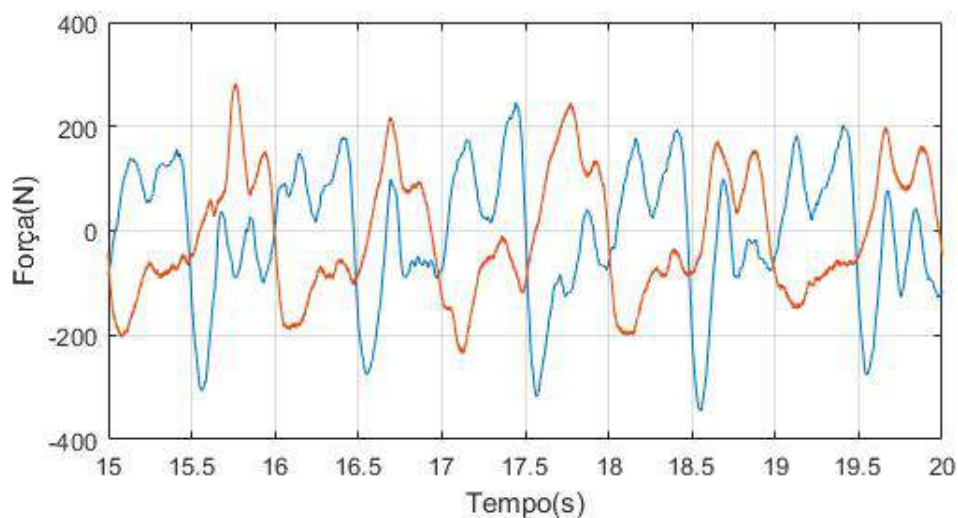


Figura 139 – Extrato da aquisição para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #9.

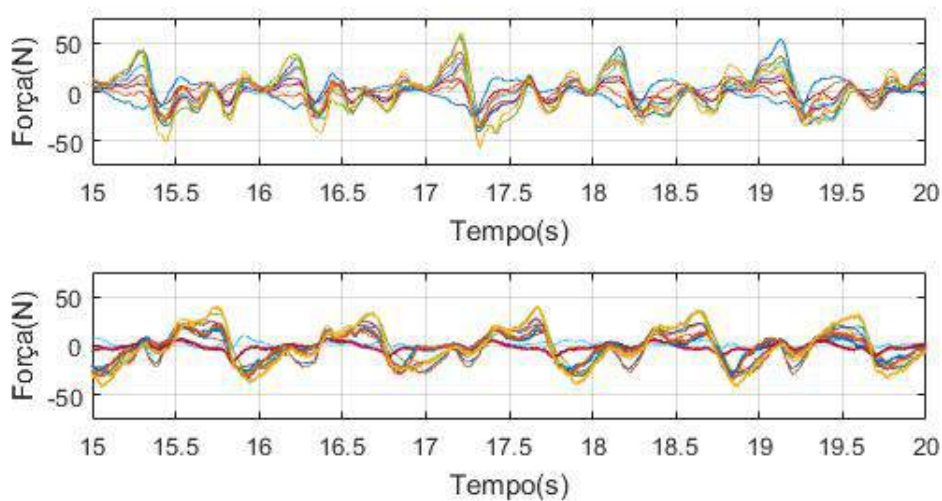


Figura 140 – Soma de todos os canais para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #9.

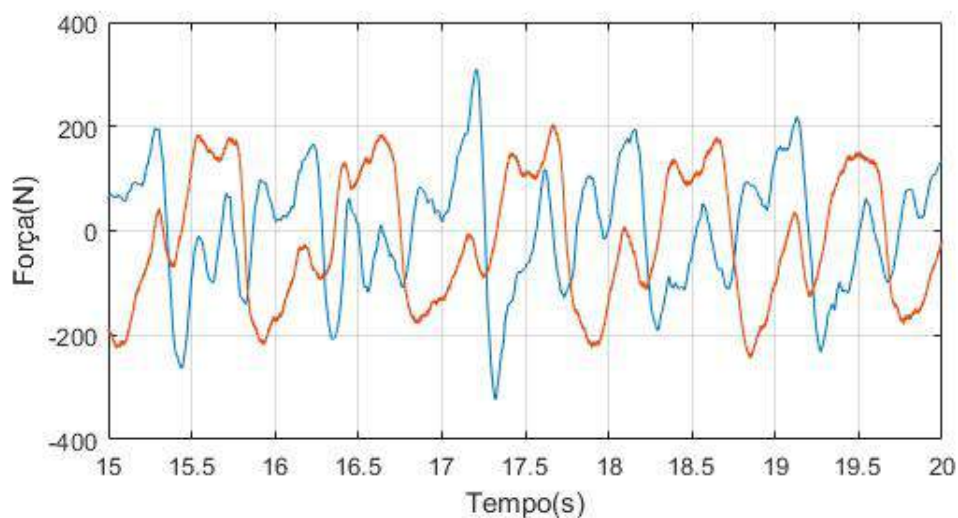


Figura 141 – Extrato da aquisição para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #10.

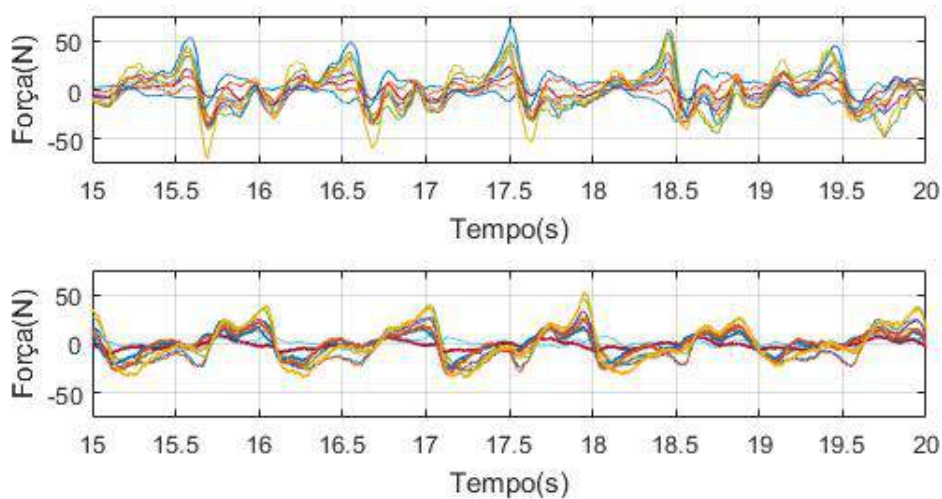


Figura 142 – Soma de todos os canais para o indivíduo #2 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #10.

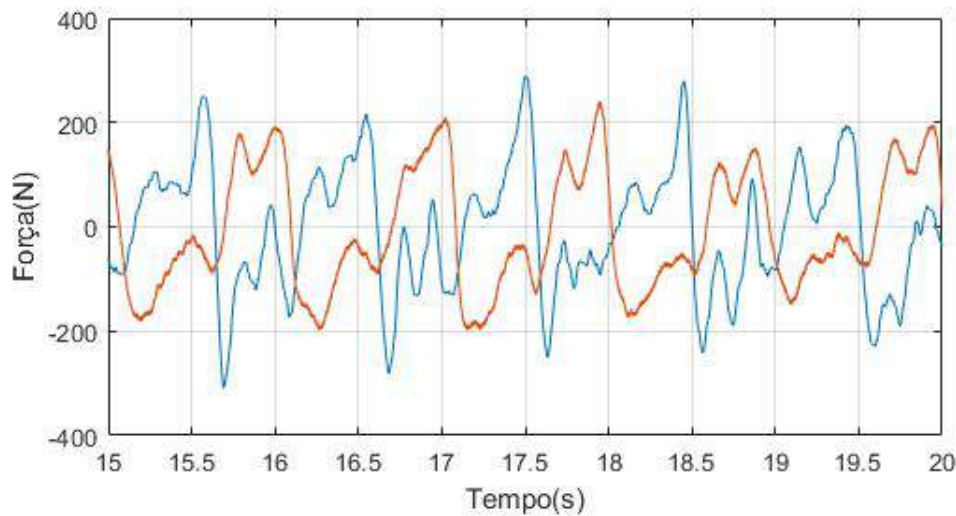


Tabela 17 – Média para a máxima da soma dos canais - Indivíduo #2.

Força (N)												
Lado	Ensaio										MÉDIA	DP
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9		
D	213,06	258,19	330,70	176,76	220,05	276,07	205,69	246,02	309,62	288,37	252,45	49,25
E	245,91	280,09	303,13	226,21	217,15	243,59	208,78	282,54	204,96	240,66	245,30	33,47

Tabela 18 – Desempenho individual dos canais - Indivíduo #2.

Força (N)													
Canal	Lado	Ensaio										MÉDIA	DP
		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9		
0	D	33,65	43,39	61,90	29,51	49,70	56,18	44,93	46,53	55,44	64,78	48,60	11,44
	E	32,38	41,03	44,06	28,20	29,69	39,45	31,81	42,80	22,62	27,25	33,93	7,40
1	D	29,96	42,80	50,12	26,88	33,44	36,37	31,11	34,32	40,24	47,33	37,26	7,67
	E	28,12	36,91	40,03	26,58	27,11	34,95	23,58	32,79	21,88	22,26	29,42	6,39
2	D	21,63	24,97	29,01	22,06	20,68	25,02	16,49	21,16	24,29	25,56	23,09	3,43
	E	33,71	39,35	45,62	32,48	32,51	34,17	27,18	41,47	27,76	27,78	34,20	6,22
3	D	25,00	24,77	27,16	17,27	21,95	31,09	17,45	22,00	29,66	28,38	24,47	4,80
	E	28,03	28,62	33,72	24,89	25,48	27,09	31,51	33,84	27,85	32,81	29,38	3,34
4	D	37,17	37,47	56,03	27,05	41,10	57,99	37,27	41,67	58,69	61,23	45,57	11,85
	E	37,07	34,23	32,87	20,96	32,54	38,37	44,72	32,29	38,85	45,25	35,72	7,00
5	D	21,59	26,51	43,32	23,22	29,26	30,78	34,19	31,97	34,60	43,72	31,92	7,47
	E	17,43	24,41	23,26	17,41	10,62	12,63	18,06	18,76	13,52	12,62	16,87	4,59
6	D	11,15	13,77	20,44	15,81	14,38	12,92	13,55	13,61	14,60	16,92	14,72	2,55
	E	14,87	18,19	15,43	9,33	11,55	13,76	10,99	13,21	8,78	9,89	12,60	3,03
7	D	21,65	10,85	18,76	13,21	15,20	20,14	17,20	15,31	19,33	20,88	17,25	3,54
	E	20,66	23,96	30,55	29,45	23,41	26,71	22,31	28,90	21,76	18,47	24,62	4,08
8	D	19,92	19,27	22,91	16,61	22,91	26,33	19,46	19,53	16,26	17,33	20,05	3,17
	E	22,99	23,56	29,91	32,21	26,45	25,87	22,99	31,06	23,56	26,45	26,51	3,45
9	D	42,37	43,43	57,41	30,30	33,66	49,55	35,04	36,27	59,27	52,63	43,99	10,31
	E	46,32	45,71	43,31	33,08	33,68	40,20	49,32	44,51	40,91	52,93	43,00	6,30

ANEXO G – Demais formas de onda adquiridas, máximo para a soma dos canais e desempenho individual dos canais - Indivíduo #3.

Figura 143 – Soma de todos os canais para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #1.

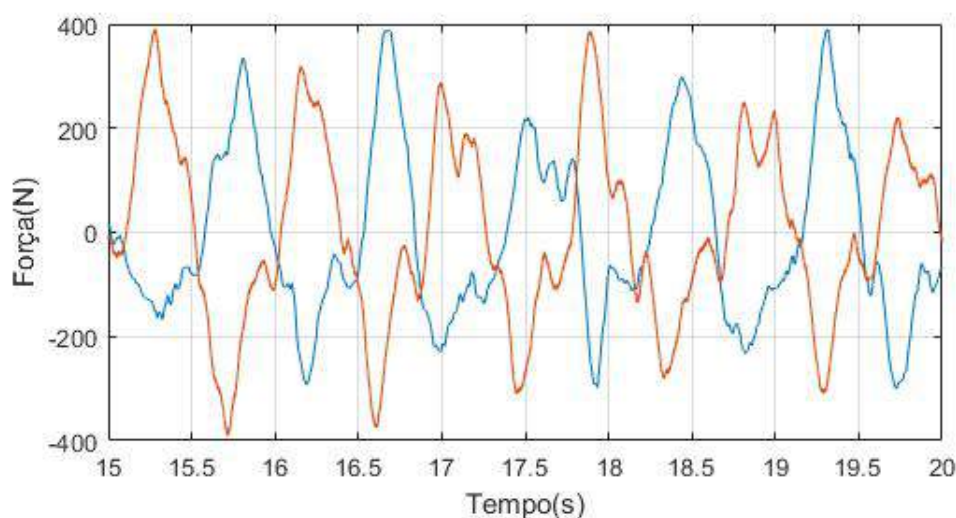


Figura 144 – Extrato da aquisição para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #2.

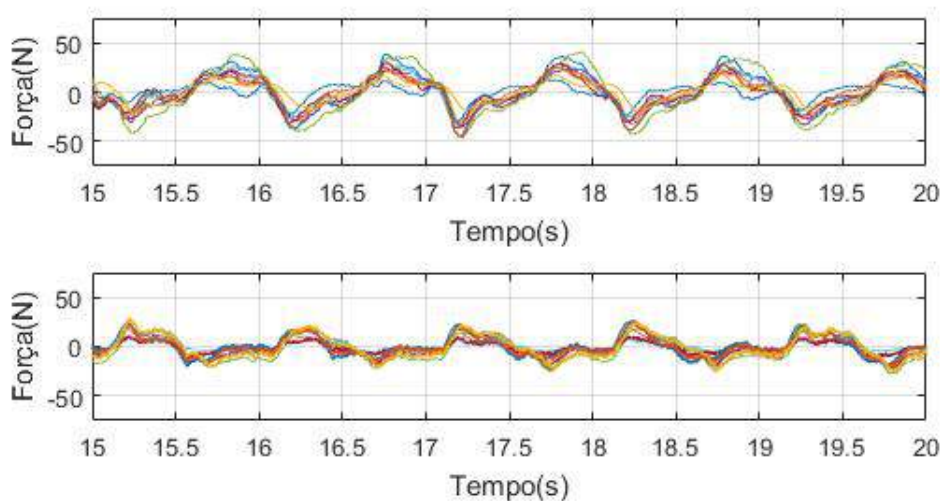


Figura 145 – Soma de todos os canais para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #2.

