



**TESE DE DOUTORADO EM ENGENHARIA DE SISTEMAS
ELETRÔNICOS E DE AUTOMAÇÃO**

**INSTRUMENTAÇÃO PARA COLETA TELEMÉTRICA EM
TEMPO REAL DE FORÇAS APLICADAS EM PEDAIS**

Sandoval Tavares de Menezes

Brasília, setembro de 2018

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

FACULDADE DE TECNOLOGIA

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

**INSTRUMENTAÇÃO PARA COLETA TELEMÉTRICA EM
TEMPO REAL DE FORÇAS APLICADAS EM PEDAIS**

SANDOVAL TAVARES DE MENEZES

**ORIENTADOR: JAKE CARVALHO DO CARMO
COORIENTADOR: FRANCISCO ASSIS OLIVEIRA NASCIMENTO**

**TESE DE DOUTORADO EM ENGENHARIA DE SISTEMAS
ELETRÔNICOS E DE AUTOMAÇÃO**

**PUBLICAÇÃO: PGEA, TD 132/18
BRASÍLIA/DF: SETEMBRO/2018**

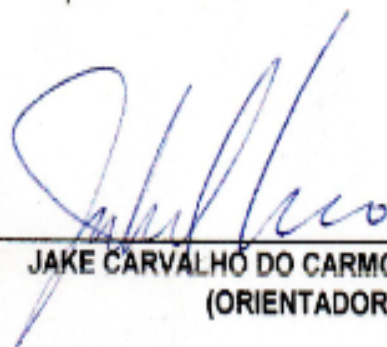
**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**INSTRUMENTAÇÃO PARA COLETA TELEMÉTRICA EM TEMPO
REAL DE FORÇAS APLICADAS EM PEDAIS**

SANDOVAL TAVARES DE MENEZES

TESE DE DOUTORADO SUBMETIDA AO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA DA FACULDADE DE TECNOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR.

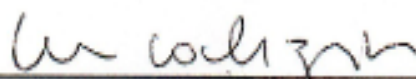
APROVADA POR:



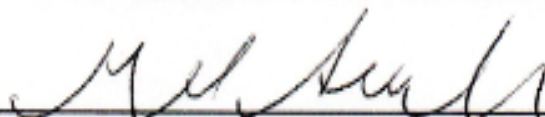
JAKE CARVALHO DO CARMO, Dr., FEF/UNB
(ORIENTADOR)



ADSON FERREIRA DA ROCHA, Dr., ENE/UNB
(EXAMINADOR INTERNO E VINCULADO AO PROGRAMA)



LUIS MOCHIZUKI, Dr., UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
(EXAMINADOR EXTERNO E NÃO VINCULADO AO PROGRAMA)



MARCELINO MONTEIRO DE ANDRADE, Dr., FACULDADE DO GAMA/UNB
(EXAMINADOR INTERNO E NÃO VINCULADO AO PROGRAMA)

Brasília, 19 de setembro de 2018.

FICHA CATALOGRÁFICA

MENEZES, SANDOVAL TAVARES DE

Instrumentação para Coleta Telemétrica em tempo real de forças aplicadas em pedais [Distrito Federal], 2018.

xx, 115 p., 210 x 297 mm (ENE/FT/UnB, Doutor, Tese de Doutorado – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia).

Departamento de Engenharia Elétrica.

1. Instrumentação	2. Telemetria	3. Pedais Instrumentados
4. Pontes Wheatstone	5. Strain Gages	6. Encoder Rotativo
I. ENE/FT/UnB	II. Título (Série)	

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

MENEZES, S. T. (2018). Instrumentação para Coleta Telemétrica em tempo real de forças aplicadas em pedais. Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica, Publicação PGEA, TD 132/18, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 115p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Sandoval Tavares de Menezes

TÍTULO: Instrumentação para Coleta Telemétrica em tempo real de forças aplicadas em pedais.

GRAU: Doutor

ANO: 2018

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

Sandoval Tavares de Menezes

S.Q.S 410 Bloco “B” Ent. “D” Ap. 102

70220-220 – Brasília – DF – Brasil

DEDICATÓRIA

Ao meu filho Kelwin dos Santos Menezes.

À minha filha Kézia dos Santos Menezes.

À minha esposa Lílian dos Santos.

Ao meu pai José de Sousa Menezes.

(In Memoriam).

À minha mãe Marialva Tavares da Câmara.

(In Memoriam).

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por me dar força necessária para a conclusão desta Tese.

Também gostaria de agradecer:

Ao Professor Dr. Jake do Carmo Carvalho exemplo de profissionalismo, que sempre confiou em um orientando de outra área com o propósito de desenvolver um projeto novo, sempre disposto a incentivar a busca de informação em outras áreas do conhecimento nas quais me identifiquei. Obrigado pela motivação para encarar o desenvolvimento deste estudo e por sempre apoiar minhas atividades principalmente com incentivos e críticas no decorrer deste trabalho;

Ao Professor Dr. Francisco Assis de Oliveira Nascimento pela orientação, pela paciência e por todas as oportunidades concedidas desde o meu mestrado, pela amizade, confiança e companheirismo. Abraçou este projeto como se fosse meu orientador principal no decorrer final do andamento deste trabalho

Ao Sr. José Roberto Peixoto Martins pela compreensão e pelo grande incentivo durante todo o desenvolvimento. Sua participação foi fundamental para a elaboração deste projeto. Ensinou-me muito sobre layout, componentes SMD, montagens e calibração. Conhecimentos estes que foram muito úteis para a complementação do projeto. Muito Obrigado;

À Secretaria de Estado de Educação do Distrito Federal por permitir o meu afastamento para cursar este doutorado na área de pesquisa voltada para minhas atividades didáticas pedagógicas.

Em especial ao meu pai, minha família e amigos pelo suporte e por entenderem a minha ausência nesse período.

Não poderia deixar de fazer um agradecimento especial à Universidade de Brasília pela estrutura; à Faculdade de Tecnologia em especial ao Departamento de Engenharia Elétrica e à Faculdade de Educação Física pela oportunidade e voluntariedade de seus colaboradores.

Sandoval Tavares de Menezes

PENSAMENTOS

“É fazendo que se aprende a fazer aquilo que se deve aprender a fazer.”

Aristóteles

“Para mudar o mundo, as invenções devem partir de um princípio: mudar primeiro o nosso cotidiano”.

Site da Intel.

“Existem inúmeras maneiras de se fazer uma diferença, desde inventar coisas, gerar novos empregos, criar novos produtos, até ajudar os outros com o dinheiro obtido. O segredo da felicidade, portanto, não é ganhar dinheiro, que a maioria acabará perdendo de uma forma ou de outra. O segredo é ter feito uma diferença”.

Stephen Kanitz

“Uma ideia sem execução é apenas um sonho”.

Saint-Simon

A todos que acreditaram em um “sonho”, enfim realizado.

RESUMO

INSTRUMENTAÇÃO PARA COLETA TELEMÉTRICA EM TEMPO REAL DE FORÇAS APLICADAS EM PEDAIS

Autor: Sandoval Tavares de Menezes

Orientador: Dr. Jake Carvalho do Carmo

Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica

Brasília, setembro de 2018

As técnicas utilizadas para estudo de forças aplicadas ao pedal poucas vezes apresentam análise das forças proveniente de célula de carga alocadas aos pedais esquerdo e direito simultaneamente. Apesar de a literatura pertinente apresentar estudos relatando forças aplicadas aos dois pedais o que se percebe é que a maioria exibe estudos e resultados apenas para um dos pedais. Partindo dessa premissa esta pesquisa motivou o desenvolvimento de instrumentação que utiliza a técnica de digitalização dos sinais provenientes dos sensores da célula de carga em ambos os pedais durante o ato de pedalar. O trabalho em questão apresenta a digitalização dos sinais que é feita eletronicamente nos pedais onde o pedal esquerdo transmite via transceptor NRF24L01, seus dados ao pedal direito. O resultado é uma matriz montada com as forças e os ângulos dos dois pedais e do pedivela que é transmitida via Bluetooth HC-06 a um computador onde a Interface Homem Máquina - IHM permite visualizar, em tempo real, as formas de ondas dos sinais. A tecnologia embarcada na instrumentação utiliza microcontrolador RISC - Atmega 328P, Pontes de Wheatstone com strain gages, amplificadores instrumentais INA122, Célula de Carga em cada um dos pedais, Unidade inercial - MPU6050 para leitura dos ângulos dos pedais e Encoder Rotativo - KY040 para leitura dos ângulos dos pedivelas sendo tudo implementado em um sistema instalado nos pedais compostos de uma estrutura mecânica (célula de carga) e uma estrutura eletrônica (SMD) para aquisição e processamento do sinal de força. Esta instrumentação permitiu a realização de análise de forças com diferentes estratégias tais como pedalada normal com os dois pés e pedalada com apenas um pé e a avaliação das mesmas. Os resultados dos testes mostraram o contorno da força aplicada durante o ciclo da pedalada de modo que permita melhorar o desempenho do atleta. O objetivo principal da ferramenta é fornecer dados para que se possa subsidiar a melhora da técnica de pedalada.

Palavras-Chaves: Instrumentação, Telemetria, Pedais Instrumentados, Pontes Wheatstone, *Strain Gages*.

ABSTRACT

INSTRUMENTATION FOR REAL-TIME TELEMETRY COLLECTION OF FORCES APPLIED ON THE PEDALS

Author: Sandoval Tavares de Menezes

Supervisor: Dr. Jake Carvalho do Carmo

Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica

Brasília, september of 2018

The techniques used to study of forces applied to the pedal a few times feature analysis of the forces from the load cell allocated to the left and right pedals simultaneously. Although the relevant literature to present studies reporting forces applied to the two pedals what you realize is that most displays studies and results only for one of the pedals. From this premise this research led to the development of instrumentation that uses the technique of scanning of the signals from the load cell sensors on both the pedals during the Act of riding. The work presents the digitalization of signals is made electronically on the pedals where the left pedal broadcasts via transceiver NRF24L01, your data the right pedal. The result is an array mounted with the forces and angles of the two pedals and Crankset that is transmitted via Bluetooth HC-06 to a computer where the human machine Interface-HMI allows you to view, in real time, the waveforms of the signs. On-board instrumentation technology uses RISC microcontroller-Atmega 328P, Wheatstone bridges with strain gages, instrumental amplifiers INA122, load cell in each one of the pedals, inertial Unit-MPU6050 to measure the angles of pedals and Rotary Encoder-KY040 to measure the angles of the Crankset being all implemented on a system installed on the pedals of a mechanical structure compounds (load cell) and an electronic structure (SMD) for signal acquisition and processing strength. This instrumentation allowed analysis of forces with different strategies such as normal pedaling with both feet and pedaling with only one foot and the evaluation of the same. The results of the tests showed the outline of the force applied during the pedaling cycle so that improve the performance of the athlete. The main objective of the tool is to provide data in order to subsidize the improvement of pedaling technique.

Keywords : Instrumentation, telemetry, Instrumented Pedals, Wheatstone Bridge, *Strain Gage*.

SUMÁRIO

1 – INTRODUÇÃO	1
1.1 – CONTEXTUALIZAÇÃO.....	1
1.2 – DEFINIÇÃO DO PROBLEMA.....	2
1.3 – OBJETIVO DO TRABALHO.....	3
1.3.1 – Objetivo geral.....	3
1.3.2 – Objetivos específicos.....	3
1.4 – ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	3
1.5 – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	5
1.6 – O ESTADO DA ARTE.....	9
1.7 – DEFINIÇÕES.....	11
1.7.1 – Strain gage.....	12
1.7.2 – Amplificador instrumental - INA 122.....	13
1.7.3 – Filtro passa baixas.....	14
1.7.4 – Unidade inercial.....	15
1.7.5 – Encoder rotativo.....	19
1.7.6 – Módulo <i>bluetooth</i>	20
1.7.7 – Fonte de alimentação.....	22
2 – MATERIAIS E MÉTODOS	23
2.1 – CALIBRAÇÃO.....	23
2.1.1 – Ângulo do pedal (α) e do pedal (β).....	25
2.1.2 – Ângulo relativo entre pedal e pedivela.....	25
2.2 – ARQUITETURA DO SISTEMA.....	29
2.2.1 – Análise do sistema por meio do diagrama de blocos.....	31
2.2.2 – Detalhamento da descrição de Funcionamento do circuito	31
2.2.3 – Desenvolvimento do Hardware e sua Integração.....	33
2.2.4 – <i>Strain gages</i>	34
2.2.5 – Ponte de <i>Wheatstone</i> com extensômetros <i>strain gages</i>	35
2.2.6 – Amplificadores operacionais de instrumentação.....	38
2.2.7 – Filtro passa baixa.....	40
2.2.8 – Microcontrolador Atmega 328P.....	41
2.2.9 – Unidade inercial.....	43

2.2.10 – Encoder rotativo.....	45
2.2.11 – Módulo <i>Bluetooth</i>	46
3 – SOFTWARES UTILIZADOS NO DESENVOLVIMENTO.....	48
3.1 – SIMULADOR <i>PROTEUS</i>	48
3.2 – LabVIEW.....	49
3.3 – PROGRAMADOR SERIAL – PROGISP (VER 1.72).....	51
3.4 – COMUNICADOR SERIAL – RcomSerial.....	53
4 – DESENVOLVIMENTOS DOS ALGORÍTMOS.....	55
4.1 - ÂNGULO DO PEDAL E ÂNGULO DO PEDIVELA.....	55
4.1.1 – Definição do sistema de coordenada global e auxiliar.....	55
4.1.2 – Dedução das componentes de força de reação ao pedal.....	55
4.2 - ÂNGULO RELATIVO ENTRE O PEDAL E O PEDIVELA.....	57
4.2.1 – Equações da relação dos ângulo do pedal e do pedivela.....	58
4.2.2 – Decomposição da força tangencial ao pedal.....	59
4.2.3 – Equação da força efetiva e resultante aplicadas ao pedal.....	59
4.3 - ÂNGULO DA UNIDADE INERCIAL IMU 6050.....	60
4.3.1 – Transformação dos valores em ângulos e cálculos do offset.....	60
4.3.2 – DMP (Digital Motion Processor) como redutor de desvio.....	61
4.3.3 – Cálculo do ângulo de inclinação e rotação.....	63
5 – RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	65
5.1 – PROCESSAMENTO DOS SINAIS DA PONTE DE WHEASTONE.....	74
5.2 – CALIBRAÇÃO.....	74
5.3 – SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS.....	74
6 – CONCLUSÕES.....	76
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	79
APÊNDICES	
A - Circuito eletrônico.....	86
B - Serigrafia lado dos componentes e Serigrafia lado da solda.....	87

C - Programa em C do transmissor localizado no pedal esquerdo.....	88
D - Programa em C do transmissor localizado no pedal direito.....	97
E - Programa de calibração em MatLab.....	106
F - Fotografias do ambiente de desenvolvimento.....	113
G - Forças aplicadas nos pedais e transmissão Bluetooth.....	114
H - Layout das interfaces de recepção Bluetooth e da nova IHM.....	115