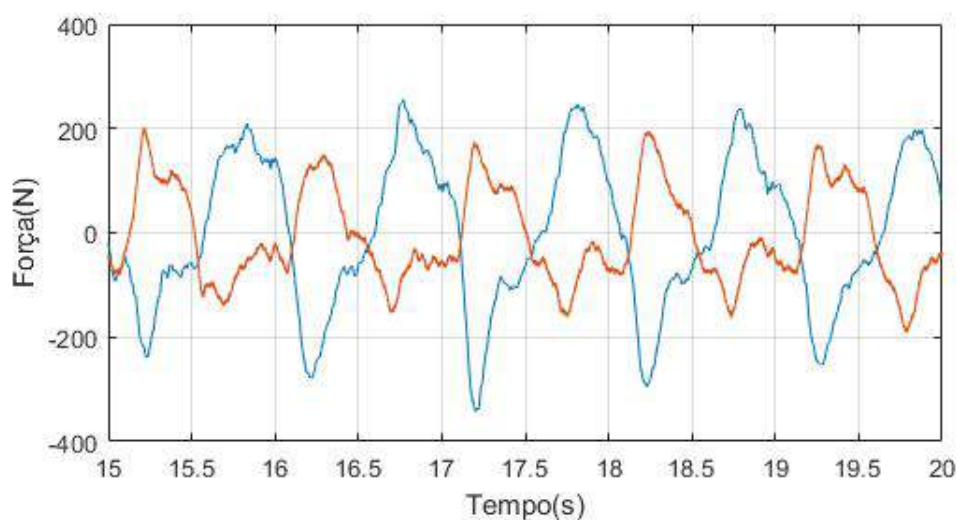


Figura 146 – Extrato da aquisição para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #3.

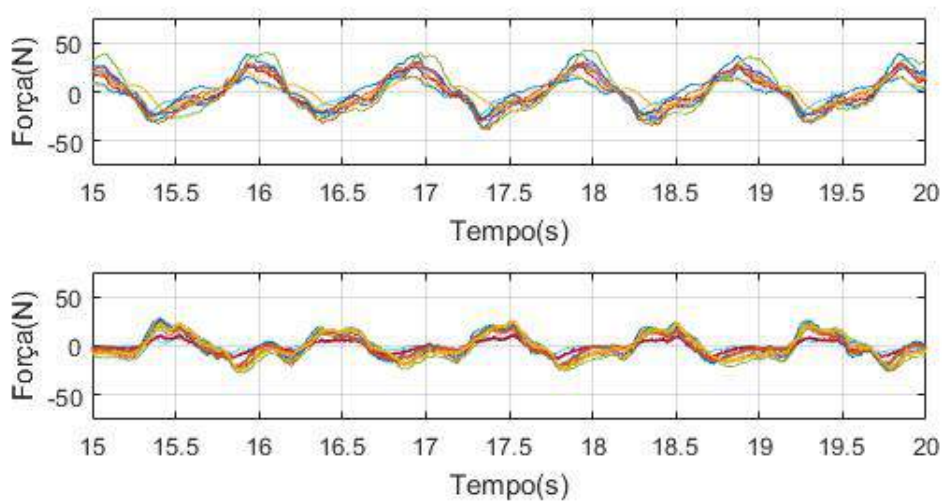


Figura 147 – Soma de todos os canais para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #3.

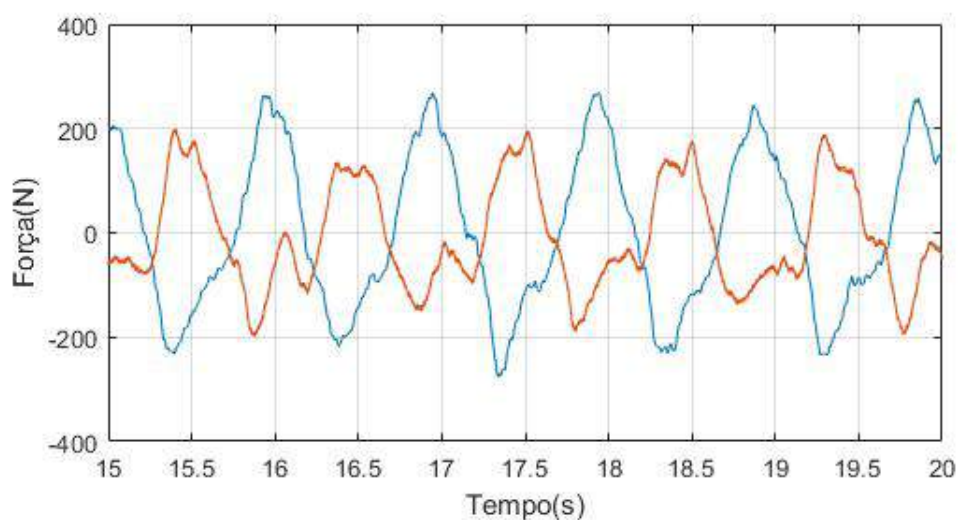


Figura 148 – Extrato da aquisição para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #4.

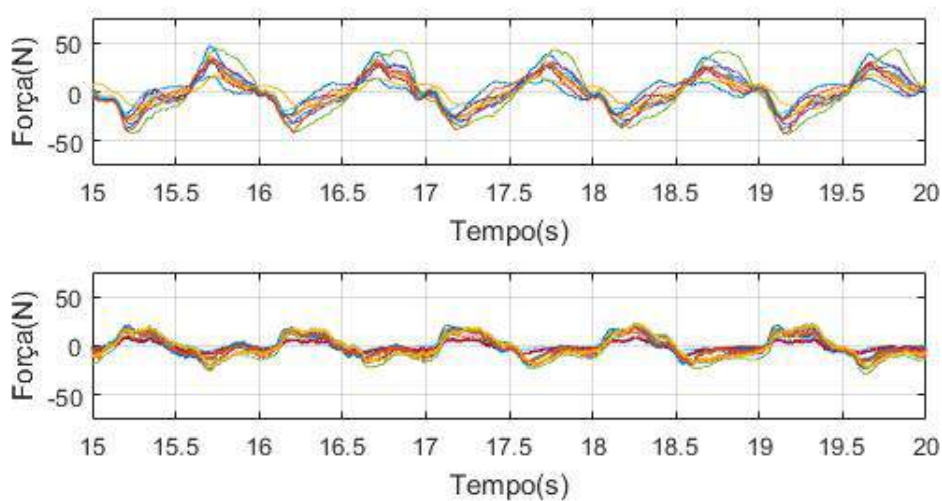


Figura 149 – Soma de todos os canais para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #4.

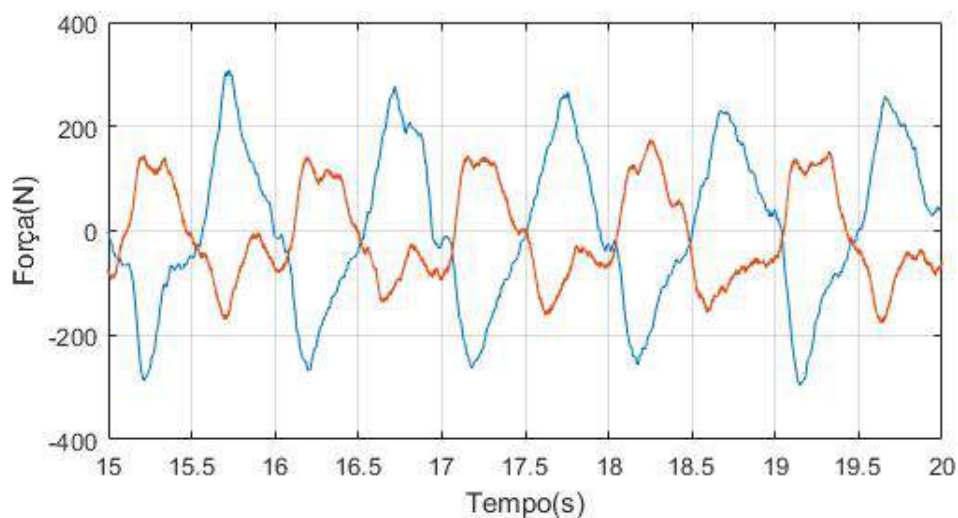


Figura 150 – Extrato da aquisição para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #5.

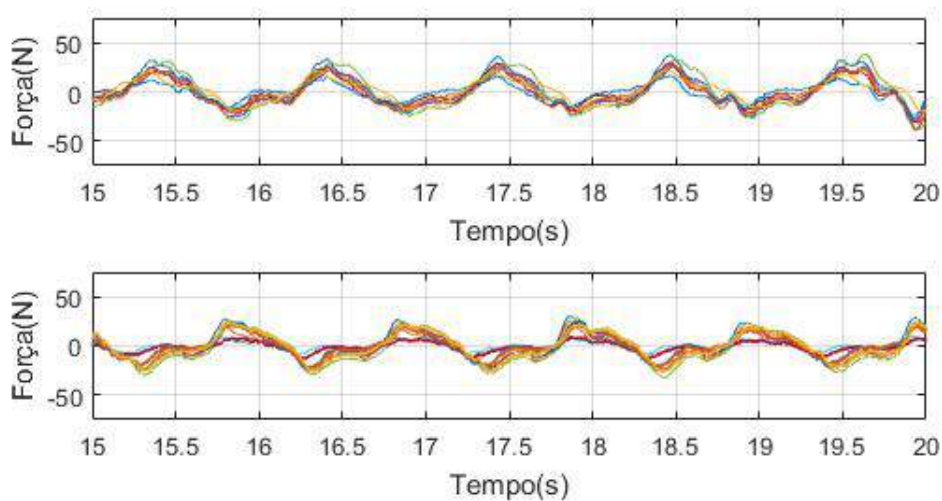


Figura 151 – Soma de todos os canais para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #5.

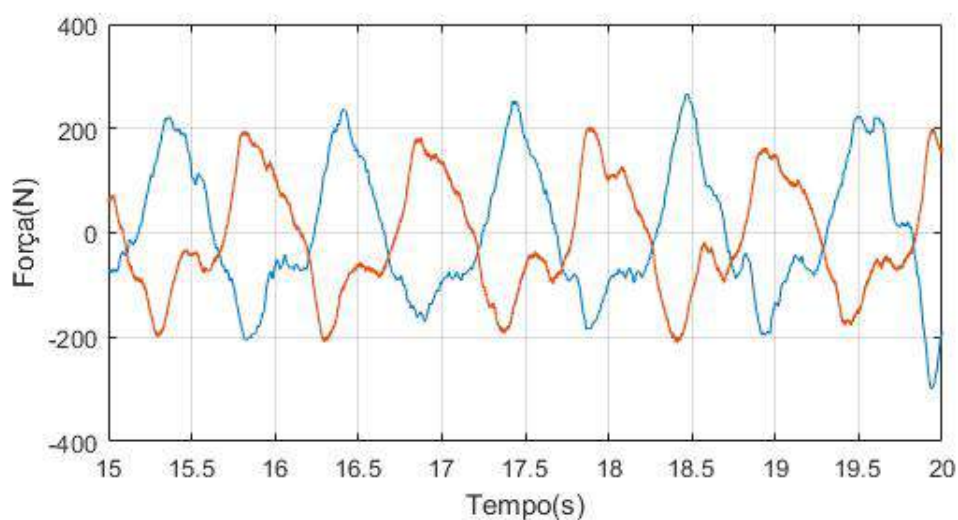


Figura 152 – Extrato da aquisição para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #6.

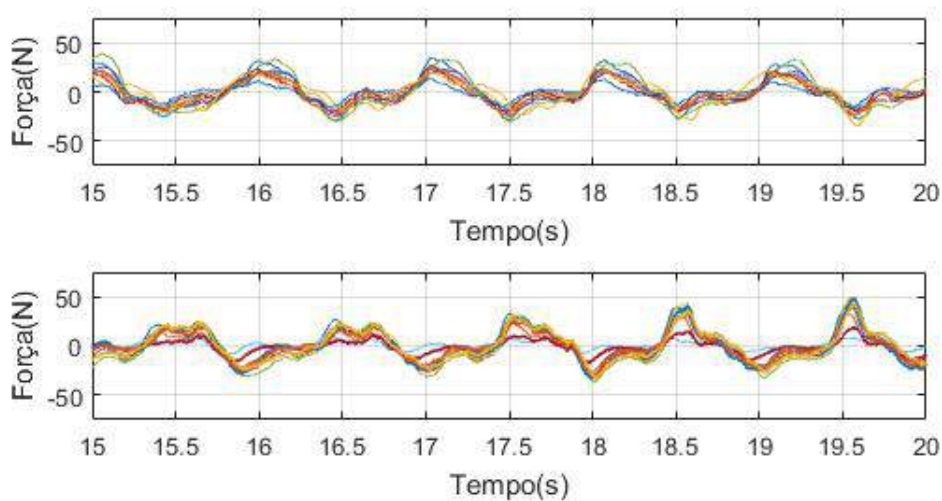


Figura 153 – Soma de todos os canais para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #6.

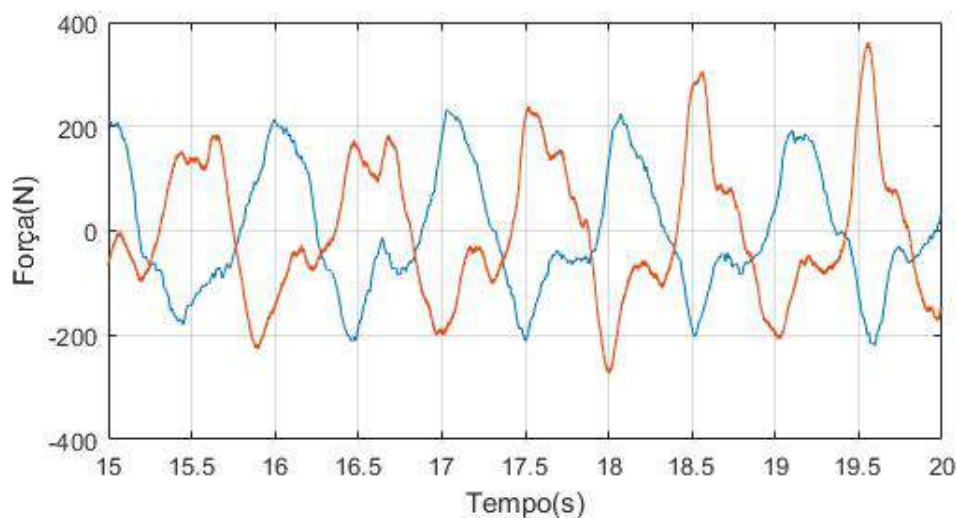


Figura 154 – Extrato da aquisição para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #7.

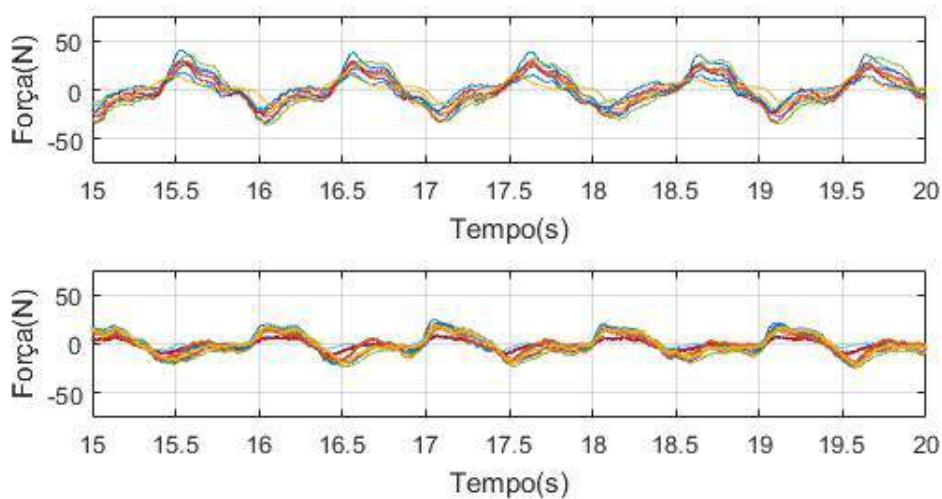


Figura 155 – Soma de todos os canais para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #7.

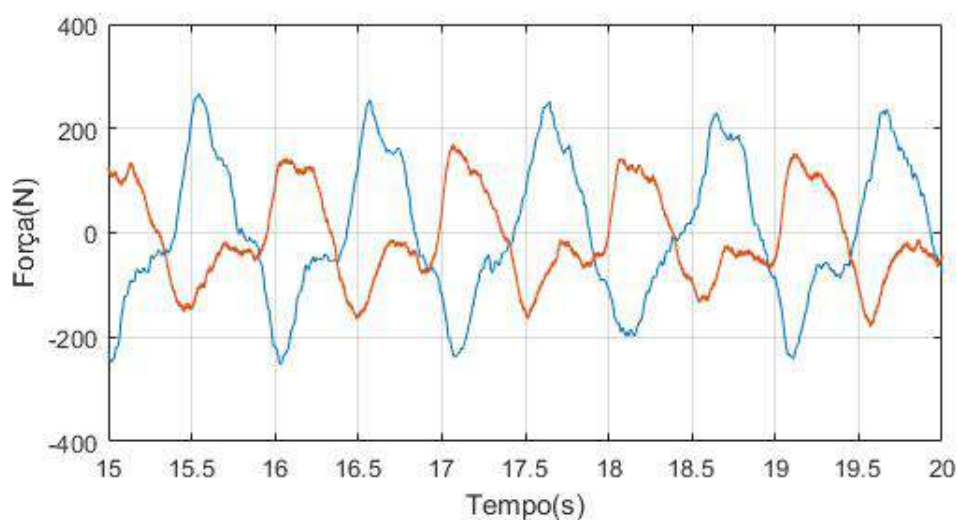


Figura 156 – Extrato da aquisição para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #8.

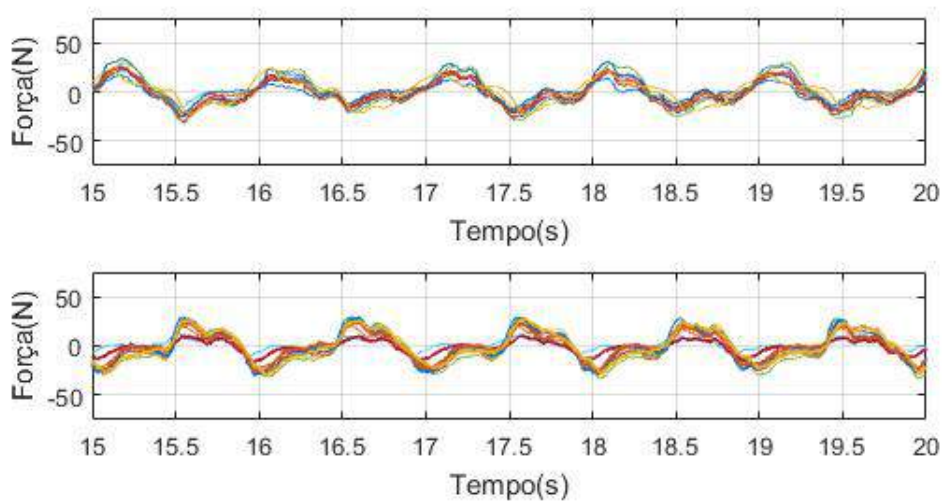


Figura 157 – Soma de todos os canais para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #8.

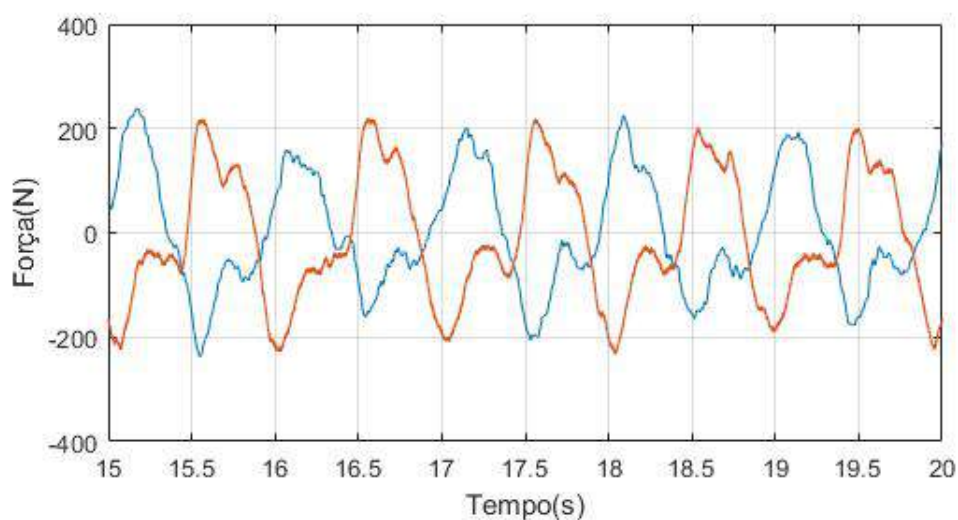


Figura 158 – Extrato da aquisição para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #9.

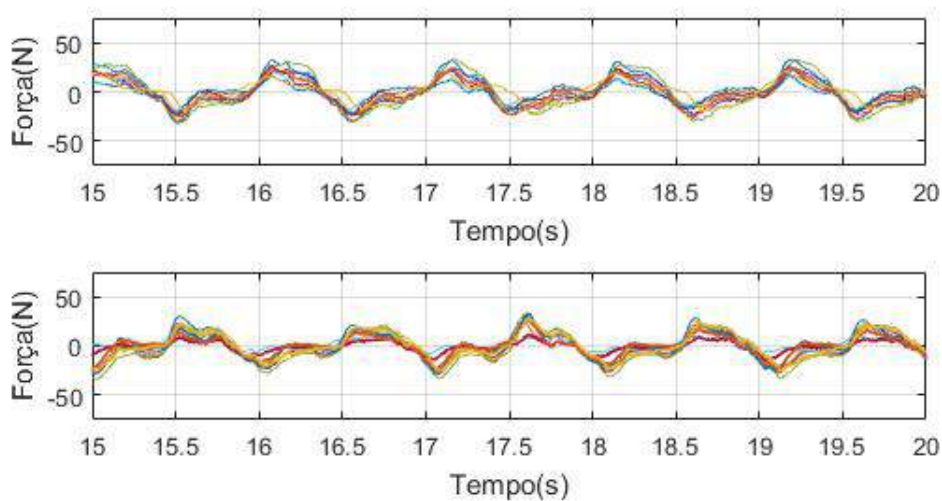


Figura 159 – Soma de todos os canais para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #9.

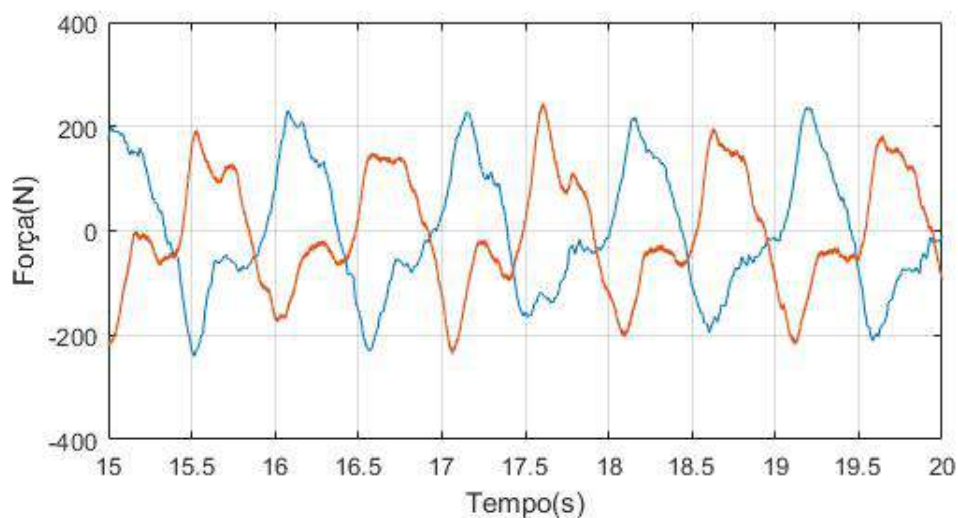


Figura 160 – Extrato da aquisição para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #10.

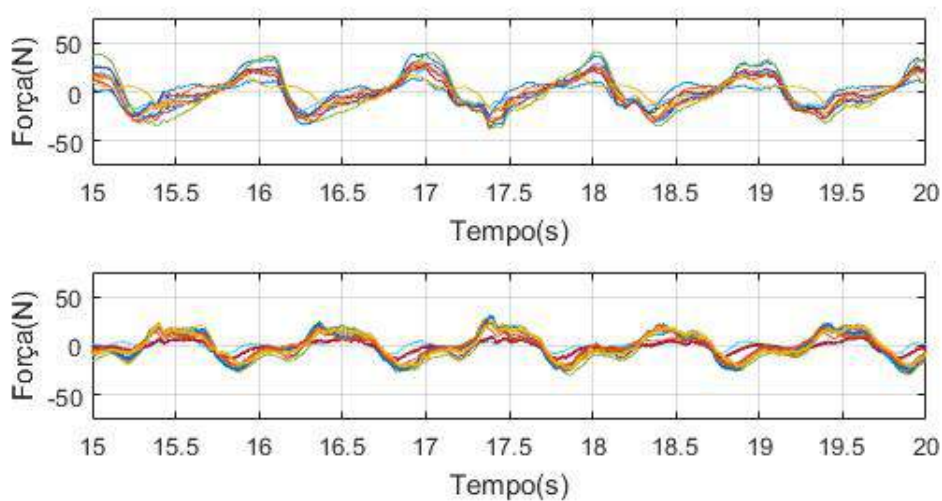


Figura 161 – Soma de todos os canais para o indivíduo #3 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #10.

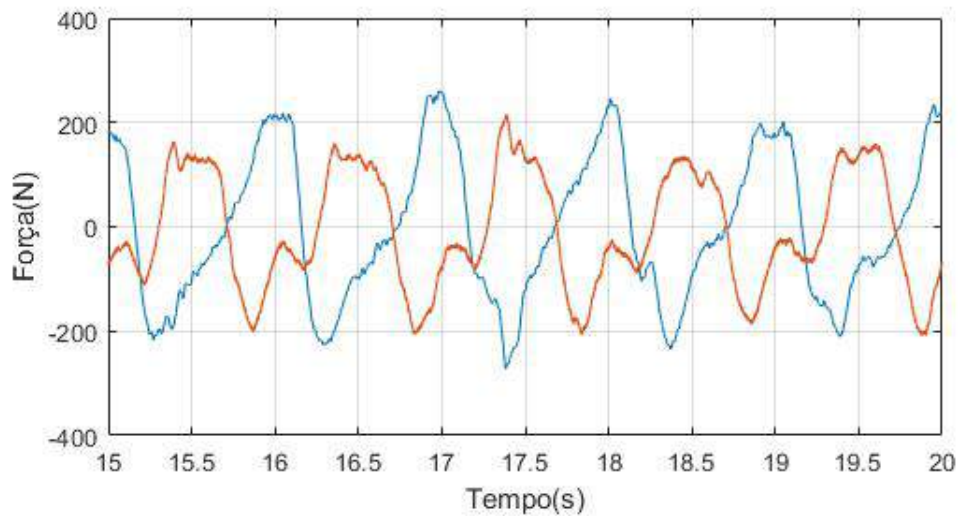


Tabela 19 – Média para a máxima da soma dos canais - Indivíduo #3.

Força (N)												
Ensaio												
Lado	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	MÉDIA	DP
D	388,14	255,33	284,18	308,48	265,64	231,75	266,87	239,37	237,27	280,72	275,78	46,11
E	430,53	200,87	199,59	174,76	203,81	361,32	170,87	227,32	243,95	216,26	242,93	85,10

Tabela 20 – Desempenho individual dos canais - Indivíduo #3.