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.1 – Exemplos de comando AT.....	22
Tabela 2.1 – Massas aplicadas na vertical e na horizontal para calibração.....	24
Tabela 2.2 – Dados lidos dos sensores do pedal.....	32
Tabela 2.3 – Ligação entre MPU e Encoder Rotativo.....	47
Tabela 4.1 – Cálculo do offset finalizado.....	61
Tabela 5,1 - Matriz de dados dos sinais dos pedais.....	66
Tabela 5,2 - Legenda das figuras do capítulo 5.....	67

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Pedal instrumentado de Dorel S. et al.....	06
Figura 1.2 – 1° pedivela instrumentado (SRM).....	07
Figura 1.3 – Pedivela instrumentado (SRM) e Pioneer.....	08
Figura 1.4 – Extensômetro de fio e Extensômetro de lâmina.....	12
Figura 1.5 – Strain Gage elétrico de resistência e aplicado à célula de carga.....	13
Figura 1.6 – Amplificador de instrumentação INA 122.....	13
Figura 1.7 – Diagrama esquemático do amplificador INA122.....	14
Figura 1.8 – Filtro RC passa-baixa com frequência de corte em 10 Hz.....	14
Figura 1.9 – Representação de um Acelerômetro ADXL de tecnologia MEMS.....	15
Figura 1.10 – Componentes da Tecnologia MEMS.....	16
Figura 1.11 – Um motor de silício MEMS comparado a um fio de cabelo humano.....	17
Figura 1.12 – Orientação dos eixos de sensibilidade e polaridade da rotação.....	17
Figura 1.13 – Diagrama de blocos do componente MPU6050.....	18
Figura 1.14 – Disposição dos pinos do circuito integrado MPU-6050.....	18
Figura 1.15 – Placa e terminais da MPU-6050.....	19
Figura 1.16 – Encoder Rotativo KY-040.....	20
Figura 1.17 – Módulo <i>Bluetooth</i> utilizado: HC-06.....	21
Figura 1.18 – Conexão do Módulo <i>Bluetooth</i> ao ATmega 328P.....	21
Figura 2.1 – bancada de testes: calibração.....	24
Figura 2.2 – Calibração das Pontes Anterior e Superior.....	24
Figura 2.3 – Componentes normal e tangencial ao pedivela da força normal.....	26
Figura 2.4 – Dados do Pedal esquerdo e direito.....	27
Figura 2.5 – Interface Homem Máquina - IHM.....	28
Figura 2.6 – Diagrama de blocos.....	30
Figura 2.7 – Strain gages do fabricante Kyowa.....	35
Figura 2.8 – Ponte de <i>Wheatstone</i> com resistores.....	35
Figura 2.9 – Ponte de <i>Wheatstone</i> com meia ponte de <i>strain gages</i>	37
Figura 2.10 – Célula de carga em formato de U.....	37
Figura 2.11 – Configuração básica de um amplificador de instrumentação.....	38
Figura 2.12 – Configuração dos pinos do amplificador de instrumentação INA 122.....	39
Figura 2.13 – Estágio de amplificação com ganho de aproximadamente 6065.....	39
Figura 2.14 – Filtro RC passa-baixa com frequência de corte em 10 Hz.....	40
Figura 2.15 – Variação ganho de tensão A_v e fase em função da variação de frequência...41	41

Figura 2.16 – Circuito do microcontrolador com o gravador ISP.....	42
Figura 2.17 – Mapa da disposição dos pinos do microcontrolador ATmega 328P.....	43
Figura 2.18 – Circuito da MCU e IMU.....	44
Figura 2.19 – Inicialização das variáveis do IMU 6050.....	44
Figura 2.20 – Ângulos referentes às posições do pedivela.....	45
Figura 2.21 – Circuito do microcontrolador e <i>Encoder</i> Rotativo.....	45
Figura 2.22 – Firmware de inicialização e leitura do <i>Encoder</i> Rotativo.....	46
Figura 2.23 – Circuito do Microcontrolador, gravador ISP e <i>Bluetooth</i>	47
Figura 3.1 – Tela de apresentação do Proteus 8.....	48
Figura 3.2 – Painel frontal do sistema de análise de dados vindo do pedal.....	50
Figura 3.3 – Aplicando força vertical (simulada) ao pedal na plataforma de teste.....	51
Figura 3.4 – Configuração dos fusíveis do PROGISP (Ver 1.72).....	52
Figura 3.5 – Interface do PROGISP (Ver 1.72).....	52
Figura 3.6 – Configuração da Porta Serial e das HotKeys do PROGISP (Ver 1.72).....	53
Figura 3.7 – Interface Homem Máquina (IHM) do software <i>RcomSerial</i>	54
Figura 4.1 – Componentes vertical e horizontal da força normal ao pedal (F_{nPd}).....	55
Figura 4.2 – Componente vertical e horizontal da força tangencial ao pedal (F_{tPd}).....	57
Figura 4.3 – Componentes vertical e horizontal da força normal ao pedal (F_{nPd}).....	58
Figura 4.4 – Componentes vertical e horizontal da força normal ao pé de vela (F_{nPDV})..	59
Figura 4.5 – sistema cartesiano tridimensional.....	63
Figura 5.1 – Ciclo de pedalada completa do pedal esquerdo - ADC e Ângulos - Atleta 1..	68
Figura 5.2 – Ciclo de pedalada completa do pedal esquerdo - Forças - Atleta 1.....	68
Figura 5.3 – Ciclo de pedalada completa do pedal direito - ADC e Ângulos - Atleta 1.....	68
Figura 5.4 – Ciclo de pedalada completa do pedal direito - Forças - Atleta 1.....	69
Figura 5.5 – Ciclo de pedalada completa PDE + PDD - Atleta 1.....	69
Figura 5.6 – Ciclo de pedalada completa do pedal esquerdo - ADC e Ângulos - Atleta 2..	70
Figura 5.7 – Ciclo de pedalada completa do pedal esquerdo - Forças - Atleta 2.....	70
Figura 5.8 – Ciclo de pedalada completa do pedal direito - ADC e Ângulos - Atleta 2.....	70
Figura 5.9 – Ciclo de pedalada completa do pedal direito - Forças - Atleta 2.....	71
Figura 5.10 – Ciclo de pedalada completa PDE + PDD - Atleta 2.....	71
Figura 5.11 – Ciclo de pedalada completa do pedal esquerdo - apenas um pé - Atleta 1....	72
Figura 5.12 – Ciclo de pedalada (PDE) - Força Efetiva usando apenas um pé - Atleta 1...72	
Figura 5.13 - Ciclo de pedalada completa do pedal esquerdo apenas um pé - Atleta 2.....	73
Figura 5.14 - Ciclo de pedalada (PDE) - Força Efetiva usando apenas um pé - Atleta 2....	73

LISTA DE SÍMBOLOS, NOMENCLATURA E ABREVIACÕES

Organizações e softwares:

FTDI – Future Technology Devices International Ltd;

IEEE – Institute of Electrical and Electronic Engineers;

INSEP – National Institute for Sports and Physical Education;

ISO – International Organization for Standardization;

NI – National Instruments;

LabVIEW - Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench;

Labcenter Eletronics Ltda - Empresa criadora do software de simulação Proteus;

MatLab - Software de programação que utiliza matrizes matemáticas;

PSPICE® - Empresa detentora das equações dos componentes de simulação;

RcomSerial - Software de transmissão e recepção de dados serial;

Rogercom® - Empresa desenvolvedora do software RcomSerial.

Siglas:

AC – *Alternate current* - Corrente alternada;

ADC – *Analogical to Digital Converter* - Conversor analógico para digital;

ANT+ – Protocolo de Comunicação de Ciclo-computadores;

AOI – Amplificador Operacional de Instrumentação;

ARES – Advanced Routing and Editing: modulo do projeto de circuito impresso;

BPS = bps - Bits por segundo;

C/C++ – Linguagem de programação;

CBB – Congresso Brasileiro de Biomecânica;

CI – Circuito Integrado;

CISC – *Complex Instruction Set Computer* - Computador com set de instrução complexa;

CLK – Clock - Relógio do circuito (CPU, uC, Contador etc);

CMR – Rejeição Modo Comum;

CPU – Central Processing Unit = Microcomputador;

DC – *Direct current* - Corrente contínua;

DIP – *Dual Inline Package* - Encapsulamento em duas linhas;

DMP – *Digital Motion Processor*TM;

DT – Data = Dados;

EEPROM – Electrical Erasable Programmable Read Only Memory;

ERC – Encoder Rotativo Contínuo;

FE – Força Efetiva;

FEF – Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília (UnB);

FI – Força Ineficaz;

FIFO – First In First Out;

FnPd – Componente normal da força aplicada ao pedal;

FnPdH – Componente horizontal de força normal aplicada ao pedal;

FnPdV – Componente vertical da força normal aplicada ao pedal;

FtPd – Componente da força de reação do pedal aplicada ao pedal;

FtPdH – Componente horizontal de força tangencial aplicada ao pedal;

FtPdV – Componente vertical da força tangencial aplicada ao pedal;

FnPDV – componente normal ao pé de vela da força normal aplicada ao pedal;

FtPDV – componente tangencial ao pé de vela da força normal aplicada ao pedal;

FR – Força Resultante;

FT – Força Total;

FET – *Field Effect Transistor* - Transístor de efeito de campo;

FPB – Filtro Passa Baixa;

FONT – Fonte de alimentação;

Fx – Força Normal;

Fy – Força Tangencial;

GND – *Ground* - Massa;

J4 – Conector;

Hz – Hertz;

HD – *Hard Disk*;

ICT – Instrumentação de Coleta Telemétrica;

IDE – Interface de Desenvolvimento integrado;

IHM – Interface Homem Máquina;

IMU – Unidade Inercial;

INT – Interrupção;

IOA – Instrumental Operational Amplifier - Amplificador Operacional de instrumentação;

I/O – *Input/Output* - Entrada e saída;

ISP – In circuit Serial Programmer - Programador serial no circuito;

ISIS – *Intelligent Schematic Input System*: módulo captura componentes (esquema);

I2C – Inter-Integrated circuit - Protocolo de comunicação;

kB – Quilobyte = 1.000 bytes;

LSB – *Least Significant Bit* - Bit menos significativo;

LSD – *Least Significant Digit* - Dígito menos significativo;

MCU – Microcontroller Unit - Microcontrolador;

MEMS – Sistemas Micro Eletro Mecânicos - *Micro-Electro-Mechanical-Systems*

MHz – Mega Hetz = 1.000.000 Hz;

MISO – Master In Slave Out;

MOSI – Master Out Slave In;

Modo IDLE – Modo de baixo consumo de energia;

Modo POWER DOWN – *Modo de consumo de energia próximo de zero*

MPU – Microprocessor Unit - Microprocessador;

Mx, My, Mz – Momentos nos eixos x, y, x;

NC – Não Conectado;

NTC – *Negative Temperature Coefficient*;

P = Paridade;

PCI – Placa de circuito impresso;

PDA – Placa de Desenvolvimento Arduino;

PDIP – Plastic Dual Inline Package;

PROGISP – Programador serial no circuito;

PTC – *Positive Temperature Coefficient*;

PWM – Pulse Width Modulation;

RAE – Erro referido à entrada;

RAS – Erro referido à saída;

RESET - Comando de reinicialização de programa;

RISC – *Reduced Instruction Set Computer* - Computador com set de instrução reduzido;

RMS – *Root mean square* - Valor eficaz;

SEM – Schöberer Rad Messtechnik;

RC – Rede Resistor Capacitor;

RG – Resistor de Ganho;

RX – Recepção de dados;

SCL – Serial Clock;

SCK – Serial Clock;

SDA – Serial Data;

SESG – Sensores *Strain gages*;
SG – *Strain Gages*;
SI – Sistema Internacional;
SMD – Superficial *mounting device* - Componentes de montagem em superfície;
SMT – *Surface Mounted Technology* - Tecnologia de montagem em superfície;
SP – Stop Bit = Bit de parada;
SPI – Serial Peripheral Interface - Interface de Programação Serial;
SRAM – Static Random Access Memory;
SW – Switch - Chave;
Tx – Transmissão de dados;
USART – Universal Serial Asynchronous Reception Transmission;
Ver – Versão;
Vcc – Tensão de alimentação;
VDD – Tensão de alimentação;
VSM – *Virtual System Modelling*: módulo de simulação baseado no PSPICE;
XCL – *Master Serial Clock*;
XDA – *Master Serial Data*;
XTAL - Cristal oscilador;
XY – Sistema de coordenadas global;
X'Y' – sistema de coordenadas auxiliar.

Termos Anglo-saxônicos (Português – Inglês):

Aliasing – Distorção espectral;
Alternate Current (AC) – Corrente alternada;
Baud Rate – Taxa de transmissão de bits por segundo numa determinada aplicação;
Bit stream – Conjunto/ Sequência de bits;
Bootloader – Sistema de inicialização do microcontrolador;
Buffer – Região de memória temporária utilizada para escrita e leitura de dados;
Direct Current (DC) – Corrente contínua;
Duty-cycle – Ciclo ativo;
Encoder – Codificador;
Feedback – Realimentação;
Firmware – Programa dedicado à uma única máquina;
flash – Memória de programa;

freeware – Programa de distribuição gratuita;
full duplex – Transmissão e recepção simultâneas;
Hot Keys – Chaves de atalho na interface de programação;
Loop – Ciclo infinito ou Laço;
Master – Mestre;
Noise Reduction – Redução de ruído;
Open source – Código aberto;
Offset – Desvio;
Proteus – Software de simulação de circuitos eletrônicos;
Random Access Memory (RAM) – Memória de acesso aleatório;
Read Only Memory (ROM) – Memória apenas de leitura;
Slave – Escravo;
Slew Rate – Velocidade de varrimento;
Standby – Em espera;
Timer counter – Registrador contador de tempo;
Trigger – Disparo, sincronismo;
Virtual Instrument (VI) – Instrumento virtual;
Watchdog – Vigia da CPU;
Windows – Software de gerenciamento de programas.

Símbolos:

α – Ângulo do pedal;
 β – Ângulo do pé de vela;
 A_v – Ganho em malha aberta;
 A_{vd} – Ganho para tensão diferencial;
BW – Largura de banda;
°C – Grau Centígrado;
 Δf – Deslocamento de fase;
dB – Decibel;
Excell – Programa de planilhas de cálculo;
 G_v – Ganho de tensão de um amplificador;
 $+V_{dd}$ - Tensão de alimentação positiva;
 $-V_{dd}$ – Tensão de alimentação negativa;
 V_{in} – Tensão de entrada;

VIN – diferença entre as duas tensões de entradas ($VIN = V_{in+} - V_{in-}$);

"Vin+" – Entrada não inversora de um amplificador;

"Vin-" – Entrada inversora de um amplificador;

Vout ou Vo – Tensão de saída;

Vs – Tensão da fonte;

fd – Faixa de passagem (Unit-Gain Crossover Frequency);

g – Grama;

Kg – Kilograma;

Sr – Slew Rate;

mA – Miliampère;

nA – Nano Ampère

μ A – Microampère;

Newton (N) – Grandeza utilizada para medir o peso de um corpo;

Xc – Reatância capacitiva;

Zin – Impedância de entrada;

Zout – Impedância de saída;

Ω – OHM = Unidade de medida de resistividade;

Word – Programa editor de texto;

ω – Frequência angular;

ω_c – Frequência de corte.