Força (N)													
Ensaio													
Canal	Lado	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	MÉDIA	DP
0	D	52,26	38,82	41,99	46,79	37,53	34,89	39,82	33,82	32,91	41,48	40,03	6,01
	E	41,18	24,88	26,39	21,22	30,11	41,75	25,41	32,01	31,07	26,25	30,03	6,83
1	D	45,76	29,48	33	35,73	30,09	25,99	29,79	24,83	24,8	32,44	31,19	6,26
	E	32,51	20,12	21,67	17,68	24,98	32,23	19,27	24,57	23,77	20,9	23,77	5,09
2	D	33,48	22,25	27,21	30,21	26,73	20,49	26,32	24,88	22,87	28,97	26,34	3,93
	E	50,72	25,86	27,25	21,25	28,78	49,49	22,06	30,53	33,45	29,76	31,92	10,28
3	D	34,3	23,76	29,46	31,84	25,73	25,79	29,23	23,01	24,18	29,05	27,64	3,73
	E	45,45	21,76	21,72	19,63	23,89	43,54	17,54	25,84	28,39	25,49	27,33	9,59
4	D	47,83	40,78	42,79	44,37	37,84	39,2	39,87	29,93	33,76	41,45	39,78	5,12
	E	51,71	20,69	25,34	22,78	21,33	42,13	17,38	24,09	26,3	23,34	27,51	10,77
5	D	42,11	29,83	30,25	31,35	26,08	24,79	26,99	22,18	22,99	25,62	28,22	5,75
	E	22,53	11,27	10,51	9,06	10,71	9,64	9,74	12,89	15,1	12,37	12,38	4,00
6	D	44,75	30,68	31,1	31,84	29,51	27,18	29,89	24,75	27,27	30,28	30,73	5,38
	E	25,94	11,55	12,65	10,44	10,44	20,41	9,89	11,55	12,65	12,1	13,76	5,21
7	D	19,33	12,55	16,43	16,02	16,67	13,89	18,18	17,34	16,57	15,85	16,28	1,95
	E	62,39	27,25	29,45	21,21	26,71	49,22	22,31	30,55	33,84	31,64	33,46	12,79
8	D	37,39	24,99	31,77	33,48	27,33	23,1	30,32	26,16	25,04	27,81	28,74	4,45
	E	61,61	25,29	24,41	19,53	23,57	41,43	17,81	25,29	27,02	26,45	29,24	13,00
9	D	58,38	20,31	20,46	17,91	21,71	27,13	16,53	24,11	21,23	20,81	24,86	12,14
	E	65,56	29,48	16,47	24,06	25,27	43,31	19,76	28,87	29,78	26,47	30,90	14,12

ANEXO H – Demais formas de onda adquiridas, máximo para a soma dos canais e desempenho individual dos canais - Indivíduo #4.

Figura 162 – Soma de todos os canais para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #1.

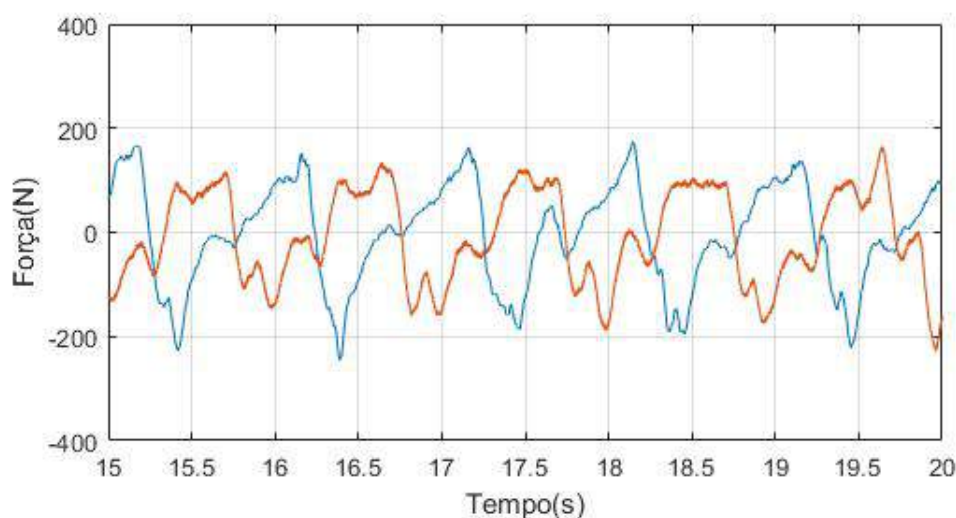


Figura 163 – Extrato da aquisição para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #2.

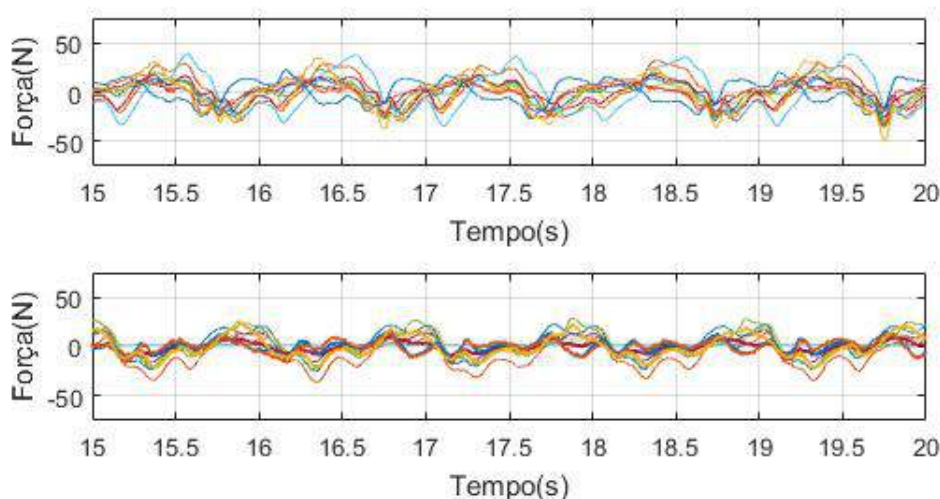


Figura 164 – Soma de todos os canais para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #2.

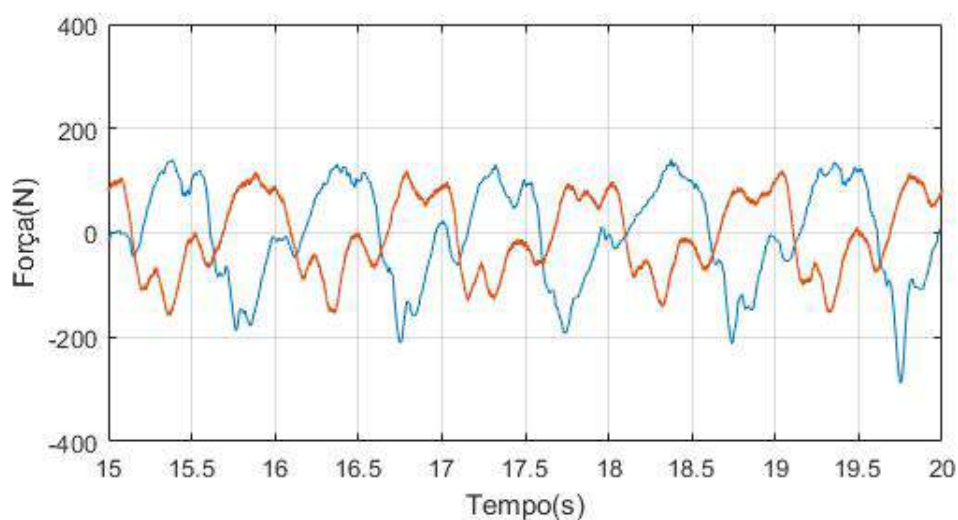


Figura 165 – Extrato da aquisição para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #3.

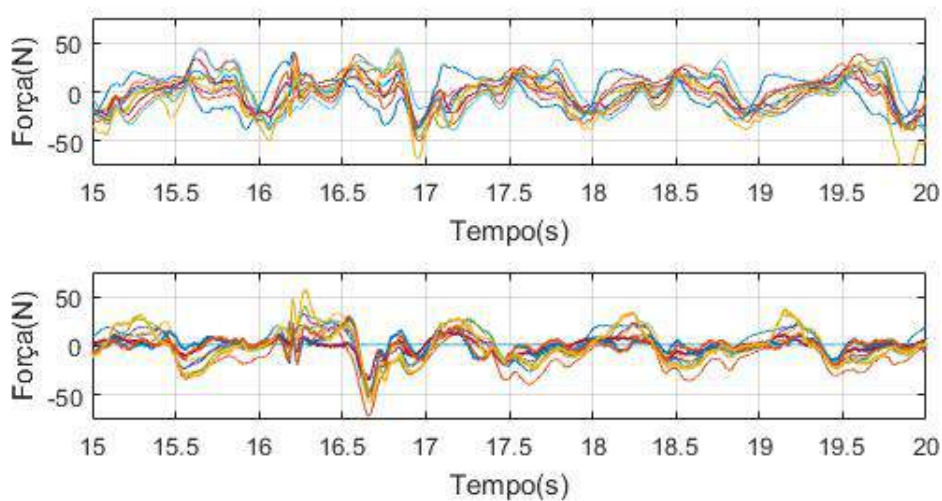


Figura 166 – Soma de todos os canais para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #3.

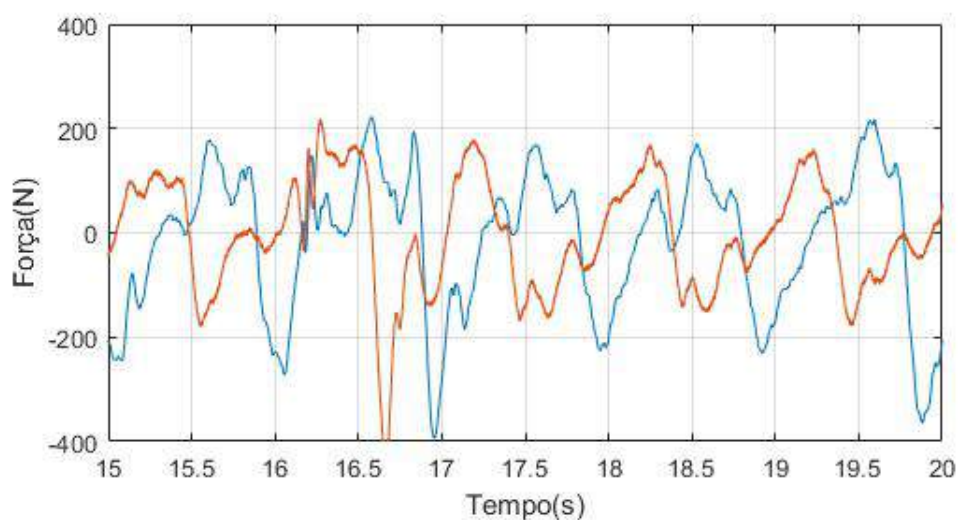


Figura 167 – Extrato da aquisição para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #4.

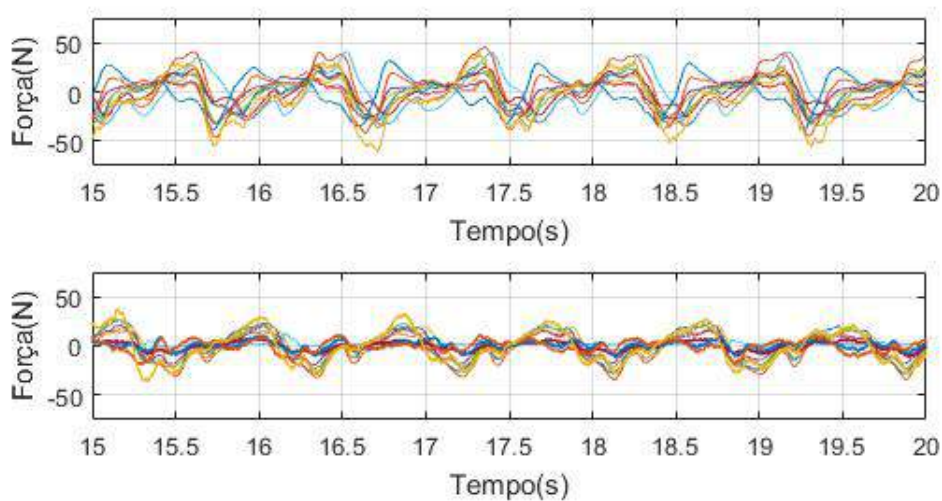


Figura 168 – Soma de todos os canais para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #4.

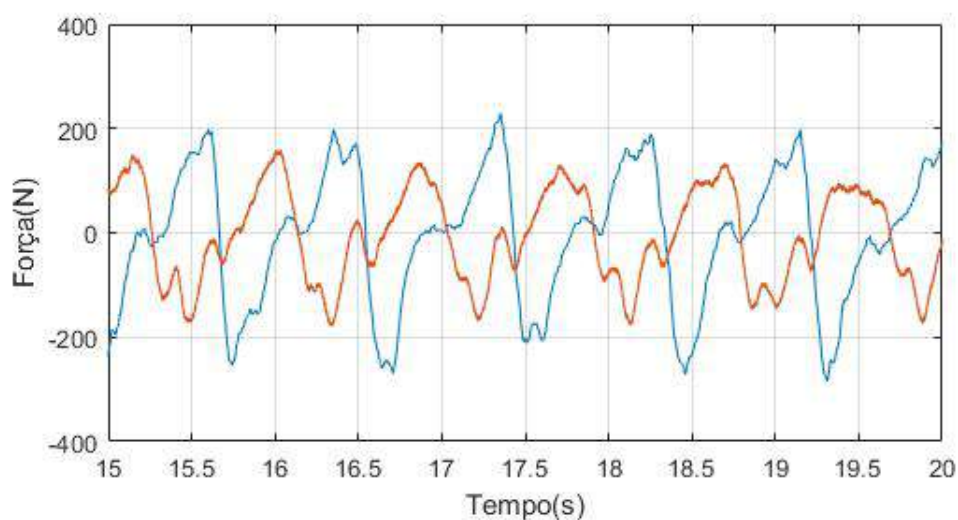


Figura 169 – Extrato da aquisição para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #5.