1 – INTRODUÇÃO

Nesta seção é apresentada a contextualização dos existentes sistemas de medição de forças aplicadas em pedais que utilizam ambiente controlado de laboratório e tecnologia aplicada ao pedivela e o sistema aqui proposto com a quebra de paradigma referente a aquisição e análise de dados dos pedais utilizando célula de carga com *strain gages* e procedimento de telemetria. Em seguida são apresentados o objetivo geral e os específicos assim como a organização dessa tese. Também é apresentado a evolução no desenvolvimento dos pedais instrumentados feita tanto por pesquisadores quanto por algumas empresas seguida do estado da arte do desenvolvimento. Tal estudo é o objeto principal que consiste do desenvolvimento de um par de pedais instrumentados para que sejam feitas a leitura das componentes de força aplicada aos pedais durante o ciclo de pedalada no real ambiente de treino ou competição. Por fim, são apresentadas as definições de cada bloco do sistema que compõe a ferramenta.

1.1 – CONTEXTUALIZAÇÃO

A literatura pertinente mostra que atualmente existem poucos sistemas de medição de força aplicada aos pedais utilizando simultaneamente transmissão via radio frequência entre os mesmos e entre o computador. São poucos também os sistemas que utilizam célula de carga nos pedais para análise de forças aplicadas em ambos os pedais durante o ciclo de pedalada. A maioria dos sistemas ou são conectados por fios ou não utilizam célula de carga nos pedais e sim sensores *strain gages* no pedivela.

Na procura de uma alternativa viável aos existentes sistemas de medição de forças aplicadas ao pedal no ato de pedalar buscou-se desenvolver um equipamento de aquisição e análise de dados utilizando procedimento de telemetria com ferramentas de desenvolvimento que utilizam software livre e componente tecnologicamente moderno e de baixo custo disponibilizados pelo mercado.

Procurou-se, também, integrar na solução encontrada um programa que permite não só analisar o resultado das medições que vão sendo feitas em tempo real como também efetuar o armazenamento de cada aplicação prática de modo a poder ser feito um

tratamento, por analogia, com outro arquivo coletado e a partir daí concluir qual foi a melhor técnica de pedalada aplicada.

Com a utilização da plataforma de desenvolvimento baseada em microcontrolador e tecnologia de radio frequência entre os pedais e Bluetooth para efetuar a comunicação entre o sistema de medição e o programa hospedado em um microcomputador, o objetivo principal do desenvolvimento dos pedais instrumentados com interface de baixo custo utilizando telemetria em detrimento das soluções comerciais existentes foi alcançado.

Futuramente, este objetivo pode ir um pouco mais além, pois a interface com o sistema de medição desenvolvido mostra, através do contorno da onda proveniente da força aplicado aos pedais e do gráfico de relógio, a angulação da força efetiva em tempo real no ato de pedalar. Esta visualização é útil, não só em testes de laboratório como de campo, pois informa a técnica usada no exato momento da pedalada.

Neste ponto é indispensável comentar que o equipamento aqui desenvolvido e apresentado tem em sua essência a natureza de ser portátil e inovador no quesito de se apresentar como uma plataforma totalmente independente uma vez que o atleta pode executar seu treino ou competição em ambiente real, ou seja, no “habitat” natural de treinos ou competição com a análise e armazenamento dos dados produzidos.

1.2 – DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

A grande totalidade dos equipamentos referentes ao ciclismo, propostos na atualidade se concentra em situação na qual o atleta realiza suas atividades em ambiente laboratorial, ou seja, com o equipamento totalmente fixado ao chão do laboratório. Desta forma, esta instrumentação, propõe-se a quebra deste paradigma através da coleta telemétrica dos dados da força aplicada aos pedais instrumentados e sua análise em tempo real uma vez que o mesmo permite coletar os dados diretamente no ambiente de treino ou competição do atleta.

Neste ambiente é necessário conhecer dois fatores: volume que é a quantidade de atividade realizada durante determinado treinamento podendo ser medida pela distância percorrida ou duração da atividade física em questão e intensidade física do treinamento

que indica a qualidade da atividade física realizada e analisada através da força aplicada, da ação motora e da frequência cardíaca, dentre outros parâmetros como postura durante a ciclagem árdua relacionado com o padrão rítmico de pedalar a respirar [73], avaliação de exposição humana a vibrações, ou seja, o conforto humano no ato de pedalar [72].

Conhecendo estes fatores pode-se sugerir a adequação e compatibilidade do atleta à atividade física segura e proveitosa de forma que seu desenvolvimento seja máximo com reduzida probabilidade de lesões.

1.3 – OBJETIVO DO TRABALHO

1.3.1 - Objetivo geral

Desenvolver um par de pedais instrumentados e um sistema de aquisição e controle que possibilite a coleta e a análise dos dados das forças aplicadas a pedais e suas características de modo a não modificar o padrão normal de movimento e que possam ser utilizados tanto em bicicletas quanto em ciclo ergômetros.

1.3.2 - Objetivos específicos

Os principais objetivos específicos que motivaram o desenvolvimento dessa instrumentação são aqueles que permitem análises em tempo real como:

1. Obter dados da força aplicada aos pedais durante o ciclo de pedalada em ambiente real que possam gerar indicadores de possíveis correções da pedalada.
2. Visualizar, graficamente, as forças aplicadas ao pedal no ciclo de pedalada que resultam em trabalho produtivo.

1.4 – ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Dividiu-se o trabalho em uma estrutura que inicialmente é feita no capítulo 1 uma contextualização do problema, assim como a definição do mesmo e os objetivos a serem alcançados neste trabalho. Em seguida é apresentada a organização e a estrutura do trabalho seguido de uma revisão bibliográfica onde é apresentada a evolução da tecnologia de pedais instrumentados desde 1893 até os dias atuais. Finalizando este capítulo é

colocado o estado da arte onde está descrito o porquê deste trabalho e, também, por que este projeto realmente atende as necessidades do ciclista em situação real de treino e/ou competição. Com a exposição do problema, sua importância e objetivos é possível ter a visão da sequência de informações apresentadas nos capítulos, pois as principais definições dos blocos são descritas para melhor familiarização da tecnologia empregada no projeto.

No capítulo 2, materiais e método, são apresentados os grandes tópicos de como foi feita a calibração do equipamento e em seguida é apresentada a arquitetura do sistema onde se tem uma análise assim como o detalhamento da descrição de funcionamento do circuito eletrônico, o desenvolvimento do hardware e sua integração. Detalhando mais o hardware pode-se entender o funcionamento dos *strain gages*, da Ponte de *Wheatstone*, dos amplificadores de instrumentação assim como o filtro passa baixas, o microcontrolador Atmega 328P, a unidade inercial, o encoder rotativo e o módulo *Bluetooth*.

No capítulo 3 é apresentado, em síntese, um relato dos softwares utilizados no desenvolvimento tais como o simulador *Proteus*, *LabView*, programador serial – *Progisp* (ver 1.72) e o comunicador serial – *RcomSerial*.

No capítulo 4 todo o desenvolvimento dos algoritmos do firmware do equipamento é apresentado assim como a técnica utilizada e também uma leve descrição dos softwares usados para o desenvolvimento do programa (firmware).

No capítulo 5 são apresentados os resultados e discussões do processamento dos sinais da Ponte de *Wheatstone*, da calibração assim como os resultados obtidos dos experimentos de ciclismo com atletas amadores pedalando e usando o sistema instrumentado com os pedais, o firmware e o software desenvolvidos e, por último, as sugestões de trabalhos futuros para que o mesmo seja melhorado.

Enfim, no capítulo 6 são apresentadas conclusões que evidenciam o estudo da técnica de pedalar para melhorar a avaliação do atleta sugerindo uma nova abordagem na aplicação das forças e suas magnitudes em diferentes pontos da pedalada assim como algumas alternativas que se fazem necessárias à execução de estudos e pesquisas.

1.5 – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A bicicleta figura como um dos meios de transporte mais utilizados no mundo e, também, o que mais cresce em número de usuários, tanto com objetivo de lazer, treinamento físico, reabilitação ou prática competitiva [13]. Na ciência do esporte, uma das mais sofisticadas metodologias de medição de forças é exatamente as aplicadas aos pedais no ciclo de pedalada [16]. A produção de torque no pedal pelo ciclista está diretamente relacionada à geração de potência e movimento motivando inúmeros estudos das forças aplicadas ao pedal [24], [12], [51], [13], [52].

A habilidade do ciclista em produzir e aplicar forças aos pedais é a base da técnica de pedalada [3] [18], [24], [36]. Diversas variáveis de controle de desempenho podem ser monitoradas utilizando pedais instrumentados com tecnologia de hardware, firmware e software embarcados [16]. A maioria desses estudos foi realizada em ambiente laboratorial onde não reflete as reais condições de treino ou competição, pois variáveis como relevo, resistência do ar, fatores fisiológicos, biomecânicos e psicológicos estão envolvidas [27].

Os primeiros estudos de forças aplicadas aos pedais no ciclo de pedalada foram mensuradas em bicicleta ergométrica com pedal instrumentado conectado por fios a uma plataforma [30], [39]. O primeiro relato de equipamento com Bluetooth [48] encontrado na literatura data do início da segunda década deste século e consiste de estrutura baseada na mensuração de força no pedivela instrumentado diferentemente do aqui apresentado que utiliza célula de carga nos pedais. Outro relato foi a plataforma de treinamento instrumentada com aquisição, armazenamento e transmissão via Bluetooth [48], porém era fixada ao chão do laboratório e empregava sensores no pedivela e não na célula de carga.

No ciclismo, o desempenho humano é influenciado por fatores de diversas áreas do conhecimento exigindo que profissionais de vários ramos atuem em parceria desenvolvendo soluções, técnicas e máquinas que auxiliem na eficácia esportiva [16] [17].

A linha temporal no quesito de instrumentalização de pedais apresenta o registro mais antigo de instrumento com objetivo de mensurar forças aplicadas ao pedal no ano de 1889 por R. P. Scott [23]. Em 1893, Guye expos um sistema com um solado e circuito de ar e pressão que ao comprimir apresentava a resposta correspondente à força aplicada.

Somente em 2010 foi encontrado na literatura pertinente um trabalho com uso de tecnologia *Bluetooth* para transmissão de sinais coletados de uma plataforma biomecânica aplicada ao ciclismo [44]. Apenas o pedivela foi instrumentado com Ponte de *Wheatstone* utilizando tecnologia de *strain gages*. As variáveis de estudo são cadência, orientação das forças aplicadas e posição ergonômica do guidão, selim e pedais. A ferramenta aqui desenvolvida difere, pois apresenta tecnologia no pedal onde a célula de carga possui *strain gages* na ponte de *Wheatstone* e o ângulo do pedivela é lido por encoder rotativo.

Pesquisas em 2010 apresentaram a correlação entre força e velocidade no ciclismo apontando os benefícios da análise de força em pedal bidimensional instrumentado [28]. O artigo descreve as forças aplicadas no pedal direito (plano de sagital) e os diferentes setores angulares. A força total (F_{tot}) produzida é decomposta em força efetiva (F_{eff}) perpendicular ao pedivela e força ineficaz (F_i) agindo ao longo do pedivela, Figura 1.1.

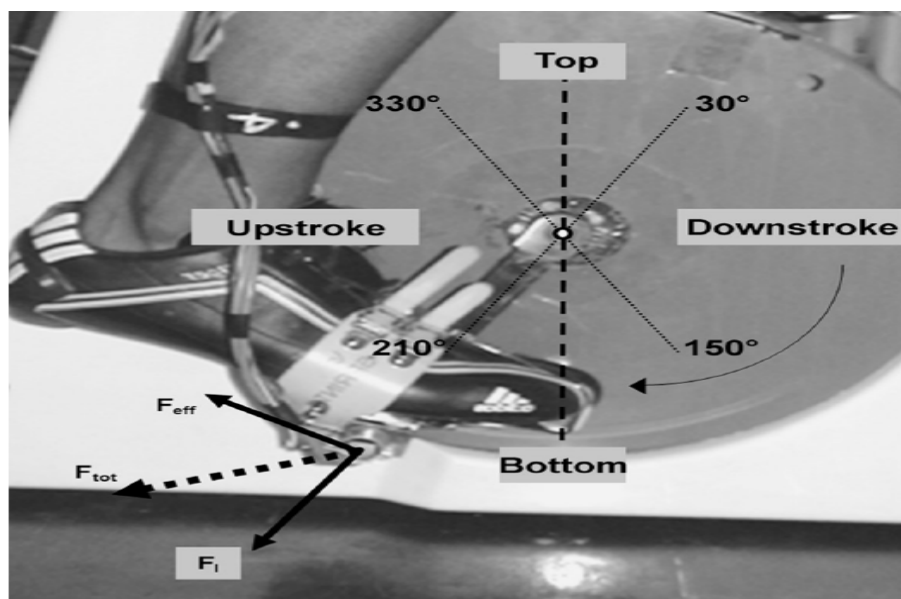


Figura 1.1 - Pedal instrumentado de Dorel S. et al.

Forte: National Institute for Sports and Physical Education (INSEP), 2010.

Em 2014 foi apresentado por Milani C. o projeto de uma plataforma de treinamento instrumentada com sistema de aquisição, armazenamento e transmissão de dados sem fio para ciclismo. A instrumentação da plataforma feita com *strain gages* cimentado em ambos os pés de vela de uma bicicleta de competição que possibilitava a medição das forças perpendiculares, paralela e lateral aplicadas pelo ciclista. O projeto apresentava encoder acoplado a um dos rolos, Conversor Analógico para Digital (ADC) de

10 bits e a transmissão Bluetooth sendo o controle executado por plataforma Arduino Mega 2560. Foi relatado neste trabalho que a máxima distância estável de transmissão de dados foi de 16 metros [48].

Os pesquisadores John Cockcroft, Jacobus Muller, Cornie Scheffer em 1916 descreveram a importância da determinação do ângulo do pedivela em aparato de medidas inerciais com telemetria em contraponto às medidas realizadas através de ergômetro, codificadores ou máquinas fotográficas. No artigo, relatam a contribuição para última meta de análise de ciclismo ao ar livre usando tecnologia de medida inercial e magnética [21].

Autores citados na dissertação [71] concordam que a medição de forças aplicadas a pedais se limitam a ambientes de laboratório devido a eletrônica envolvida. Neste mesmo trabalho coloca-se que "comercialmente" são diversos os sistemas oferecidos sendo que o italiano MEP fornece informações da eficiência da pedalada e da distribuição das forças.

É importante afirmar aqui que em toda a literatura pertinente e pesquisada do ano 2010 até o presente momento as muitas inovações apresentadas se referem à evolução tecnológica aplicada à instrumentação do pedivela e raramente ao pedal. Até mesmo grandes empresas como a SRM (Schoberer Rad Messtechnik), fundada em 1986, ano em que apresentou a patente do seu primeiro projeto de pedivela instrumentado, Figura 1.2 não apresentou evolução na instrumentação de pedais.

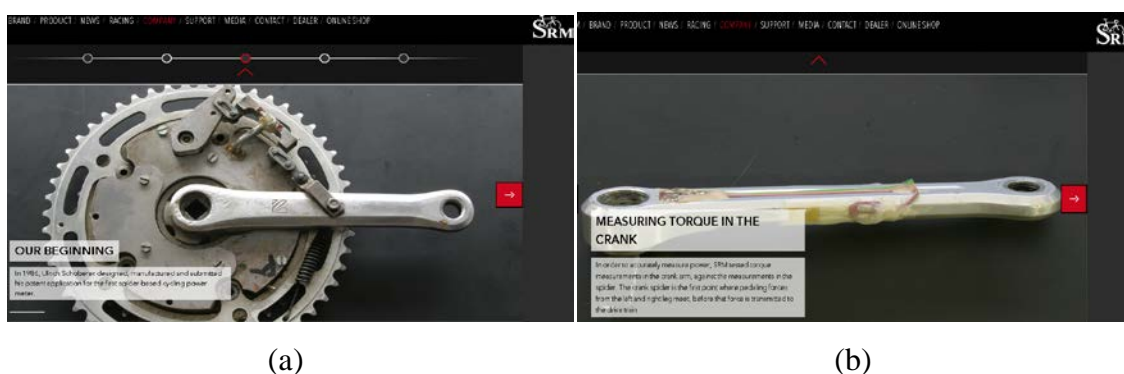


Figura 1.2 (a) – 1º pedivela instrumentado (SEM); Figura 1.2 (b) – Pedivela da SRM instrumentado com strain gages

Fonte: SRM - Schoberer Rad Messtechnik, 2015.

A evolução mostra a tecnologia SRM para pedivela instrumentado em novos modelos que utilizam *strain gages*, Figura 1.2 (b). Os modernos pés de vela produzidos pela SRM, Figura 1.3 (a) equipam as bicicletas para competições mundiais. O elemento ativo é o braço da coroa que mensura o momento instantâneo aplicado em conjunto com as forças atuantes nos pedais e transmissão dos dados via wireless ao ciclo-computador.



Figura 1.3 (a): Pedivela instrumentado (SRM); (b): Pedivela instrumentado (Pioneer)

Fontes: SRM (2015) e Pioneer (Internet, 2017)

A empresa Pioneer que também produz pedivela instrumentado, Figura 1.3 (b), apresentou em 2013 um equipamento onde a força instantânea produzida por cada uma das pernas do ciclista é mostrada no ciclo-computador, também produzido por ela e funciona com protocolo ANT+ que se comunica com a maioria dos ciclo-computadores atuais.

Em artigo publicado em 2014 os pesquisadores aludem que sistemas comerciais (SRM) sem fio têm sido amplamente utilizados na pesquisa e aplicado a medições de potência de saída com limitações em medições de força no pedal e no torque do pedivela. Afirmam, também, que esses sistemas comerciais podem satisfazer a necessidade de medição em campo da força aplicada ao pedal, mas afirmam que há uma necessidade de estudos avaliar a validade, a precisão e a confiabilidade desses sistemas [75].

Em 2016, um artigo publicado na IEEE descreve o desenvolvimento de uma plataforma de força com base em células de carga instrumentada com *strain gages* e circuitos eletrônicos alocada ao pedivela e não no pedal para medir e adquirir as componentes de força que são aplicada ao mesmo durante o ciclo de pedalada. O objetivo deste trabalho foi desenvolver uma plataforma de força capaz de medir, indoor e ao ar livre, os componentes de força aplicada pelo ciclista durante o treinamento com uma

bicicleta de estrada comercial sem afetar as características ergonômicas. Os dados adquiridos possibilitou analisar as componentes da força aplicada ao pedal como sua simetria e potência de saída para desenvolver técnicas de treinamento que melhorem o desempenho do atleta [74].

Mais recentemente, em 2017, um grupo de pesquisadores [75] divulgaram um artigo onde apresenta a concepção e implementação de um sistema de medição de torque em pedivela de bicicleta. O sistema possui tecnologia *wireless* que se baseia no protocolo sem fio XBee, microcontrolador Arduino Nano, Transdutores strain gages e amplificador. No artigo ficou evidente que o estudo proposto confirmou a proximidade entre os dados obtidos pelo sistema proposto baseado na tecnologia ZigBee sem fio padrão e aqueles obtidos pelo sistema SRM que é baseado no protocolo sem fios ANT + Sport.

1.6 – O ESTADO DA ARTE

Na ciência do esporte, uma das mais sofisticadas metodologias de medição de forças é exatamente as aplicadas aos pedais no ciclo de pedalada. A habilidade do ciclista em produzir e aplicar forças aos pedais é a base da técnica de pedalada e diversas variáveis de controle de desempenho podem ser monitoradas utilizando pedais instrumentados com tecnologia de hardware, software e firmware embarcados na instrumentação dos mesmos.

É sabido que a maioria dos estudos de técnica de pedalada é realizada em ambiente de laboratório utilizando rolos de treinamento ou bicicletas ergométricas o que não reflete as reais condições de treino ou competição onde outras variáveis tais como o relevo dos terrenos, correntes de ventos ou até mesmo o estado psicológico do ciclista no que diz respeito a sua motivação são envolvidos.

No entanto observa-se que um pequeno número de estudos considera a possibilidade de desenvolver uma instrumentação que, realmente, monitore a verdadeira situação de treino ou competição uma vez que os equipamentos apresentado pela literatura pertinente são aplicados a bicicletas conectadas a sistema fixado em laboratórios o que não retrata a situação real do ciclista no ato de pedalar em competição ou mesmo em treino.

O estado da arte que é apresentado por este estudo e desenvolvimento se baseia exatamente na utilização de tecnologia onde as componentes de força aplicada aos pedais durante o ciclo de pedalada e no real ambiente de competição são monitoradas em tempo real juntamente com outras variáveis físicas de interesse tais como ângulo do pedal e ângulo do pedivela.

Na revisão bibliográfica apresentada fica patente saber que a maioria dos pedais instrumentados apresentados até o momento pela literatura pertinente expõem o grande inconveniente de estarem conectados ao centro de análise e controle (microcomputador) através de cabos e/ou fios e a bicicleta ou ciclo ergômetro fixados ao solo do lugar de teste o que em situação normal de treino e/ou competição mas não retrata a realidade do ciclista.

O desenvolvimento de um sistema de pedais instrumentados com *strain gages*, células de carga nos seus eixos, medição das componentes de força aplicada em ambos os pedais pelo ciclista assim como ângulo do pedal e do pedivela em conexão sem fios (*wireless*) ou cabos entre os pedais e o sistema de monitoração (microcomputador) é relevante neste projeto.

No quesito tecnológico o estudo aqui apresentado leva em consideração a tecnologia de componentes com microcontrolador (Atmega 328P) para fazer o controle dos dados lidos dos sensores *strain gages* de cada um dos pedais assim como a leitura da unidade inercial (IMU 6050) que lê os ângulos do pedal com uma precisão de 1° e se comunica com o microcontrolador através de protocolo I2C. A transmissão dos dados de um pedal para o outro utiliza módulo transceptor *NRF24L01* de 2,4 GHz compacto, eficiente, baixo consumo e velocidade de comunicação de 2,0 Mbps com interface SPI.

Outro sim, o sistema de leitura dos ângulos do pedivela é dotado de um circuito eletrônico com tecnologia de *encoder* rotativo (KY 040) que faz a leitura de dezoito ângulos na variação do pedivela no ciclo de pedalada executada pelo ciclista e finalizando o contexto tecnológico deste projeto é apresentado o comunicador *Bluetooth* (HC 06) que faz a interface entre o módulo fixado ao pedal e o microcomputador.

É notório saber que a ferramenta apresenta condições em que o ciclista e seu treinador tenham as condições de coleta dos dados reais adquiridos no treino ou mesmo na competição já que o sistema alcança a distância de comunicação em torno de 50m.

Com o estudo do sistema e a metodologia de aquisição espera-se que seja possível o desenvolvimento de aplicativos para não apenas uso científico como também para treinamento de atletas na modalidade de ciclismo assim como para o ciclismo de lazer e terapia de reabilitação.

1.7 – DEFINIÇÕES

Historicamente, para analisar os sinais produzidos pelas forças aplicadas ao pedal foram propostos diversos instrumentos dos quais se consideram desde os que utilizam os precisos cristais piezoelétricos até os que utilizam extensômetros do tipo *strain gages* para a montagem de células de força. Mesmo sendo os cristais piezoelétricos os que apresentam maior resposta em frequência em relação aos muitos outros sensores, o seu custo é alto. Isso, geralmente, inviabiliza sua utilização uma vez que os resultados alcançados com sensores *strain gages* são excelentes e de baixo custo. Essa constatação da melhor resposta em frequência dos cristais piezoelétricos está presente nos resultados de Davis e Hull [24] e da equipe que desenvolveu um pedal instrumentado no Laboratório de Processamento Digital de Sinais da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília - UnB [11].

Após a coleta do sinal o mesmo é amplificado e filtrado para poder ser digitalizado pelo Conversor Analógico Digital (ADC) existente no microcontrolador. Este também é responsável pela leitura dos dados da Unidade Inercial e do encoder Rotativo. Outra função do microcontrolador é configurar e transmitir os dados através do wireless do tipo *Bluetooth*.

Os pedais instrumentados são indispensáveis para a análise do esforço muscular gerado pelo ciclista no ato de pedalar. Esta análise se faz através do conjunto de dados provenientes da mensuração da força aplicada aos pedais, das medidas do codificador, da posição dos pedais, da posição do pedivela, das técnicas computacionais e da aplicação de modelos matemáticos.

1.7.1 – Strain gage

O presente trabalho apresenta pesquisa e desenvolvimento de um sistema de captura de sinais e condicionamento dos mesmo que são proveniente do circuito eletrônico na topologia de uma Ponte de Wheatstone dotado de sensores *strain gages* em seu circuito, Figura 1.4.

Além das características das diferentes configurações de strain gage, no desenvolvimento aqui apresentado foi preciso considerar o hardware necessário para o condicionamento e a aquisição das medições de deformação que determinam o valor da tensão a ser lida pelo microcontrolador através do conversor analógico para digital.

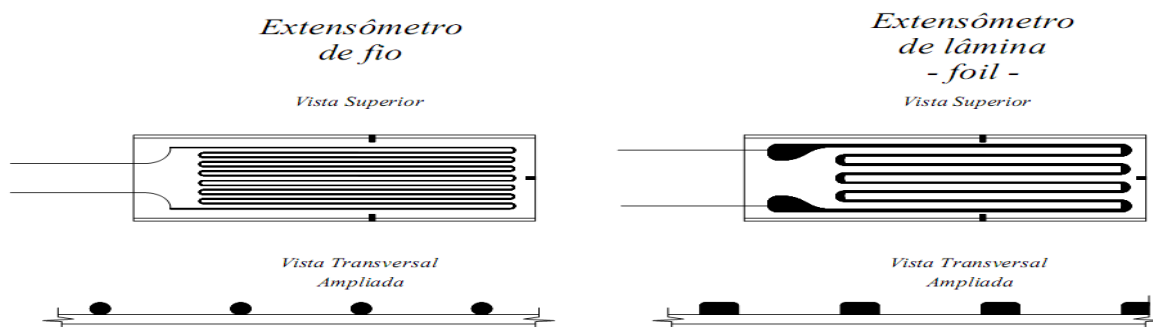


Figura 1.4 - Extensômetro de fio e Extensômetro de lâmina

Fonte: <http://www.straingage.com.br/cod.htm>

O processamento do sinais provenientes dos extensômetros strain gages é feito pelo hardware através de firmware desenvolvido em linguagem de programação C e Interface de Desenvolvimento integrado (IDE). Este sinais de forças provenientes dos sensores *strain gages*, Figura 1.5 (b), que formam a Ponte de *Wheatstone* apresentam-se com amplitude de tensão muito baixa em torno de 1 mV e frequências compreendidas em até 8 Hz.

A visualização e manipulação de sinais com baixas amplitudes de tensão tornam-se difícil uma vez que o mesmo acaba sendo confundido com ruído presente no sistema. Assim, faz se necessária a utilização de circuitos que amplificam e filtram os sinais de forma que estes possam ser trabalhados e condicionados para a forma digital.

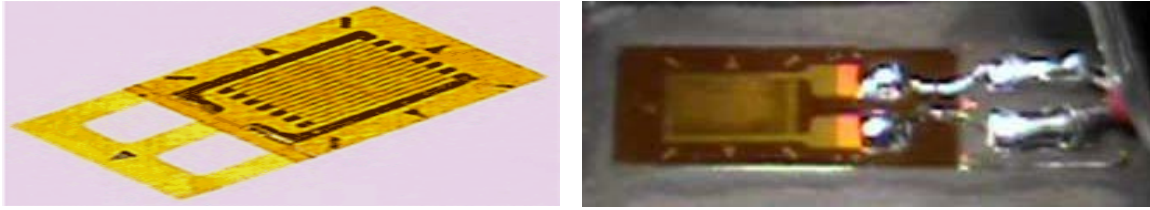


Figura 1.5 (a) Strain Gage elétrico de resistência - (b) Strain Gage aplicado à célula de carga

Fonte: <http://www.straingage.com.br/cod.htm>

1.7.2 – Amplificador instrumental – INA122

O amplificador de instrumentação também conhecido como amplificador instrumental é um dos principais dispositivos de leitura de sinais biomédicos. Dentre suas principais aplicações podem-se citar os dispositivos de aquisição de dados, circuitos de conversão, instrumentação científica, controle e medição eletrônica.

Após uma análise e testes de diversos amplificadores de instrumentação disponíveis no mercado, o INA122 apresentado na Figura 1.6 foi o que apresentou as melhores características para aplicação nos pedais uma vez que o mesmo pode ser alimentado com fonte simples, condição importante e necessária para sua aplicação no projeto eletrônico devido ao pouco espaço para acomodação da placa do projeto eletrônico e sua bateria.



Figura 1.6 - Amplificador de instrumentação INA 122.

Fonte: BURR BROWN

O ganho (G) do INA122 é dado por um único resistor (RG), Equação (2.1).

$$G = 5 + \frac{200K\Omega}{R_G} \quad (2.1)$$

O INA122 apresentou resultado satisfatório e decisivo para a amplificação do sinal desejado. Tal fato se dá pela utilização de apenas um estágio de amplificação o que, neste

desenvolvimento, foi suficiente para adequar o sinal de saída ao valor desejado à digitalização do sinal amplificado pelo microcontrolador (Figura 1.7).

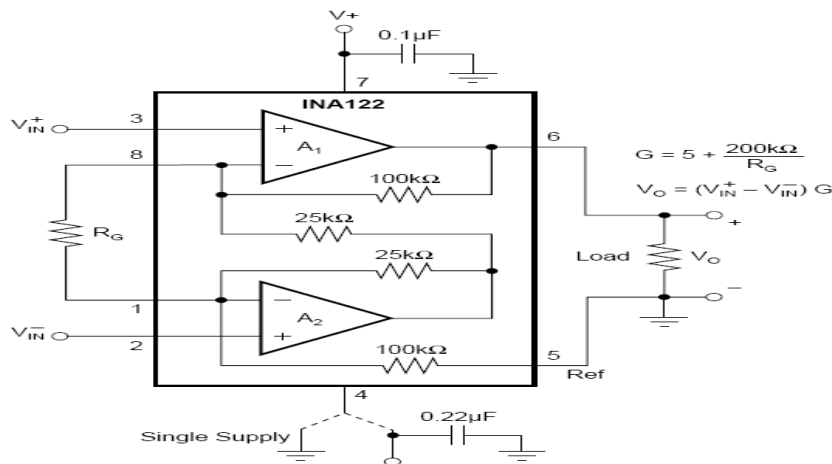


Figura 1.7 – Diagrama esquemático do amplificador INA122.