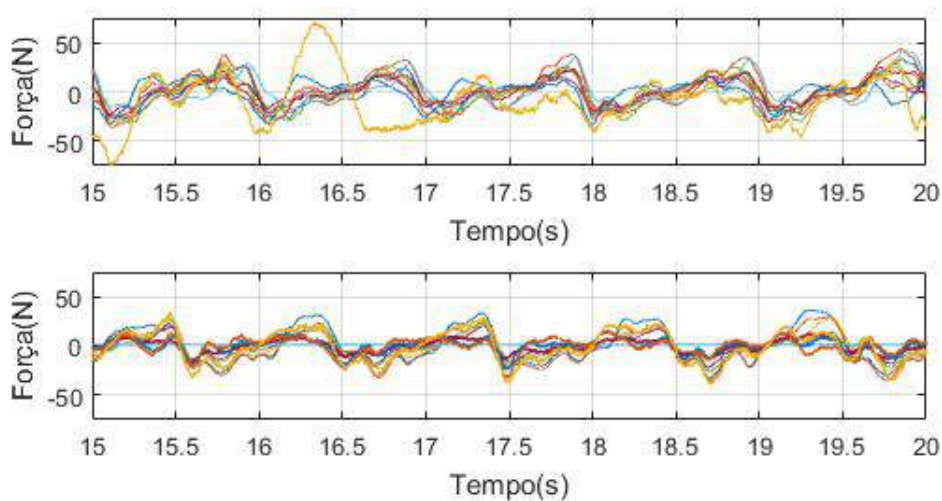


Figura 170 – Soma de todos os canais para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #5.

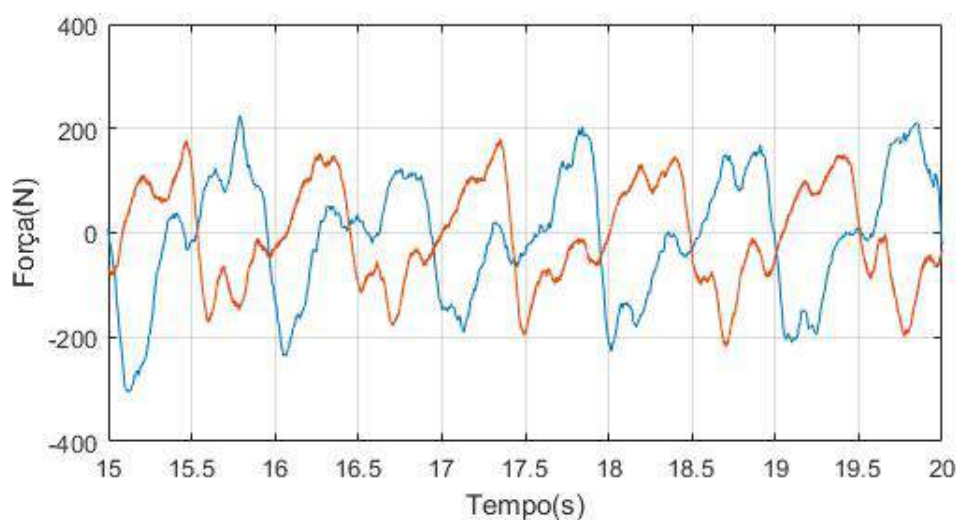


Figura 171 – Extrato da aquisição para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #6.

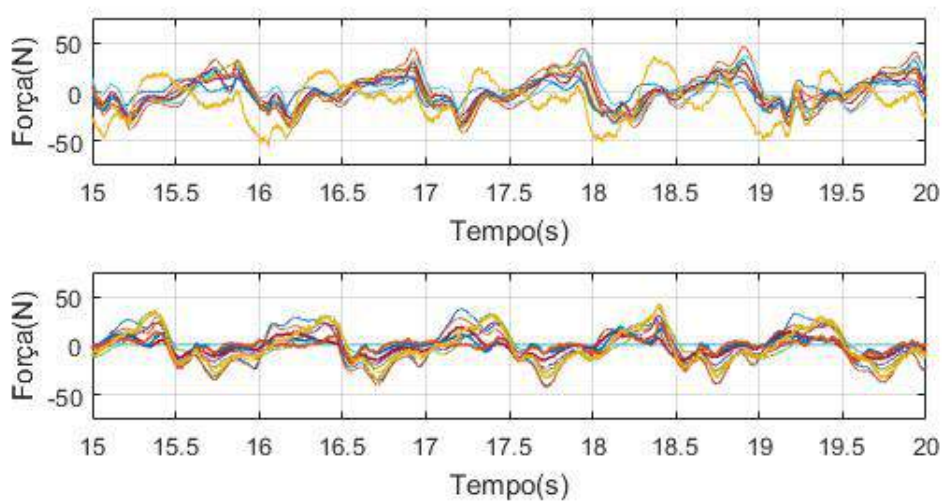


Figura 172 – Soma de todos os canais para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #6.

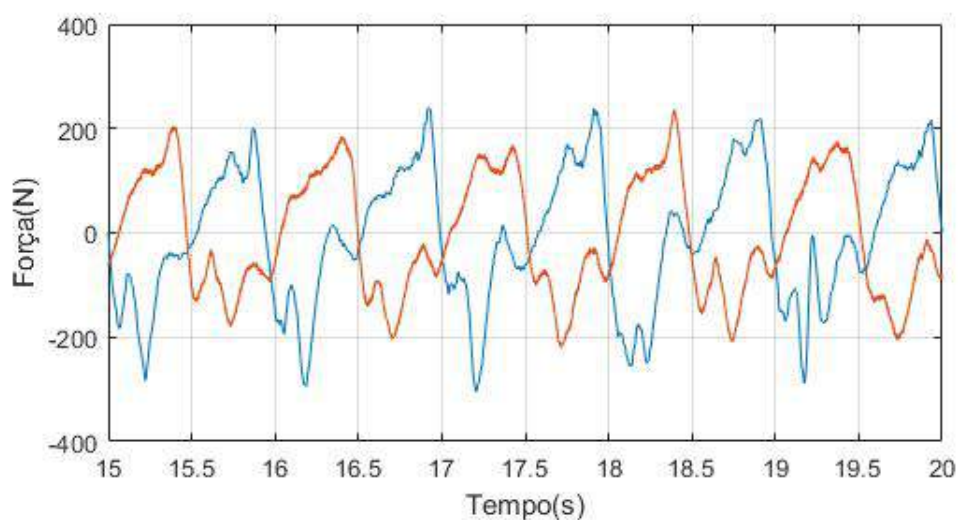


Figura 173 – Extrato da aquisição para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #7.

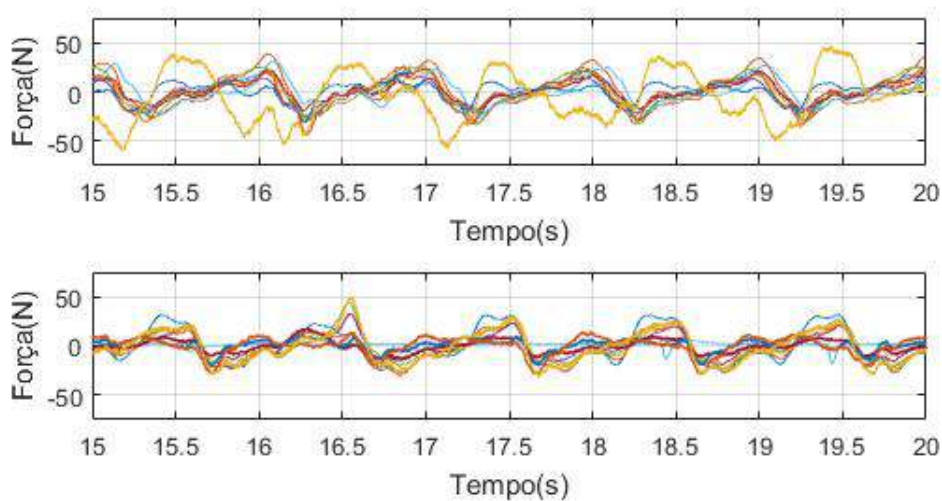


Figura 174 – Soma de todos os canais para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #7.

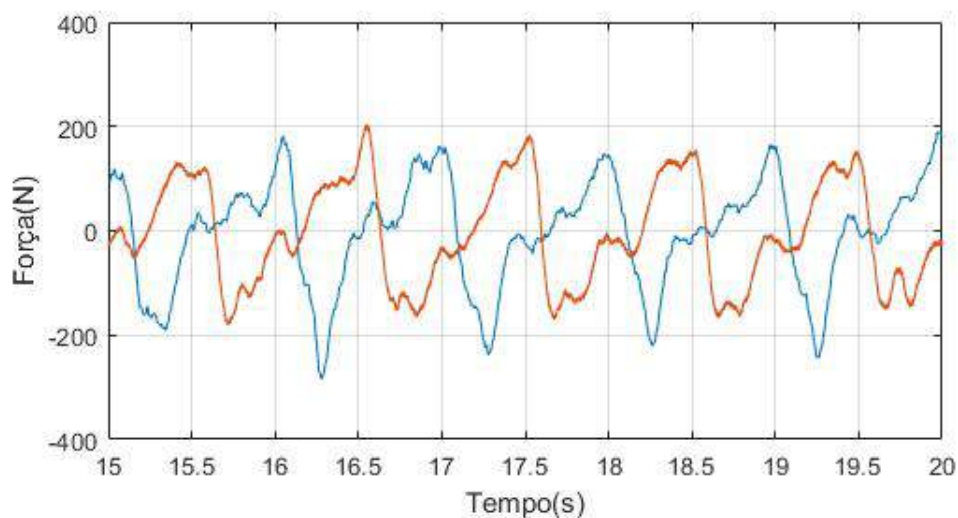


Figura 175 – Extrato da aquisição para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #8.

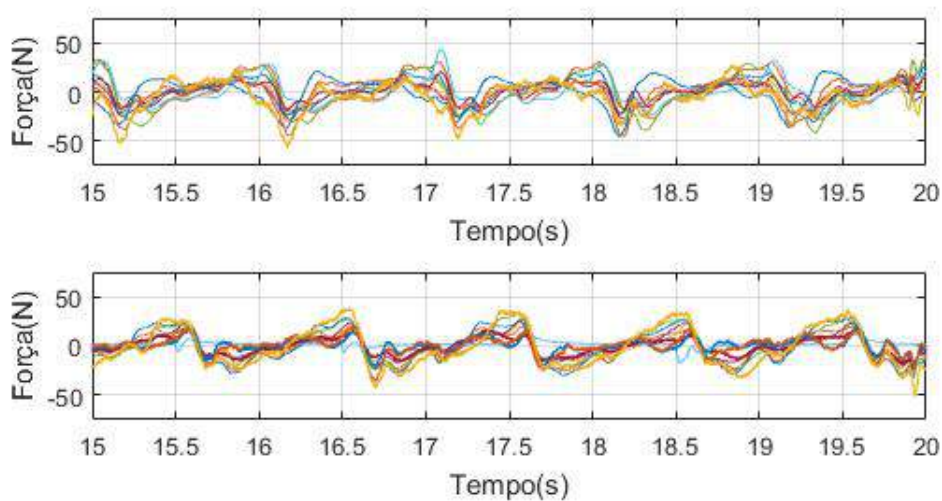


Figura 176 – Soma de todos os canais para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #8.

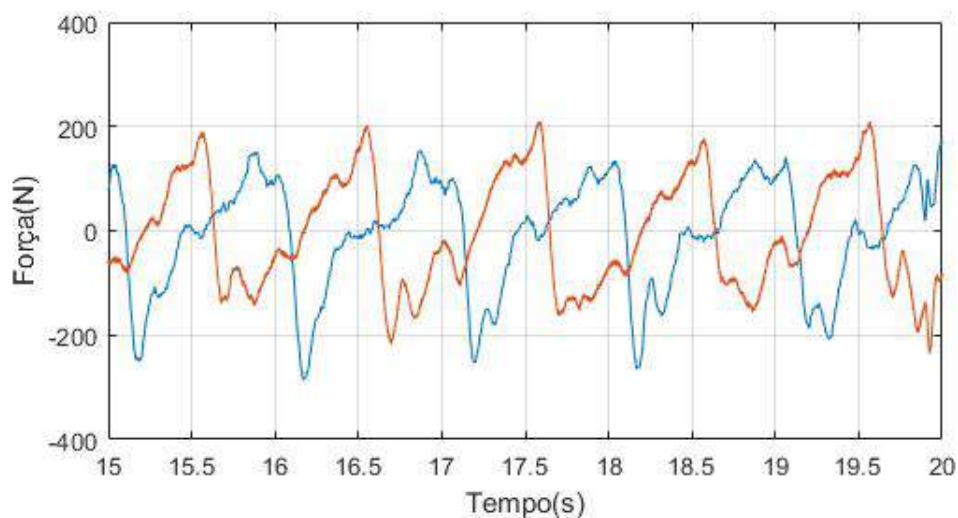


Figura 177 – Extrato da aquisição para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #9.

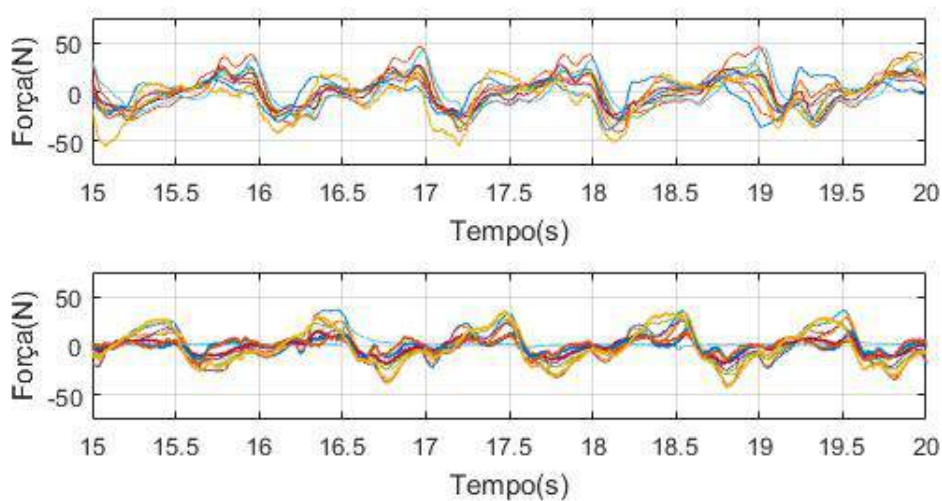


Figura 178 – Soma de todos os canais para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #9.

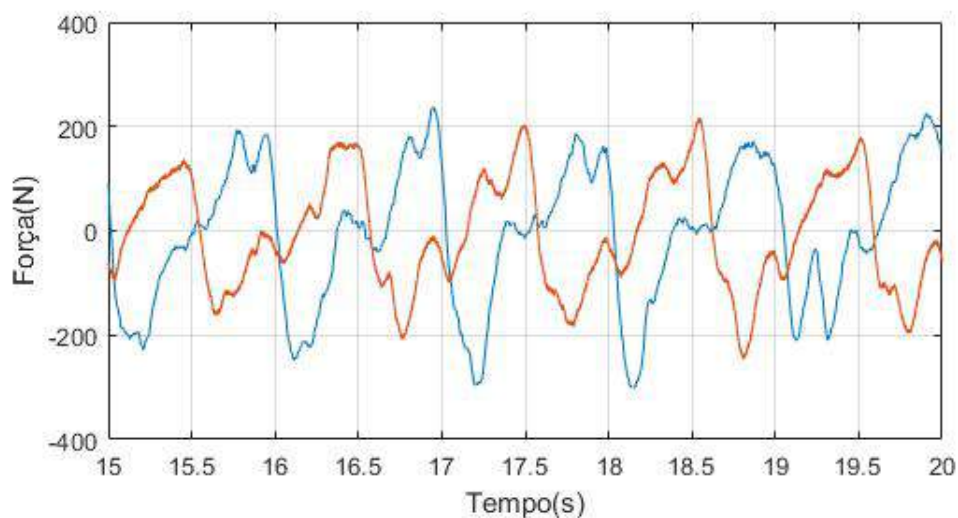


Figura 179 – Extrato da aquisição para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #10.

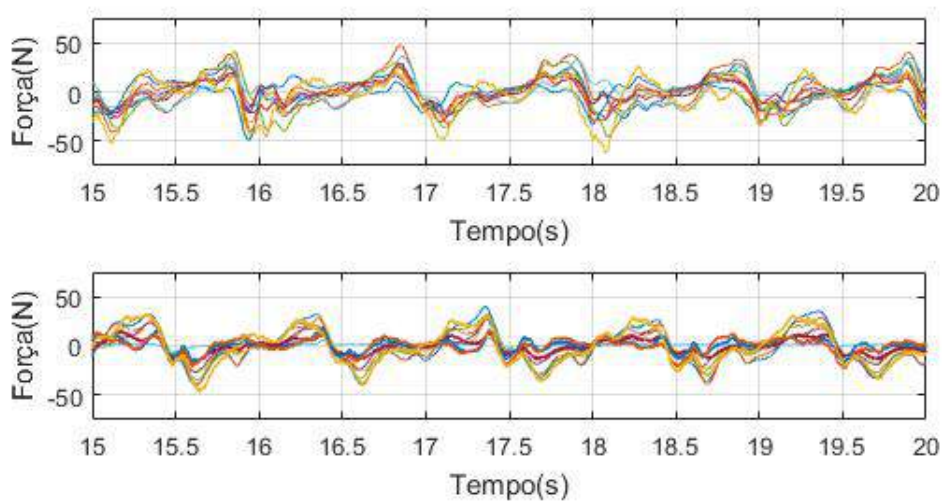


Figura 180 – Soma de todos os canais para o indivíduo #4 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #10.

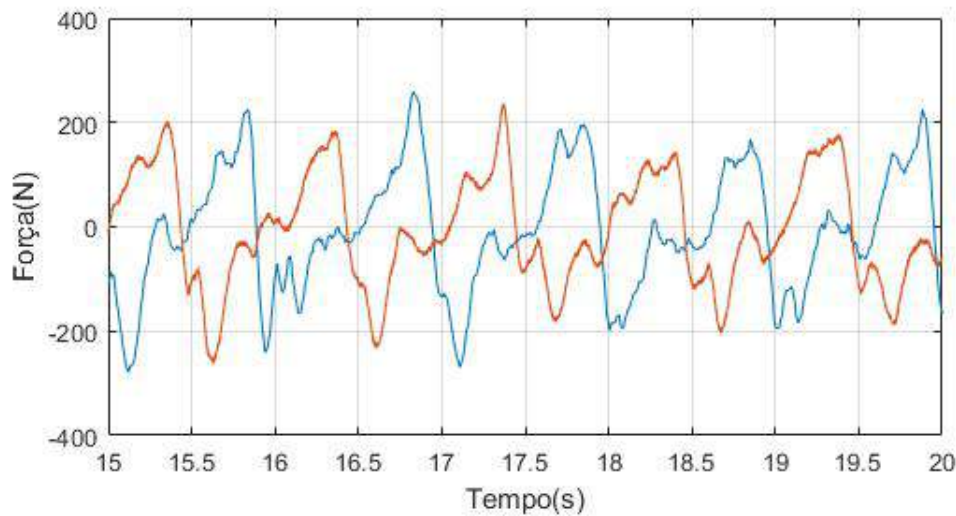


Tabela 21 – Média para a máxima da soma dos canais - Indivíduo #4.

Força (N)												
Lado	Ensaio										MÉDIA	DP
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9		
D	174,07	141,65	222,55	229,10	224,01	238,82	181,03	153,99	237,32	259,44	206,20	40,19
E	165,11	120,45	218,83	159,64	179,80	213,79	203,71	209,91	216,79	236,70	192,47	35,44

Tabela 22 – Desempenho individual dos canais - Indivíduo #4.

Força (N)													
Canal	Lado	Ensaio										MÉDIA	DP
		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9		
0	D	19,29	13,33	22,66	20,73	33,73	31,23	24,02	21,40	25,84	29,33	24,16	6,09
	E	34,95	24,22	26,59	26,06	36,53	37,42	31,56	28,38	37,10	40,26	32,31	5,68
1	D	38,98	31,86	43,38	45,57	43,62	44,23	38,83	33,26	45,87	47,18	41,28	5,35
	E	19,66	12,19	18,09	17,70	29,42	28,31	23,21	20,12	28,86	30,78	22,83	6,26
2	D	13,64	12,20	21,74	21,49	24,51	32,14	21,68	12,29	25,19	27,47	21,24	6,70
	E	25,59	20,14	33,72	26,48	28,62	33,34	31,99	30,87	34,32	29,92	29,50	4,43
3	D	9,60	13,54	22,93	13,14	17,39	19,03	17,66	13,67	15,27	16,65	15,89	3,70
	E	21,33	16,02	32,75	20,97	22,89	28,13	32,91	26,50	25,80	27,75	25,51	5,32
4	D	25,91	24,16	33,86	29,70	27,73	32,69	26,46	32,07	30,10	41,38	30,41	4,98
	E	30,87	28,69	40,29	27,29	28,91	37,72	44,52	32,12	28,40	32,29	33,11	5,80
5	D	47,58	42,20	44,91	42,67	41,65	41,80	31,48	43,28	45,31	36,52	41,74	4,63
	E	2,97	2,71	2,62	13,07	2,43	2,58	9,34	14,40	22,98	11,84	8,49	7,05
6	D	22,12	19,36	33,53	27,07	25,02	29,74	22,68	20,51	28,05	29,24	25,73	4,56
	E	13,76	13,77	17,08	8,23	13,76	20,41	18,19	17,64	15,98	16,53	15,54	3,36
7	D	23,86	22,89	40,38	31,90	17,83	16,41	19,12	21,35	25,31	17,13	23,62	7,50
	E	19,02	20,66	28,35	11,33	19,56	20,66	16,27	20,66	18,47	19,56	19,45	4,23
8	D	13,39	19,14	37,66	19,73	26,11	27,76	25,50	14,98	24,31	26,61	23,52	7,05
	E	21,26	15,50	31,06	12,62	16,65	17,22	20,11	20,11	14,92	16,07	18,55	5,14
9	D	19,13	34,78	41,74	39,67	70,91	43,01	47,48	27,62	22,88	26,37	37,36	15,09
	E	27,67	24,66	57,14	38,50	34,89	40,90	49,92	39,10	36,69	33,08	38,26	9,65

ANEXO I – Demais formas de onda adquiridas, máximo para a soma dos canais e desempenho individual dos canais - Indivíduo #5.

Figura 181 – Soma de todos os canais para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #1.

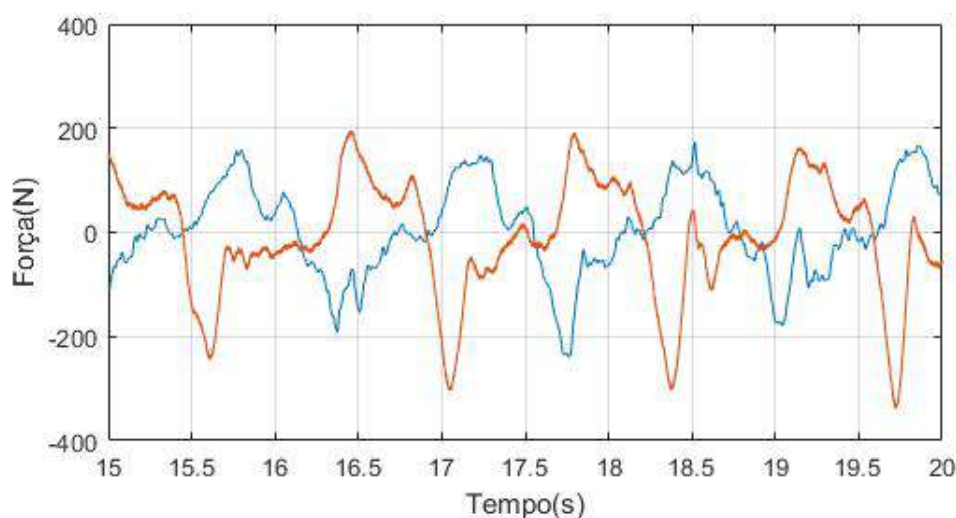


Figura 182 – Extrato da aquisição para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #2.

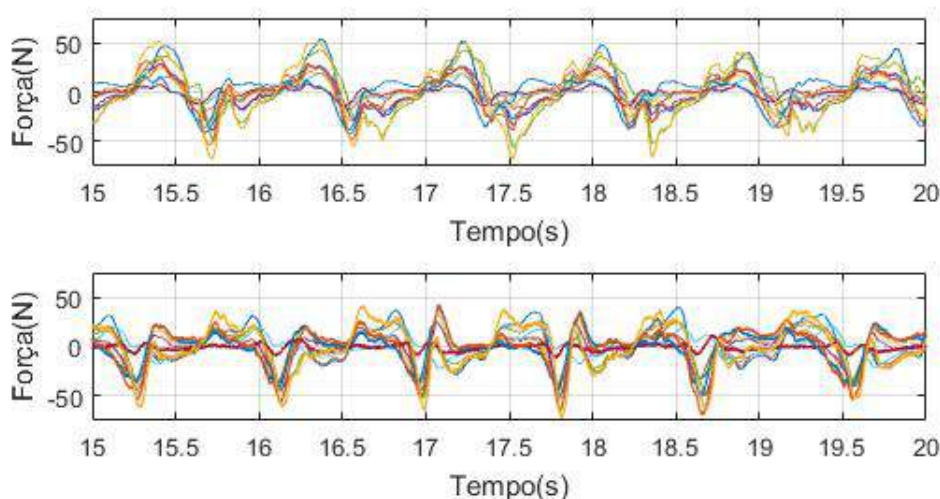


Figura 183 – Soma de todos os canais para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #2.

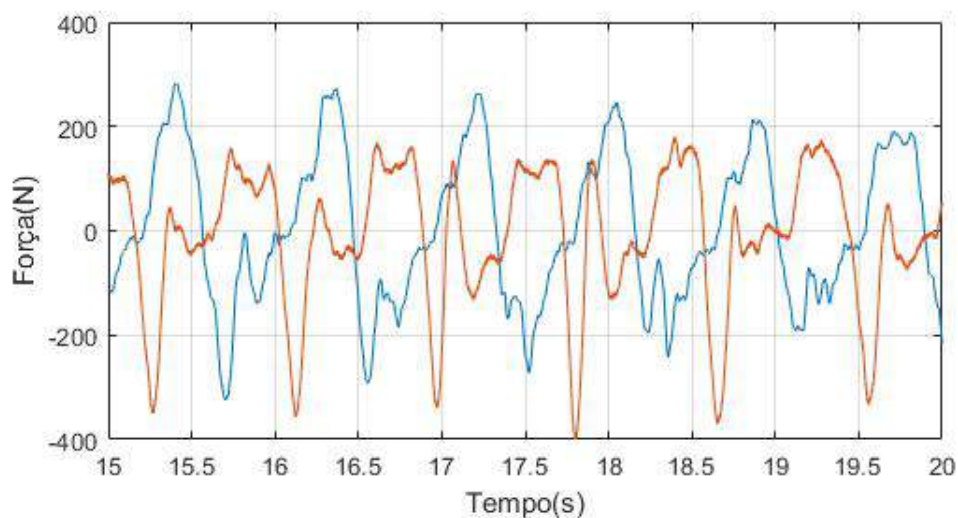


Figura 184 – Extrato da aquisição para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #3.