Fonte: Empresa *Burr-Brown*.

1.7.3 – Filtro passa baixas

No processo de coleta dos sinais, diversos fatores influenciam no sinal coletado. Conforme descrito anteriormente os sinais proveniente de *strain gage* possuem componentes de frequências que podem chegar até 8 Hertz, informação esta que foi utilizada para o projeto do filtro passa-baixas apresentado na Figura 1.8, com frequência de corte (F_c) em 10 Hz, Equação (2.3).

$$F_c = \frac{1}{2 * \pi * R * C} \quad (2.3)$$

O filtro projetado é passivo de primeira ordem utiliza rede RC onde C é o capacitor, R é o resistor, Figura 1.8. Os valores dos componentes são determinados de acordo com a Equação (2.3) onde F_c é a frequência de corte que se deseja determinar.

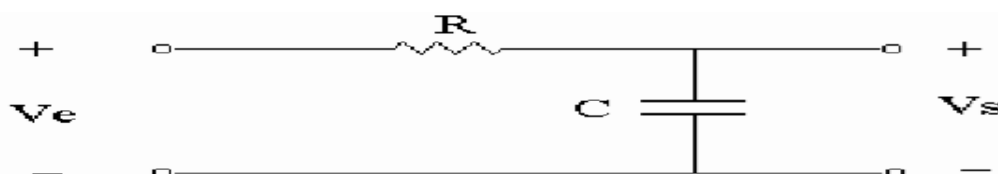


Figura 1.8 - Filtro RC passa-baixa com frequência de corte em 10 Hz.

Fonte: Internet

1.7.4 – Unidade inercial

Antes de descrever a Unidade Inercial faz se necessário fazer um breve relato sobre os Sistemas Micro Eletro Mecânicos (MEMS) que são, basicamente, a integração de elementos mecânicos, sensores, atuadores e toda a eletrônica de leitura, condicionamento e controle em uma única pastilha de silício com a tecnologia de micro fabricação.

Componentes micro mecânicos são fabricados usando processos "micromachining" (Micromáquinas) para dar forma aos dispositivos mecânicos e eletromecânicos. A representação de um MEMS pode ser vista pela Figura 1.9.

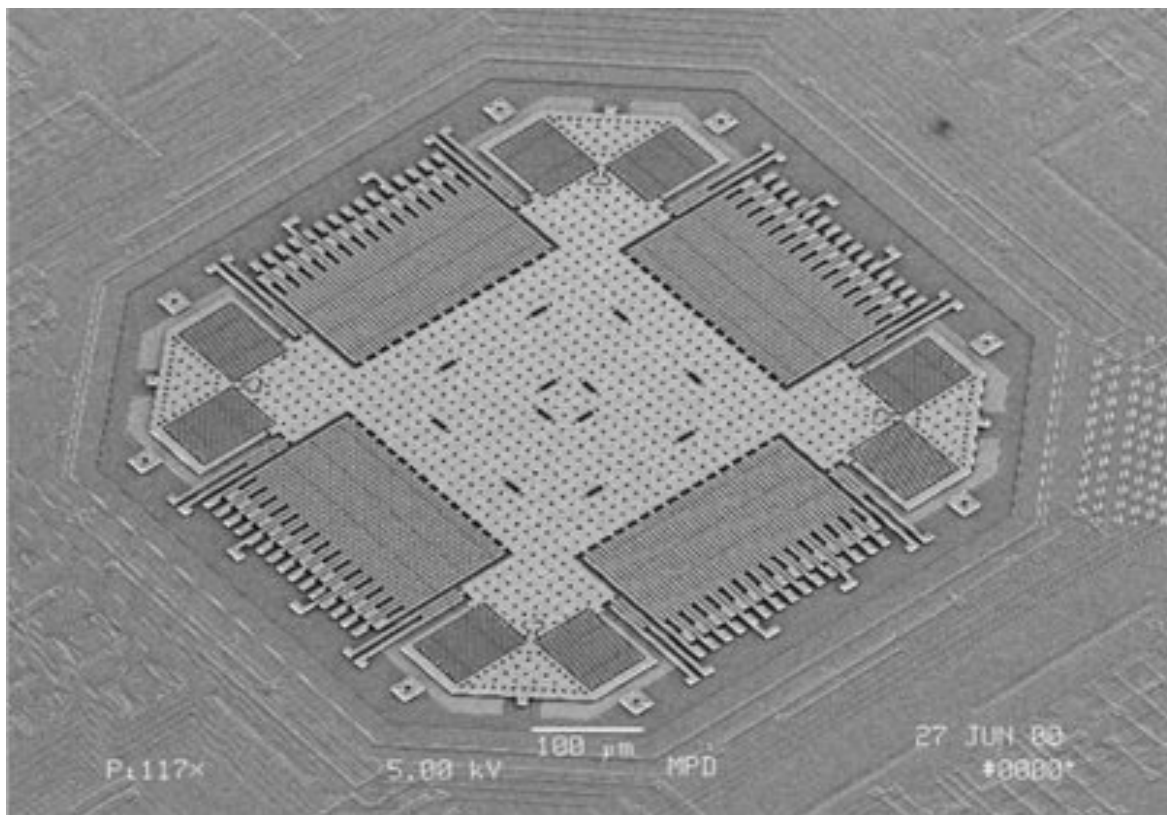


Figura 1.9 – Representação de um Acelerômetro ADXL de tecnologia MEMS

Fonte: Analog Devices Inc.

Unindo tecnologia microeletrônica em silício e tecnologia de micromáquinas, produtos podem ser revolucionados através da tecnologia MEMS, pois, é possível produzir um "sistema completo em um único invólucro". Atualmente a tecnologia MEMS já permite o desenvolvimento de produtos inteligentes, aumentando a habilidade computacional da microeletrônica e as potencialidades da percepção e do controle dos micros sensores e dos microatuadores expandindo, assim, o espaço para novos projetos e aplicações.

Informações das mais variadas como fenômenos mecânicos, térmicos, biológicos, químicos, óticos e magnéticos coletados do ambiente através de sensores são processados (eletrônica "embarcada") através de algoritmos onde as informações originadas dos mesmos atuam para responder fenômeno do ambiente de modo que alguns resultados ou finalidades sejam alcançados.

Sistemas microeletromecânicos apresentam composições como microeletrônica, microestruturas, microssensores e microatuadores como os apresentados na Figura 1.10. Podem possuir também sofisticados programas internos que executam os cálculos dos algoritmos liberando dessa forma a CPU à qual está conectada para outras funções.

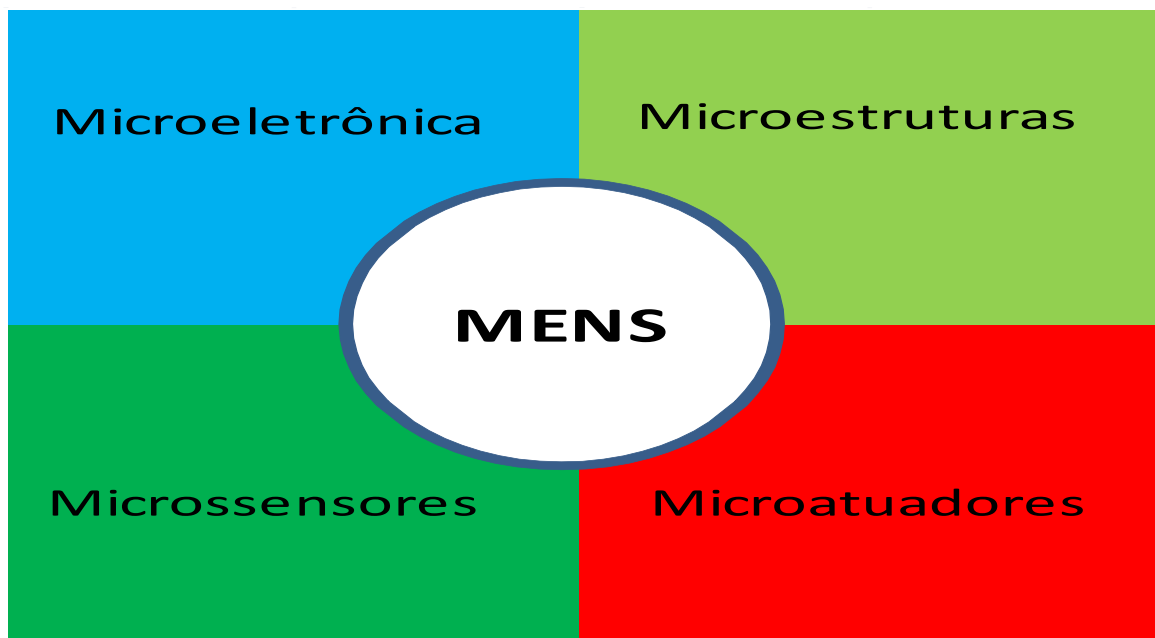


Figura 1.10 - Componentes da Tecnologia MEMS.

Fonte: Autor.

Componentes como os microssensores e microatuadores são o que há de mais importante em um dispositivo de tecnologia MEMS. Dentre estes, talvez os mais conhecidos sejam os sensores mecânicos, como o acelerômetro (percebe variações de aceleração), o giroscópio (mede velocidade de rotação e movimentos angulares), os sensores de pressão e os *strain gages* (capazes de medir minúsculas deformações). A Figura 1.11 faz uma comparação dimensional entre um fio de cabelo humano e um motor de silício com tecnologia MEMS da empresa *Sandia National Labs*.

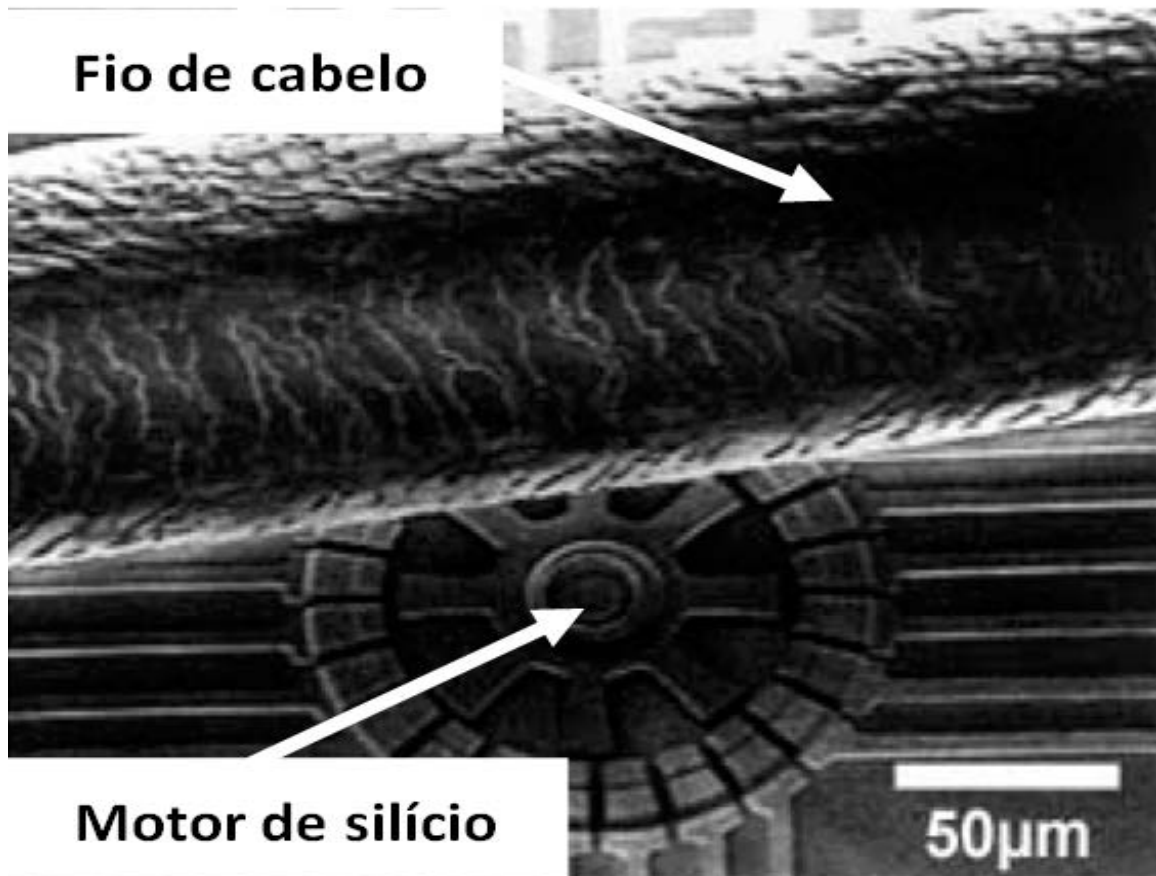


Figura 1.11 - Um motor de silício MEMS comparado a um fio de cabelo humano.
 Fonte: *Sandia National Laboratories*.

O componente MPU-6050, fabricante *InvenSense*, é o dispositivo utilizado nesta tese como unidade inercial, Figura 1.12, onde no mesmo invólucro tem acelerômetro e giroscópio de três eixos de alta precisão além de um sensor de temperatura (-40 °C a +85 °C), todos com conversores analógicos/digital (ADC) de 16 bits e captura simultânea, comunicação padrão I2C, pino de endereço (AD0 = 0x68) não conectado (NC) ou (AD0 = 0x69) conectado em 3V3, possibilita utilização de dois módulos MPU-6050 em um único circuito conforme apresentado no diagrama de blocos da Figura 1.13 desde que o endereço (AD) dos módulos estejam como mostrados acima.

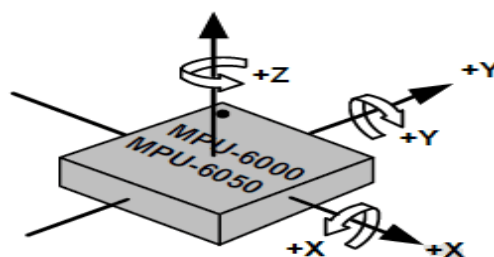


Figura 1.12 – Orientação dos eixos de sensibilidade e polaridade da rotação.

Fonte: *Datasheet* do fabricante *InvenSense*.

O projeto do MPU-60X0 no qual o MPU-6050 está inserido é o primeiro componente a possuir internamente, além do acelerômetro e giroscópio de três eixos, um recurso DMP (*Digital Motion Processor™*) que permite que o algoritmo de detecção de movimento seja processado no próprio componente liberando a CPU externa para resolução de outros algoritmos. O DMP faz a aquisição dos dados do acelerômetro, giroscópio e sensor temperatura assim como o seu processamento. O resultado é lido diretamente dos ADCs ou colocado em um *buffer* do tipo FIFO (First In First Out).

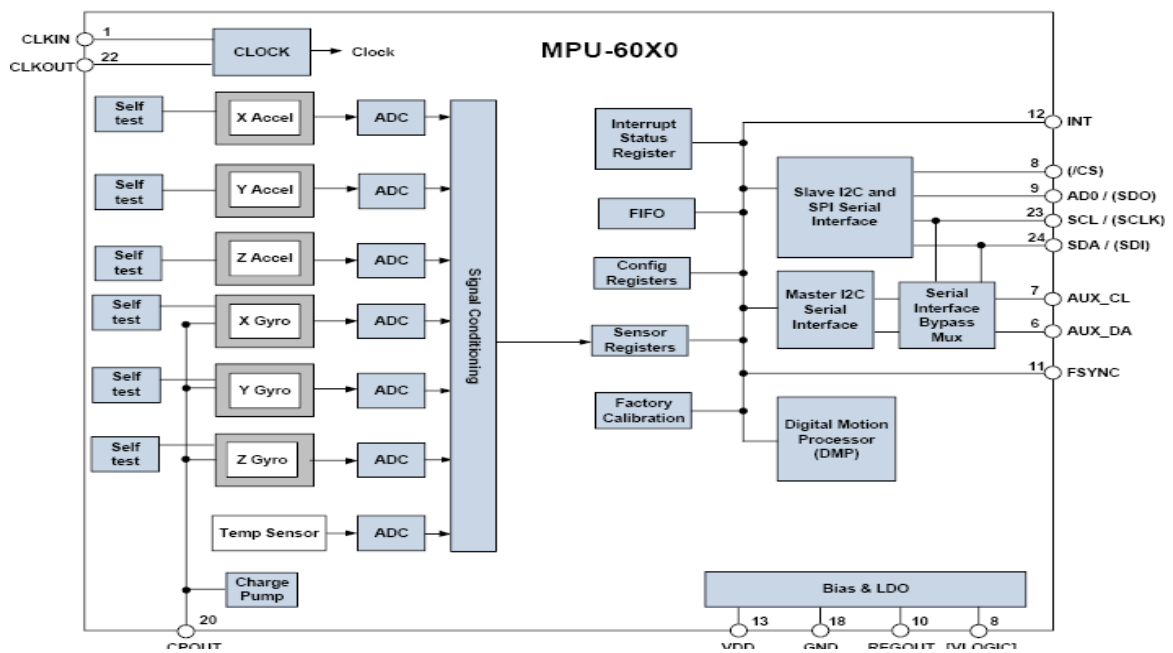


Figura 1.13 – Diagrama de blocos do componente MPU-6050.

Fonte: *Datasheet* do fabricante *InvenSense*.

O número e a descrição de cada pino do circuito integrado MPU-6050 estão apresentados na Figura 1.14 na tecnologia de encapsulamento *Quad Flat No Leads (QFN)*.

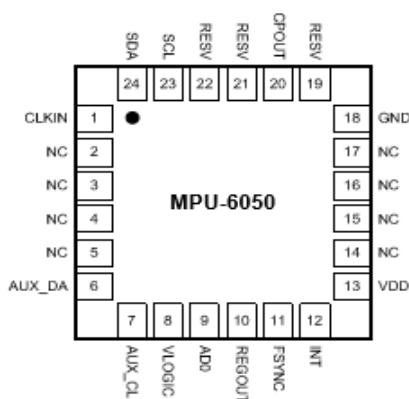


Figura 1.14 – Disposição dos pinos do circuito integrado MPU-6050

Fonte: *Datasheet* do fabricante *InvenSense*.

Este trabalho utilizou o dispositivo MPU-6050 como unidade inercial para medir grau a grau o ângulo do pedal. A placa apresenta pequena dimensão e poucos componentes dentre os quais se pode relatar o regulador de tensão de 3,3 V e o próprio circuito integrado MPU-6050 em tecnologia de montagem em superfície (SMD), Figura 1.15. As funções de cada pino da MPU-6050 estão descritas abaixo:

- VDD: Alimentação (3,3V a 5,0V) - Pino 13;
- GND: 0V - Pino 18;
- SCL: I2C *Serial Clock* (SCL) - Pino 23;
- SDA (*Slave_Data*): I2C *Serial Data* (SDA) - Pino 24;
- XDA: I2C *Master Serial Data*, para conexão de sensor auxiliar - Pino 6;
- XCL: I2C *Master Serial Clock*, para conexão de sensor auxiliar - Pino 7;
- AD0: Define o endereço da I2C - Pino 8;
- INT: pino para interrupção - Pino 12.

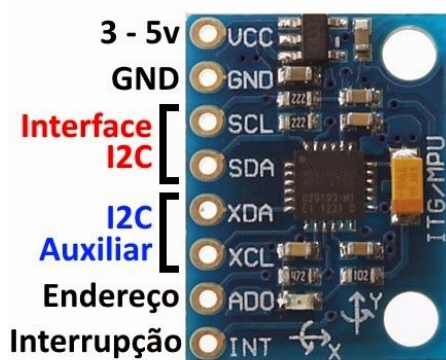


Figura 1.15 – Placa e terminais da MPU-6050.
Fonte: www.dx.com

1.7.5 – Encoder rotativo

O dispositivo *encoder* rotativo utilizado no circuito eletrônico do pedal instrumentado é um módulo de giro livre (sem limite) que é frequentemente utilizado para medir a posição e o movimento angular de peças girantes. Este dispositivo possui duas saídas clock (CLK) e data (DT) que estão defasadas entre si em noventa graus (90°) o que permite a detecção do sentido de rotação ao qual está conectado. No trabalho aqui desenvolvido o *encoder* rotativo foi utilizado para a medição dos ângulos do pedivela com um total de vinte passos de graus (18°).

Uma rápida análise visual do *encoder* rotativo através da Figura 1.16 mostra que o mesmo é muito semelhante a um potenciômetro. O *encoder* rotativo é o componente que converte movimentos rotativos contínuos (ou lineares) em impulsos elétricos de onda quadrada. Esses impulsos que são gerados em uma quantidade exata durante uma volta e podem ser lidos por um microcontrolador através de um firmware que determina a posição angular e a velocidade da peça girante em análise.

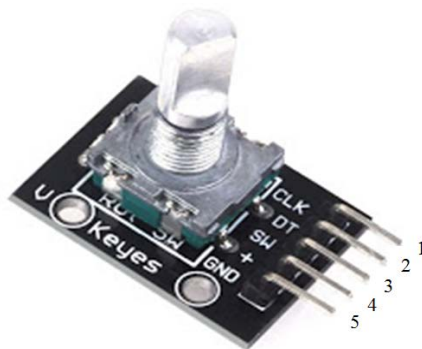


Figura 1.16 – Encoder Rotativo KY-040

Fonte: <http://3.bp.blogspot.com>

A versão utilizada neste trabalho os pinos de CLK e DT do *encoder* rotativo possuem resistores de *pull-up* de 10K Ω e a chave SW possui dispositivo que ao pressionar conecta a mesma ao pino de GND. Em sua especificação tem-se 20 pulsos/revolução, tensão operação de 5V, rotação contínua e pinos como indicado na Figura 1.16:

1. CLK: Pulso de *clock* indicado pelo pino 1;
2. DT: Pulso de direção indicado pelo pino 2;
3. SW: Chave indicado pelo pino 3;
4. +V: Vcc indicado pelo pino 4;
5. GND: GND indicado pelo pino 5.

1.7.6 – Módulo *Bluetooth*

O Módulo *Bluetooth* HC-06, Figura 1.17 é usado para comunicação *wireless* entre o pedal instrumentado e o computador quando conectados, ou seja, “pareados”. As informações recebidas da Ponte de *Wheatstone* são configuradas e repassadas ao Módulo *Bluetooth* do pedal instrumentado via comunicação serial e em seguida transmitida telemetria (*wireless*) ao outro dispositivo *Bluetooth* do computador. O alcance segue o

padrão da comunicação *Bluetooth*, em torno de 50 metros, em ambiente livre de anteparos, *Baud Rate* de 9600 bps. Funciona apenas em modo *slave* (escravo), ou seja, permite que outros dispositivos se conectem à ele, mas não que ele se conecte à outros dispositivos.

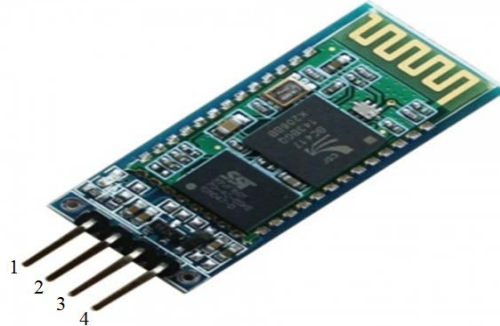


Figura 1.17 – Módulo *Bluetooth* utilizado: HC-06.

Fonte: www.google.com.br/HC-06

A conexão do Módulo *Bluetooth* ao microcontrolador ATmega 328P, Figura 1.18, utiliza quatro pinos: receptor serial (RX=pino 1), transmissor serial (TX=pino 2), zero volt (GND=pino 3) e alimentação de 3,6V à 6V ($V_{cc}=4$). O nível lógico dos pinos RX e TX é de $3,3V_{cc}$, logo ATmega 328P precisa utilizar um divisor de tensão no pino TX para evitar danificar o módulo, pois a alimentação é de $5V_{cc}$. Várias combinações fornecem resultado de $3,3V_{cc}$, os valores escolhidos atendem ao baixo consumo (alimentação por bateria).

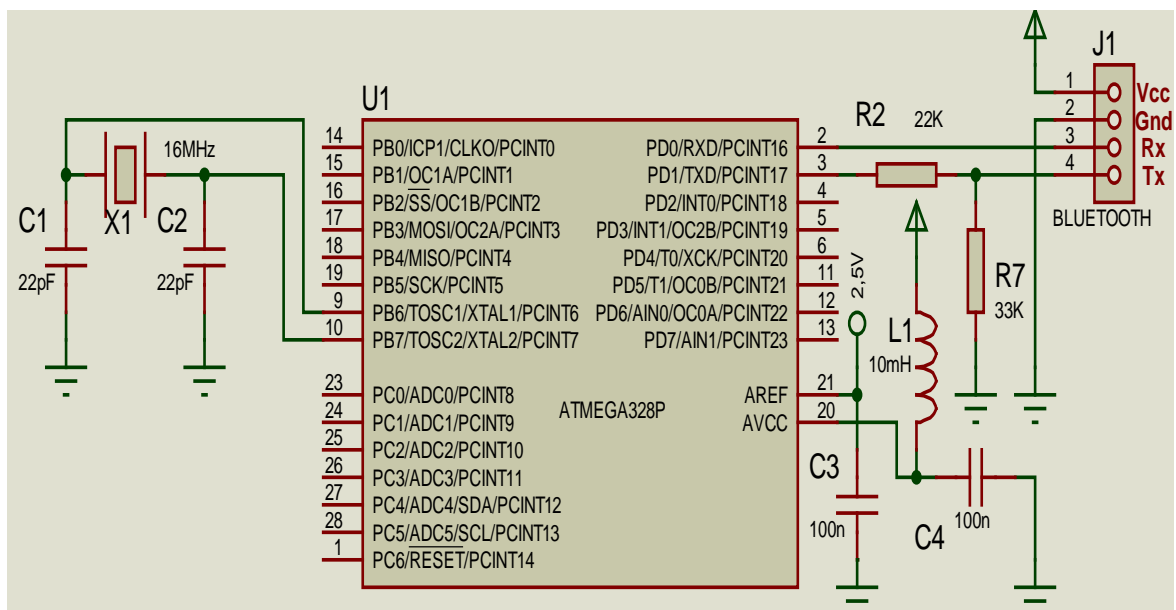


Figura 1.18 – Conexão do Módulo *Bluetooth* ao ATmega 328P

Fonte: Autor

A configuração dos parâmetros do *Bluetooth* HC-06, Tabela 1.1, se dá por uma série de comandos denominados de AT que são formas básicas de configurar e acionar o *Bluetooth* HC-06, e o *Bluetooth* do computador. O comando AT pode alterar nome, senha, *baud rate* ou simplesmente ver a versão do *firmware* do módulo.

Tabela 1.1 – Exemplos de comando AT

Fonte: Internet – www.buildbot.com.br

Comando	Resposta	Função
AT	OK	Teste de comunicação
AT + VERSION	OK linvorV1.	Mostra a versão do firmware
AT + NAMExyz	OK setname	Altera o nome do módulo
AT + PIN 1234	OK setPIJ	Altera a senha do módulo
AT + BAUDC	OK 9600	Seta o baud rate em 9600 bps

1.7.7 – Fonte de alimentação

O sistema utiliza bateria recarregável acoplada diretamente a um carregador eletrônico o que evitaria o uso de pilhas. O carregador eletrônico está inserido na própria placa de circuito e utiliza componentes de montagem em superfície (SMD). Possui também um sinalizador (LED) para indicar que a bateria está em carga e outro para indicar que a bateria está totalmente carregada mantendo apenas a corrente de flutuação.

Foi utilizado, também, um circuito eletrônico que através de uma chave *push-button* o mesmo pode ser ligado e desligado com apenas um toque simulando a função *togle* o que evita a inserção de uma chave para desempenhar esta função.

Dentre as inúmeras funções do microcontrolador pode-se ressaltar que o mesmo possui funções, quando programada, muito utilizadas em equipamentos que utiliza bateria e que permite que o mesmo possa trabalhar em dois modos de economia de energia, a saber: modo *IDLE* (consumo do equipamento ficará em torno de 10% do consumo normal) e modo *POWER DOWN* (consumo em torno de 10uA).

2 – MATERIAIS E MÉTODOS

O estado da arte da ferramenta é o monitoramento do ciclista em tempo real através de telemetria no treino ou competição diferentemente dos sistemas que são conectados por fios e os *strain gages* [6], [13] estão alocados no pedivela [3], [14], [21] e não nos pedais, [4]. No quesito inovação o sistema apresenta: microcontrolador (análise e controle), unidade inercial (leitura dos ângulos do pedal - comunicação I2C), encoder rotativo (leitura dos ângulos do pedivela), módulo transceptor *NRF24L01* de 2,4GHz/2,0Mbps (comunicação entre o pedal esquerdo e o pedal direito utilizando interface SPI) e sistema de radiofrequência *Bluetooth* (9600 bps entre pedal direito e o computador).

2.1 - CALIBRAÇÃO

O sistema (hardware, firmware e software integrados) recebe os dados do pedal e através da IHM mostra posição e intensidade da força. O sistema calibrado apresenta boa relação linear. A calibração seguiu o protocolo proposto por Carmo et al. [6] ou seja, o pedal instrumentado foi fixado na bancada de testes Figura 2.1 (a) onde um sistema de roldanas regula a horizontalidade da força. Deste modo, grandes massas não interferem na correta aplicação das forças puramente horizontais reguladas através de bolha de nível. As forças em Newton (N) foram transformadas em tensão (mV) conforme a Equação (2.1)..

$$V(\text{Volt}) = \frac{V_{\text{ADC}}}{1024} * 4,2V \quad (2.1)$$

Onde: $1024 = 2^{10} = \text{ADC de 10 bits}$; $V_{\text{ADC}} = \text{Valor do ADC a converter em Volts}$.