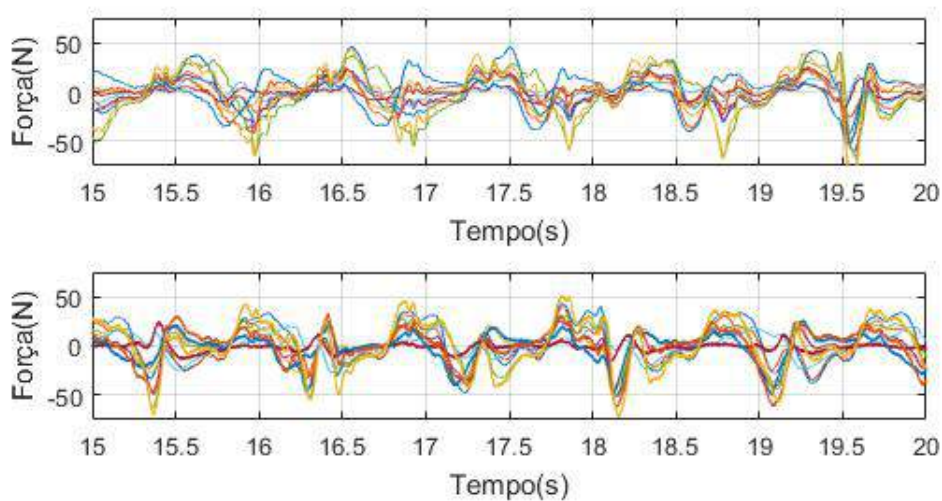


Figura 185 – Soma de todos os canais para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #3.

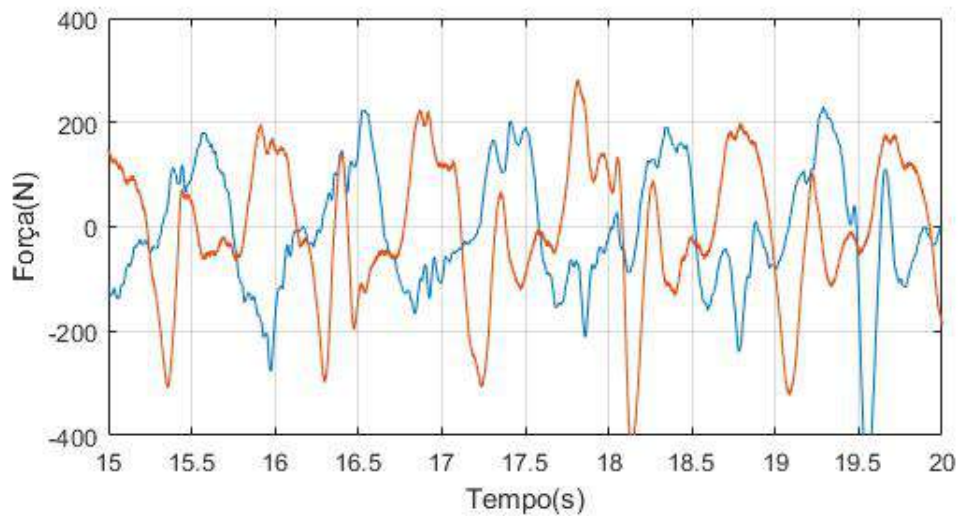


Figura 186 – Extrato da aquisição para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #4.

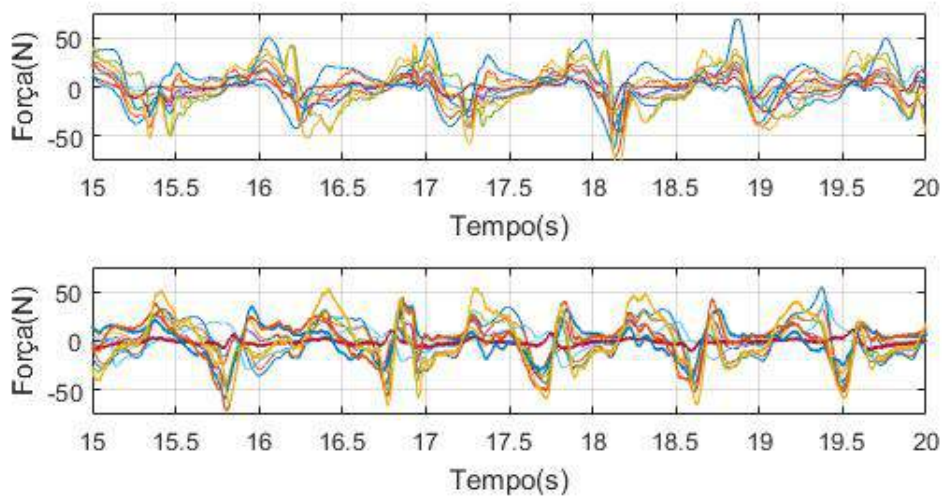


Figura 187 – Soma de todos os canais para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #4.

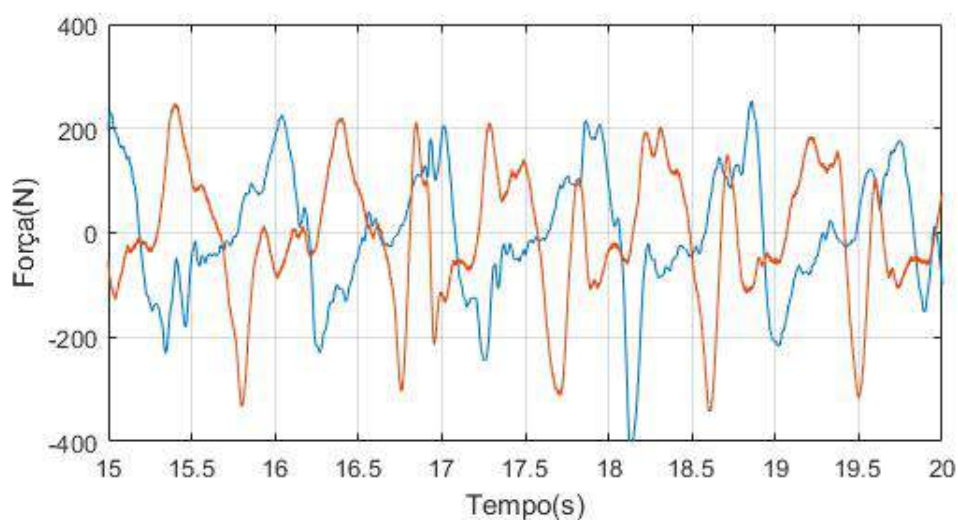


Figura 188 – Extrato da aquisição para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #5.

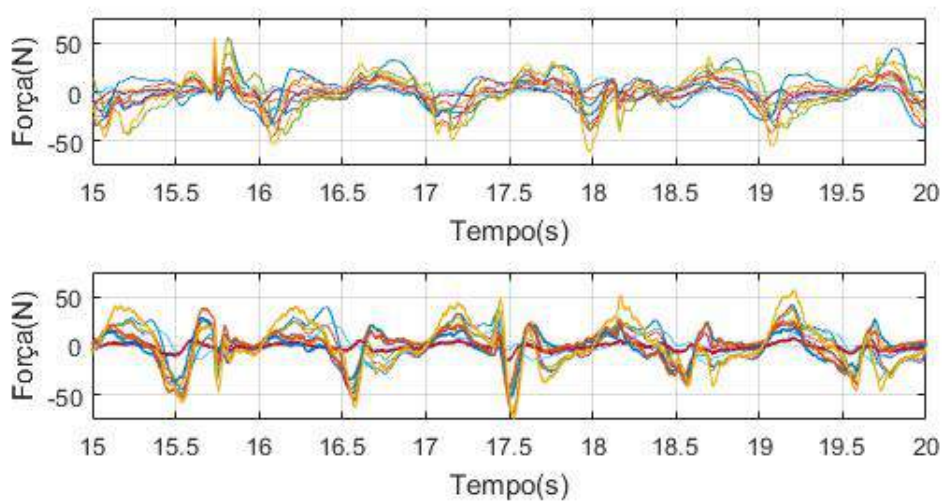


Figura 189 – Soma de todos os canais para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #5.

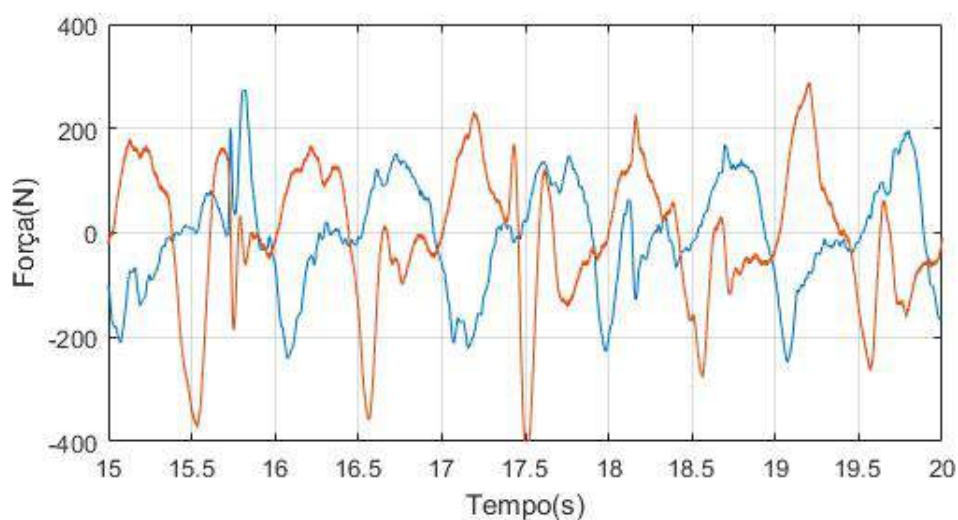


Figura 190 – Extrato da aquisição para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #6.

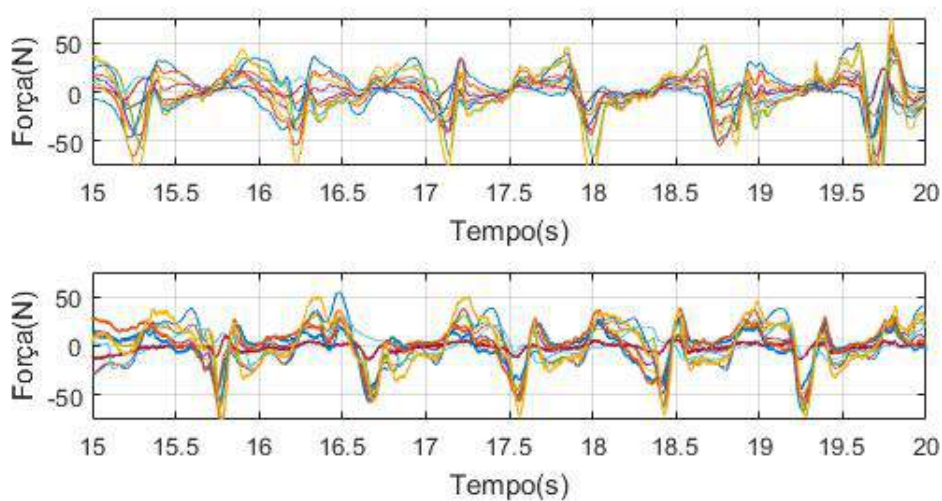


Figura 191 – Soma de todos os canais para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #6.

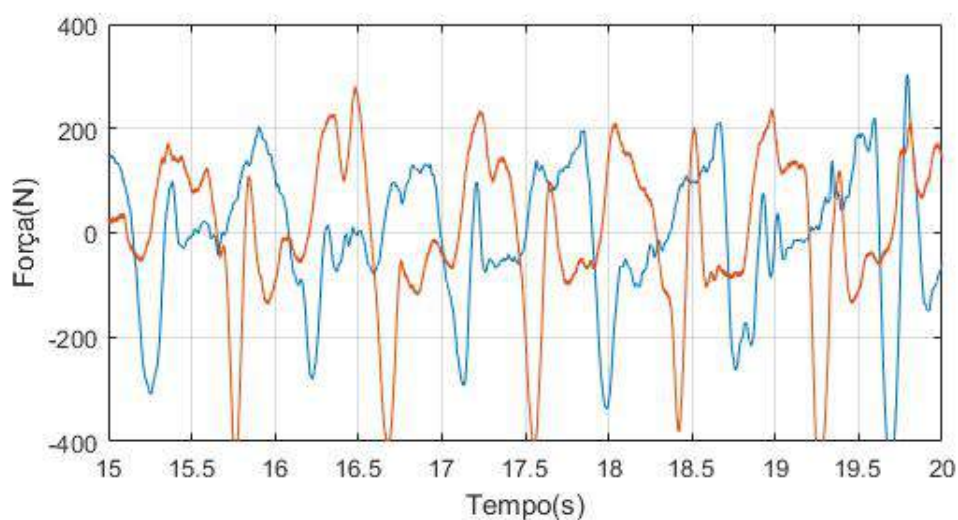


Figura 192 – Extrato da aquisição para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #7.

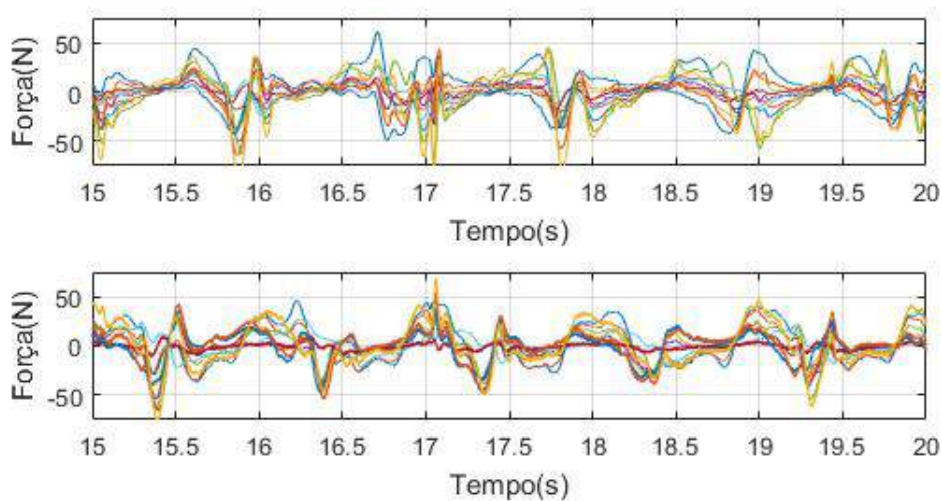


Figura 193 – Soma de todos os canais para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #7.

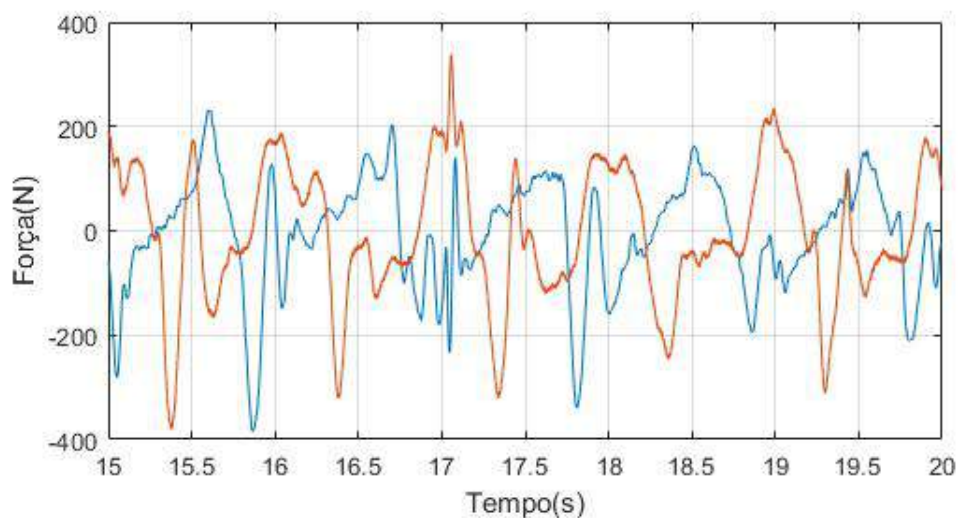


Figura 194 – Extrato da aquisição para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #8.

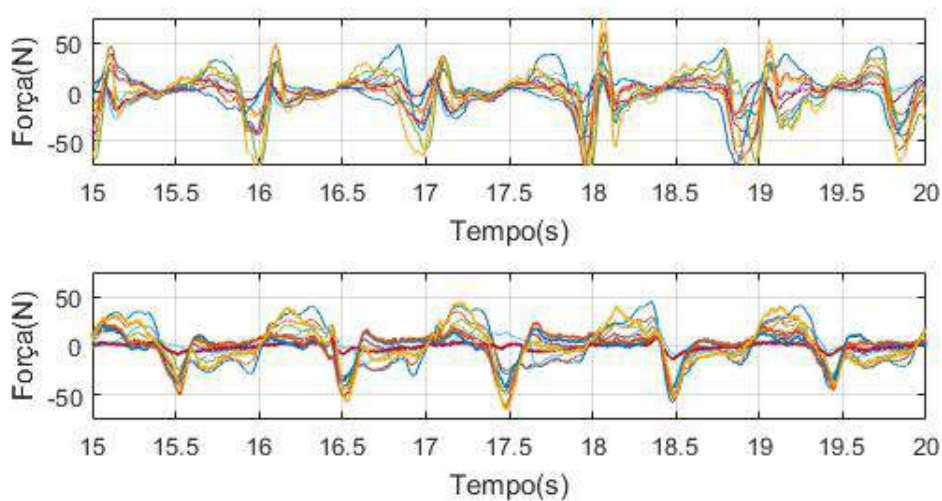


Figura 195 – Soma de todos os canais para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #8.

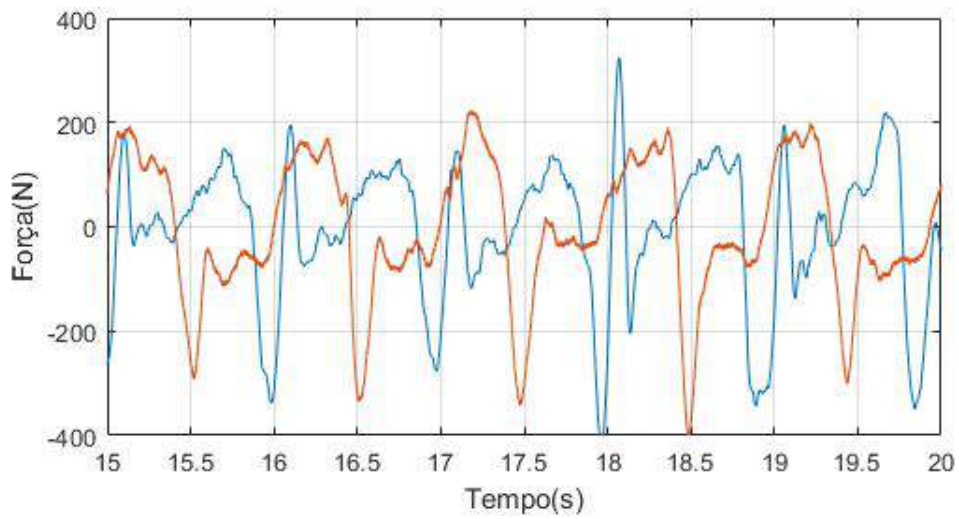


Figura 196 – Extrato da aquisição para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #9.

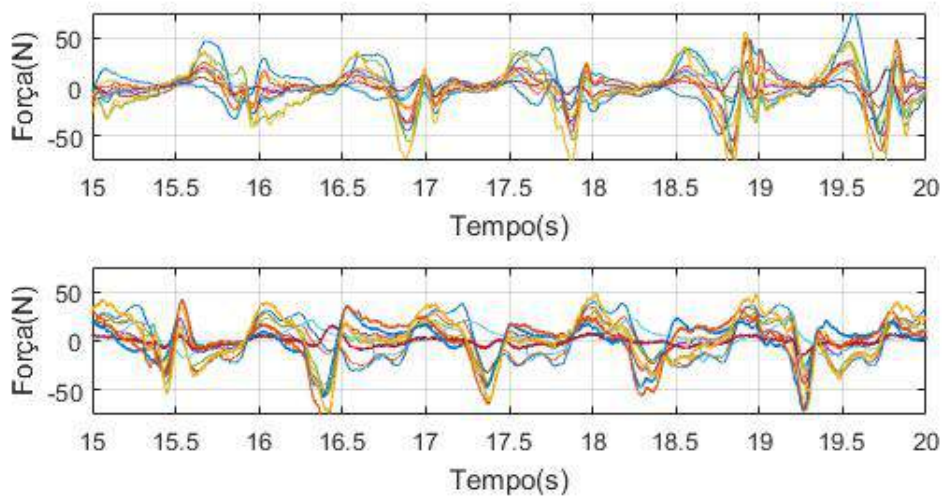


Figura 197 – Soma de todos os canais para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #9.

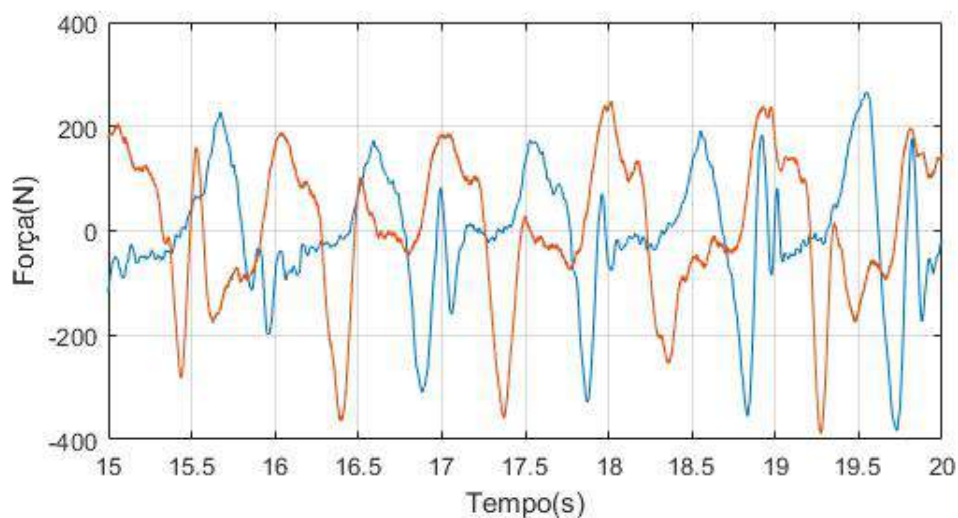


Figura 198 – Extrato da aquisição para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #10.

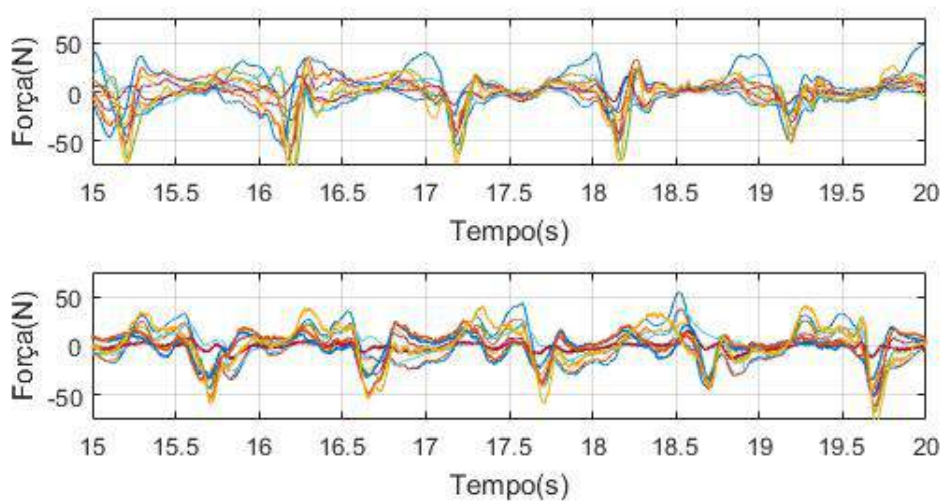


Figura 199 – Soma de todos os canais para o indivíduo #5 (pernas direita e esquerda, respectivamente) - ensaio #10.

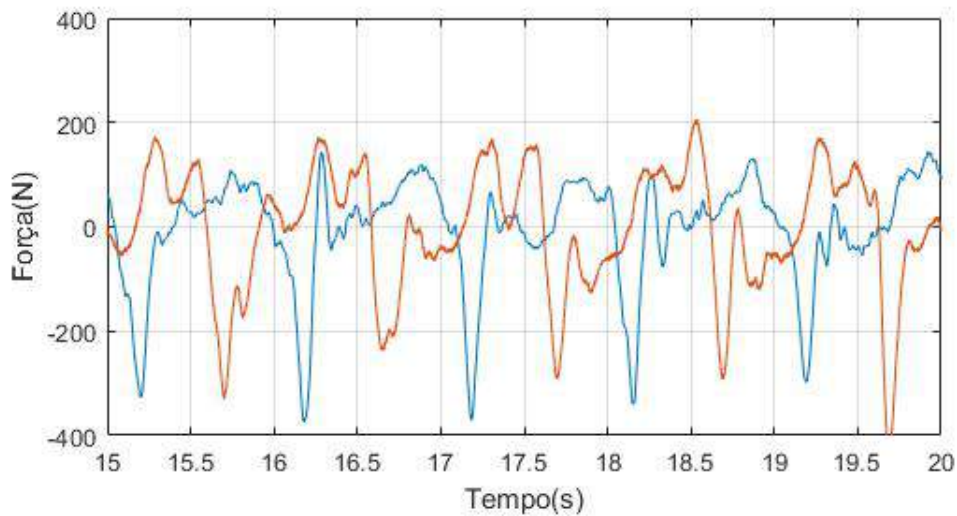


Tabela 23 – Média para a máxima da soma dos canais - Indivíduo #5.

Força (N)												
Lado	Ensaio										MÉDIA	DP
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9		
D	158,18	282,43	228,90	252,65	273,60	203,31	232,18	276,24	266,51	143,88	231,79	49,32
E	195,58	169,32	282,03	248,50	231,52	280,36	337,52	223,43	248,87	206,90	242,40	48,77

Tabela 24 – Desempenho individual dos canais - Indivíduo #5.

Força (N)													
Canal	Lado	Ensaio										MÉDIA	DP
		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9		
0	D	29,60	53,70	46,65	69,44	54,81	48,00	60,78	47,73	75,71	47,69	53,41	12,98
	E	29,71	37,61	43,11	54,22	39,77	54,64	45,93	44,29	40,23	54,64	44,42	8,24
1	D	16,55	28,64	23,63	26,92	24,59	22,57	25,87	27,56	27,52	17,33	24,12	4,23
	E	24,41	24,58	39,93	32,34	32,32	37,95	37,23	34,90	35,06	37,69	33,64	5,39
2	D	14,08	25,67	20,84	20,62	19,23	18,78	20,08	24,71	27,52	20,52	21,21	3,87
	E	22,06	34,26	29,86	35,82	25,66	28,67	34,90	21,86	33,87	23,98	29,09	5,47
3	D	16,56	24,47	27,08	21,38	24,23	20,71	22,62	37,27	30,76	24,25	24,93	5,75
	E	19,32	25,20	28,57	31,77	27,22	27,22	33,38	18,86	22,88	15,79	25,02	5,75
4	D	21,98	43,13	49,34	42,79	60,69	36,25	44,19	45,75	46,08	26,11	41,63	11,18
	E	22,51	27,21	31,24	31,84	32,18	30,07	40,73	29,11	31,10	29,77	30,58	4,56
5	D	9,94	19,24	17,32	24,13	22,76	18,05	27,99	24,33	23,67	22,86	21,03	5,07
	E	16,62	21,95	29,07	41,96	29,56	29,98	27,15	23,78	25,15	37,68	28,29	7,36
6	D	5,74	8,59	8,52	16,99	12,06	14,58	14,42	15,50	18,47	16,62	13,15	4,25
	E	4,90	8,23	25,94	12,65	10,99	39,23	11,55	14,32	17,08	16,53	16,14	9,90
7	D	12,12	15,39	32,42	32,30	24,57	35,70	42,61	38,05	48,28	36,38	31,78	11,42
	E	21,21	40,98	34,94	39,33	29,45	31,64	38,23	21,76	42,08	25,05	32,47	7,87
8	D	22,79	33,82	32,75	23,35	27,53	33,46	43,58	47,87	50,58	33,65	34,94	9,62
	E	25,87	43,16	48,93	44,31	39,13	44,31	54,11	28,18	42,59	26,45	39,70	9,75
9	D	29,65	55,85	52,08	43,43	58,71	45,25	45,82	53,32	55,59	28,58	46,83	10,61
	E	35,50	42,10	51,73	54,73	50,52	51,12	65,56	56,54	48,72	41,51	49,80	8,55