Para a aplicação de forças vertical foi utilizada uma peça metálica rígida denominada de gancho que possibilita fixar as anilhas. A parte superior é plana e apoiada sobre o pedal instrumentado fixado a um taco original de sapatilha. Uma bolha de nível regula a horizontalidade do pedal instrumentado possibilitando aplicar forças puramente verticais.

A determinação da calibração foi necessária para se analisar as forças (em Newton) aplicadas ao pedal.



Figura 2.1- bancada de testes: calibração

Suporte do pedal - taco original

Fonte: Tese (Carmo, 2003)

A Figura 2.1 (b) mostra a placa metálica com sua parte anterior dobrada em noventa graus (90°) onde se encaixa um taco original de sapatilha gerando uma superfície horizontal e outra vertical para medição das forças. O levantamento das curvas de calibração utilizou-se três massas (10kg, 20kg e 30kg) na vertical e três massas iguais a 2kg na horizontal. As combinações dessas massas geraram forças que foram transformadas em valores de tensão segundo a Equação 2.1 e estão apresentados na Tabela 2.1.

Tabela 2.1- Massas aplicadas na horizontal e na vertical para calibração.

Fonte: Autor

	Força Horizontal			Força Vertical		
Massa Média (kg)	2,00	4,00	6,00	10,00	20,00	30,00
Valor Médio (ADC)	3,07	18,05	13,86	42,86	27,59	67,29
Valor Médio (N)	30,09	176,87	135,78	420,02	270,41	659,43
Valor Médio (mV)	13,49	79,31	60,89	188,35	121,26	295,70

Força (N) utilizou dados da tabela 2.1 e aceleração da gravidade ($g = 9,8m/s^2$). Valores médios da tensão (mV) utilizou valor médio de 370 leituras do ADC. Após coleta dos dados utilizou-se o software MatLab para calcular as médias e gerar as curvas de calibração que atestam a linearidade dos *strain gages* e da célula de forças do pedal instrumentado. Pela Figura 2.2 observa-se que a ponte superior é mais sensível à variação de forças aplicadas na horizontal (retas sobrepostas), ao passo que a ponte anterior verifica-se sua sensibilidade a forças aplicadas tanto na vertical (crescimento das retas linearmente)

quanto na horizontal. De posse dessas informações foi possível testar os algoritmos para o cálculo das forças aplicadas ao pedal instrumentado.

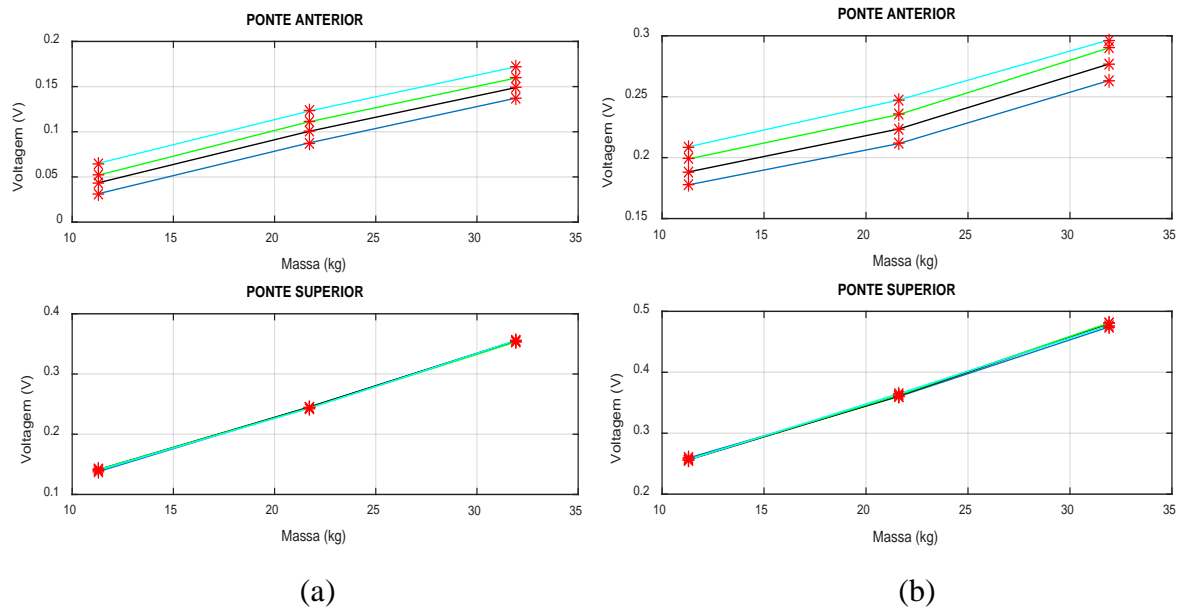


Figura 2.2 - Calibração das Pontes Anterior e Superior: pedais esquerdo (a) e direito (b)

Fonte: Autor

2.1.1 - Ângulo do pedal (α) e do pedal (β)

O ângulo do pedal instrumentado analisado é apresentado quando o pedivela passar pelos ângulos múltiplo de dezoito graus (18°). Usando o sistema de coordenadas global dado pelas retas X e Y e o sistema de coordenadas auxiliar dado por X' e Y' referenciado ao pedal instrumentado tem-se que a componente normal da força aplicada ao mesmo (F_{nPD}) é decomposta em componente normal ao pedivela ($F_{nPdV}:F_{tPD}$) e componente tangencial ao pedivela ($F_{tPdV}:F_{nPD}$).

2.1.2 - Ângulo relativo entre pedal e pedivela

É o ângulo entre o pedal (PD) e o pedivela (PdV) relacionando o pedivela ao sistema de coordenadas do pedal. Com ele se decompõe a força normal ao pedal (F_{nPD}) e tangencial ao pedal (F_{tPD}) em suas componentes efetiva e não efetiva em relação ao pedivela.

Em 1988 pesquisadores deduziram que a força mecanicamente eficiente é apenas a força tangencial ao pedivela (F_{tPdV}) enquanto a normal (F_{nPdV}) não contribui para a eficiência mecânica da pedalada [30].

Utilizando o sistema de coordenadas apresentado na Figura 2.3 e correlacionando a força normal aplicada ao pedal no ângulo alfa (α) em relação ao ângulo beta (β) do pedivela tem-se que a componente normal da força aplicada ao pedal pode ser decomposta em uma componente normal ao pedivela ($F_{nPdV}:F_{nPD}$) e uma componente tangencial ao pedivela ($F_{tPdV}:F_{nPD}$) no sistema de coordenadas auxiliar ($X'Y'$) o que leva às Equações 2 e 3 no sistema global (XY).

$$F_{nPdV}:F_{nPD} = F_{nPD} * \text{sen}(\beta - \alpha) \quad (2)$$

$$F_{tPdV}:F_{nPD} = F_{nPD} * \text{cos}(\beta - \alpha) \quad (3)$$

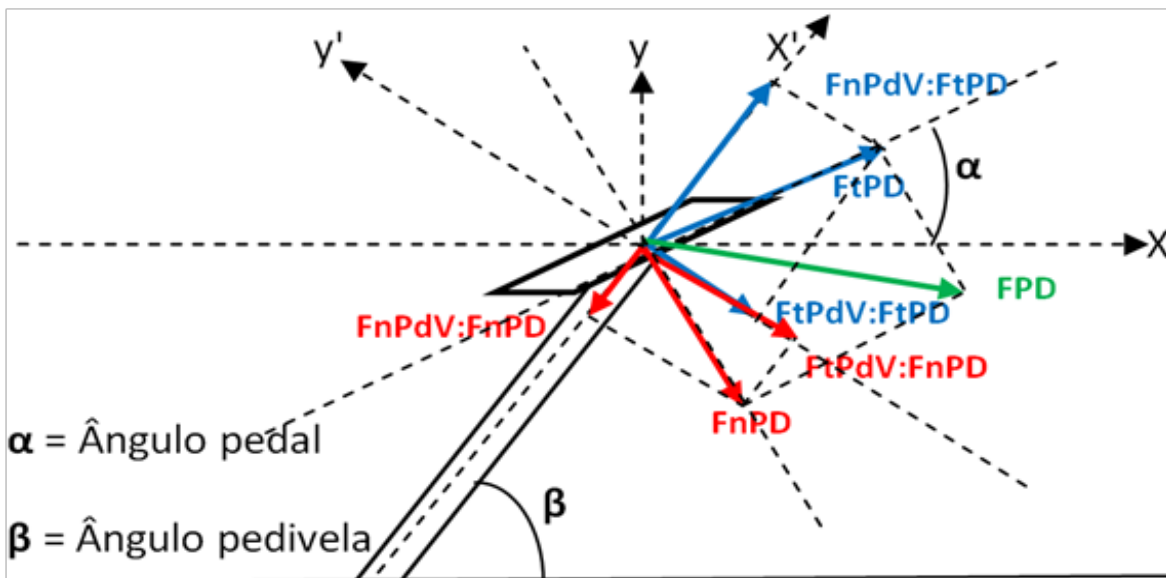


Figura 2.3 - Componentes normal e tangencial ao pedivela da força normal pedal (F_{nPD}) e Componentes normal e tangencial ao pedivela da força tangencial ao pedal (F_{tPD})

Fonte: Autor

As Figuras 2.4 (a) e 2.4 (b) correlacionam a força tangencial aplicada aos pedais em um determinado ângulo em relação ao pedivela. A componente tangencial da força aplicada aos pedais pode ser decomposta em componente normal ($F_{nPdV}:F_{tPD}$) e componente tangencial ($F_{tPdV}:F_{tPD}$) ao pedivela. Equações (2.4) e (2.5).

$$F_{nPdV}:F_{tPD} = F_{tPD} * \text{sen}(90^\circ - (\beta - \alpha)) \quad (2.4)$$

$$F_{tPdV}:F_{tPD} = F_{tPD} * \text{cos}(90^\circ - (\beta - \alpha)) \quad (2.5)$$

As Equações (2.6) (força efetiva que realiza trabalho) e (2.7) (força resultante) são:

$$FE = (F_{tPdV}:F_{tPD}) + (F_{tPdV}:F_{nPD}) \quad (2.6)$$

$$FR = \sqrt{(F_{tPdV}:F_{tPD})^2 + (F_{tPdV}:F_{nPD})^2} \quad (2.7)$$

Para o desenvolvimento da IHM abaixo foram utilizados ferramentas de hardware, software e firmware: Proteus®, LabVIEW®, Progisp, RcomSerial®.

Como se pode observar pelo design da IHM verifica-se a sua simplicidade o que permite conferir todos os sensores que são analisados durante o ciclo completo do ato de pedalar de um atleta.

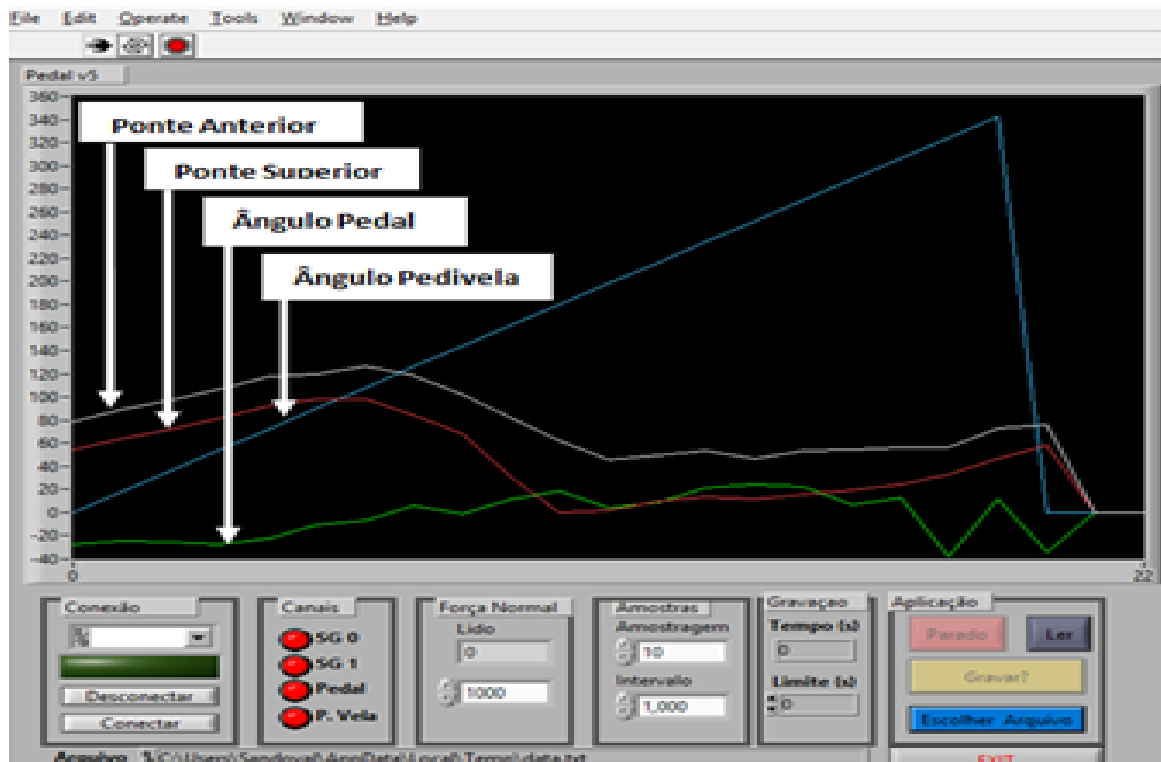


Figura 2.4(a) - Dados do Pedal esquerdo

Fonte: Autor

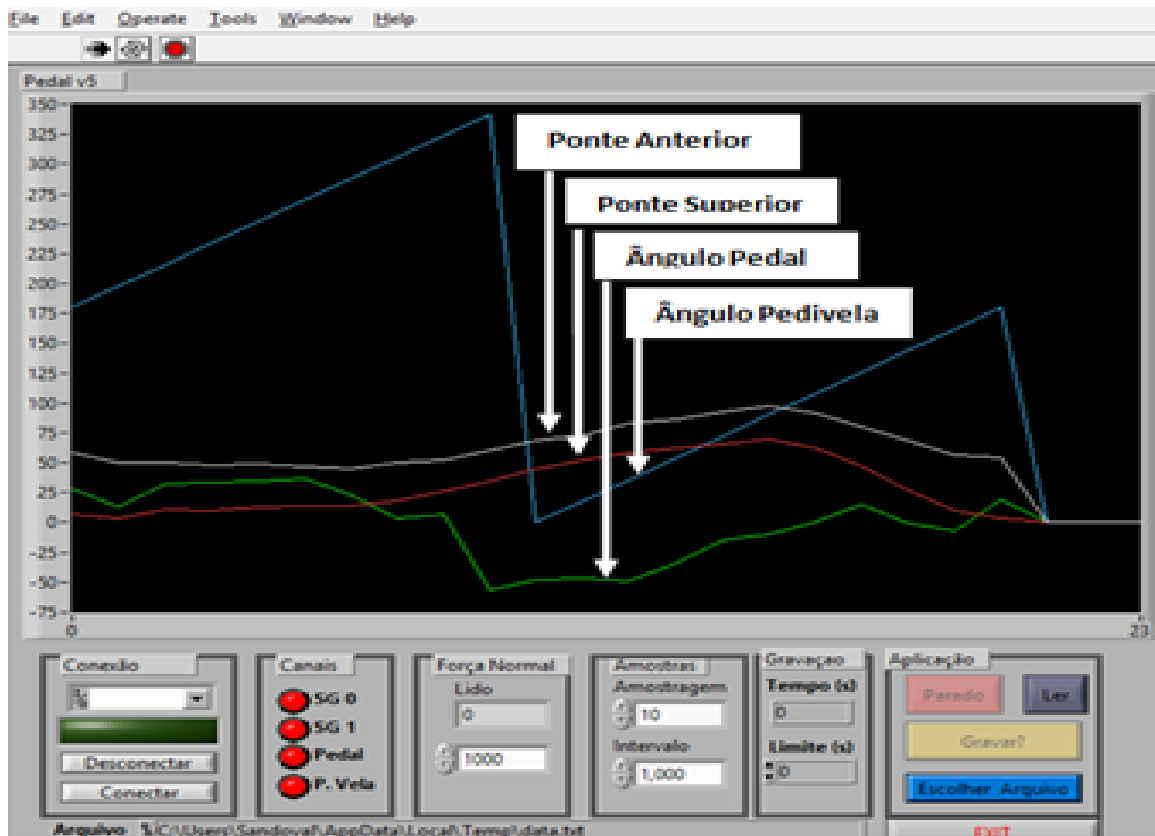


Figura 2.4(b) - Dados do Pedal direito

Fonte: Autor

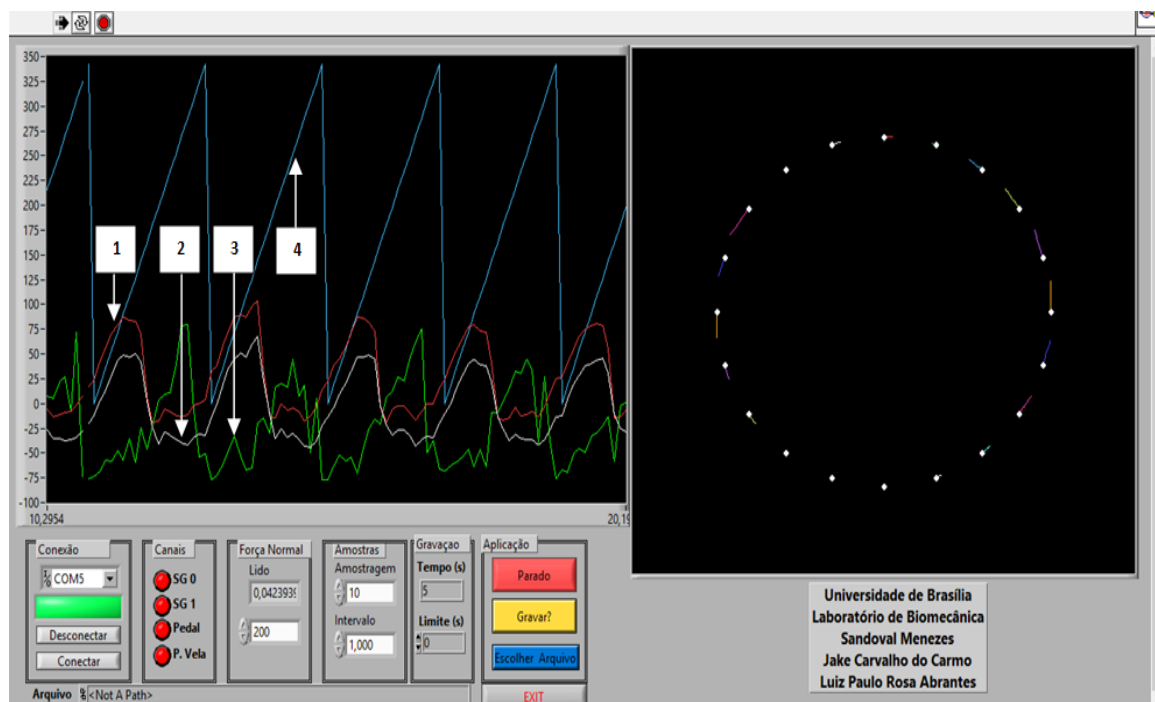


Figura 2.5 – Interface Homem Máquina - IHM

Fonte: Autor

A eletrônica atendeu a originalidade do pedal comercial permitindo fazer a análise dos resultados na bicicleta original. Na Figura 2.5, os dados da força sobre a ponte anterior (1) e sobre a ponte superior (2) possibilitou levantar as curvas de calibração da célula de carga, desenvolver e testar os modelos matemáticos da força aplicada ao pedal e a sua decomposição nas direções normal e tangencial. Ângulo do pedal (3) varia de um grau (1°) e é analisado nos múltiplos de dezoito graus (18°) do pedivela. O ângulo do pedivela (4) permite indicar o início e o fim de cada ciclo de pedalada.

O lado direito ilustra o comportamento de uma pedalada utilizando apenas o pé esquerdo onde é possível observar a magnitude com um rápido crescimento da força nos primeiros noventa graus (90°), diminuindo à medida que se aproxima de cento e oitenta graus (180°). O ângulo de zero graus (0°) e de cento e oitenta graus (180°), encontram-se no ponto superior e inferior, respectivamente, do ciclo de pedaladas.

Nos pontos 0° e 180° percebe-se que a inexistência de força aplicada ao pedivela. Entre 180° e 0° observa-se forças negativas que indicam a aplicação de forças no sentido contrário ao de rotação do pedivela. Isso ocorre porque o atleta não consegue puxar o pedal na fase de recuperação com velocidade suficiente.

2.2 – ARQUITETURA DO SISTEMA

Diagrama de blocos de um equipamento ou sistema eletrônico é a representação das funções desempenhadas por cada componente ou circuito e do fluxo dos dados ou sinais de interesse que indica a inter-relação entre os vários circuitos. Cada bloco desempenha uma função ou um conjunto de funções de um ou vários circuitos eletrônicos.

Analisar um bloco significa obter informações (tensão e/ou corrente) presentes na entrada, na saída e na relação existente entre elas. A Figura 2.6 mostra o diagrama de blocos do sistema.

É bom lembrar que o computador representado no diagrama de blocos no canto inferior esquerdo pode estar localizado a uma distância de até cinquenta metros de distância dos pedais instrumentados.

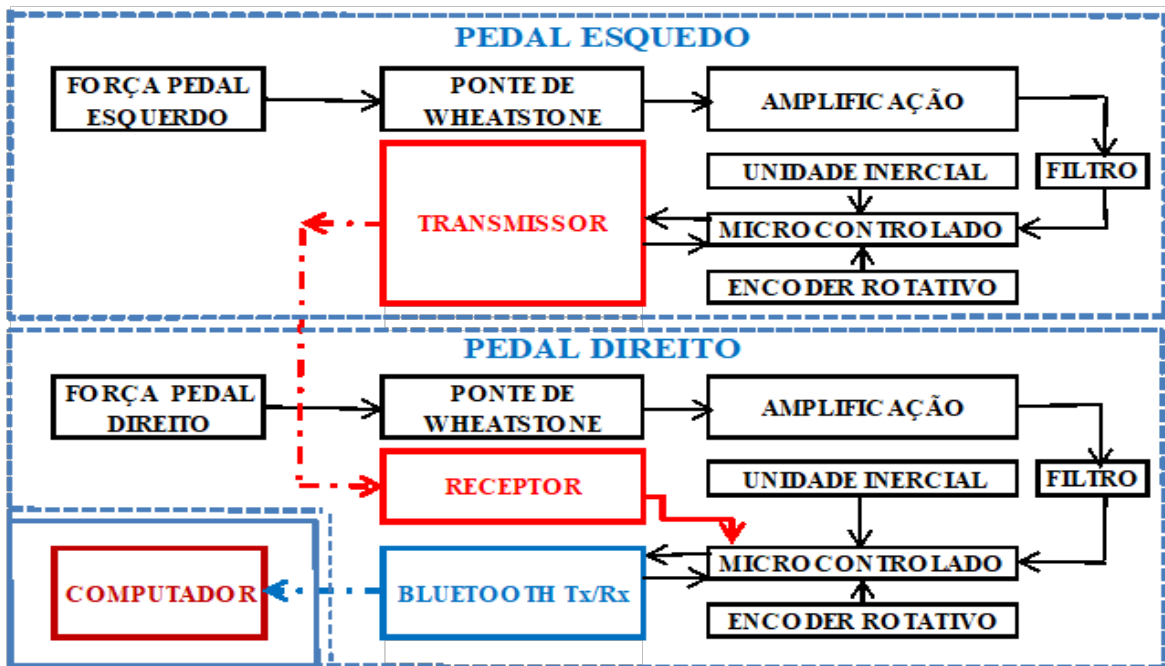


Figura 2.6 - Diagrama de blocos

Fonte: Autor

O equipamento na sua configuração possui como funções os seguintes blocos:

- SESG – Sensores *Strain gages*;
- AOI – Amplificador Operacional de Instrumentação;
- FPB – Filtro Passa Baixas;
- MCU – Microcontrolador com interface serial e ADC de 10 bits;
- TxRx - Transceptor de 2,4 GHz/2,0Mbps
- IMU – Unidade Inercial;
- ERC – Encoder Rotativo Contínuo;
- FONT - Bateria com recarregador.

O diagrama de blocos com as interligações dos principais blocos é mostrado na Figura 2.6 e o Anexo A (Circuito eletrônico completo) é a representação eletrônica do diagrama de blocos. A configuração pode ser montada de tal maneira que a placa de hardware seja conectada diretamente ao microcomputador através do Módulo *Bluetooth* HC-06, tornando, assim, fácil a gravação dos dados na forma de arquivos diretamente no *Hard Disk* (HD) do mesmo, evitando deste modo a utilização de protocolos de comunicação dedicados e perdas de tempo com a transferência de dados. Outra vantagem é

a alta capacidade de armazenamento dos atuais HD que permitem gravar grandes quantidades de dados.

O custo de desenvolvimento do hardware, ou seja, a placa do equipamento é baixo tornando-se, portanto, em conta o seu desenvolvimento como protótipo e cabeça de série. O desenvolvimento em alta escala necessita a contratação de empresa especializada no setor de desenvolvimento de placas as quais oferecem preço de mercado acessível com relação à placa do protótipo. Sendo assim, como se trata de um hardware e um firmware dedicados com protocolos de comunicação públicos é possível incorporar, através de softwares, novas funções ao equipamento, tornando-o mais versátil.

2.2.1 - Análise do sistema por meio do diagrama de blocos

Os *strain gages* montados em célula de carga convertem as forças aplicadas ao pedal em valores de tensão que são aplicadas ao amplificador de instrumentação. Este converte os sinais em torno de microvolts em sinais que possam ser lidos pelo ADC do microcontrolador. Os dados lidos junto com os dados da unidade inercial (ângulos com variação de 1º) e do encoder (ângulos com variação de 18º) são configurados em quatro colunas para serem transmitidos através do Transceptor de 2,4 GHz/2,0 Mbps para o outro pedal que também faz a mesma coleta e transmite as oito colunas de dados via *Bluetooth* ao microcomputador onde se localiza a IHM na qual o software permite ao usuário visualizar em forma de onda sua técnica de pedalada por meio da leitura em tempo real da força aplicada ao pedal ao mesmo tempo em que armazena os dados no HD.

2.2.2 – Detalhamento da descrição de Funcionamento do circuito

O circuito da ferramenta consiste de sensores *strain gages* (SG) montados em uma célula de carga que convertem as forças aplicadas ao pedal instrumentado em valores de tensão que são aplicadas ao amplificador de instrumentação de alto desempenho e ganho programável. Em seguida é feita conversão dos sinais de valores diminutos geralmente em torno de microvolts em sinais que possam ser filtrados e lidos pelo conversor analógico para digital (ADC) que se encontra inserido no encapsulamento do microcontrolador Atmega 328P. Estes dados lidos dos sensores *strain gages* e convertidos através do ADC são, em seguida, montados em uma tabela de duas colunas juntamente com os dados

provenientes da Unidade Inercial e do *encoder* Rotativo formando assim uma configuração de quatro colunas como descrita na Tabela 2.2 onde os dados apresentado foram obtidos em um teste de calibração (massa = 30Kg) na vertical o que fornece uma única força vertical de 294 N. Os valores lidos (SGs) são em números inteiros e os Ângulos em graus.

Tabela 2.2 - Dados lidos dos sensores do pedal

Fonte: Autor

SG Ponte Anterior	SG Ponte Superior	Ângulo Pedal	Ângulo Pedivela
0080	0031	0	0
0081	0030	0	0
0080	0031	0	0

Onde:

- SG - Ponte Superior = Dado recebido da meia ponte superior;
- SG - Ponte Anterior = Dado recebido da meia ponte anterior;
- Ângulo do Pedal = Dado recebido da Unidade Inercial que indica ângulo do pedal;
- Ângulo do Pedivela = Dado recebido do *encoder* Rotativo.

A Unidade Inercial (IMU) tem a função de converter a posição do pedal em valores angulares com variação de 1° entre um passo e outro. A variação máxima ficou limitada em 90° positivos (sentido horário) e em 90° negativos (sentido anti-horário), ou seja, o pedal pode se movimentar no range de 180° em torno do seu eixo.

O *encoder* Rotativo que está fisicamente conectado ao eixo do pedal que por sua vez está interligado ao pedivela tem a função de determinar a posição deste em valores angulares com variação de 18° entre um passo e outro podendo este passo ser o seguinte ou o anterior, ou seja, em uma volta completa (360°) do pedivela o *encoder* Rotativo informa ao microcontrolador vinte posições do pedivela em qualquer sentido de rotação.

A conexão de hardware entre o circuito eletrônico do pedal instrumentalizado e o microcomputador é através de um sistema *wireless* denominada Módulo *Bluetooth* HC-06.

Pareamento é a comunicação estabelecida entre o Módulo *Bluetooth* do microcomputador e o Módulo *Bluetooth* HC-06 do circuito eletrônico do pedal instrumentalizado.

Após o pareamento, a detecção de qualquer movimento no pedal é lido e transmitido ao microcomputador que, por sua vez, através de um programa faz o tratamento necessário dos dados e os mostra na tela para que seja interpretado através da Interface Homem Máquina – IHM.

No microcomputador o software permite ao usuário melhorar sua técnica de pedalada por meio da leitura em tempo real da força aplicada ao pedal. A medição das forças e dos ângulos aplicadas ao pedal permitirá, também, acompanhar o desenvolvimento dos treinamentos e mesmo das competições.

Todo o firmware comentado referente as funções do equipamento se encontram apresentadas no Anexo D - Programa completo em C.

2.2.3 – Desenvolvimento do Hardware e sua Integração

Em desenvolvimento de circuito eletrônico onde a tônica principal é o consumo de corrente devido ao espaço destinado ao mesmo já está predefinido é necessário que a fonte de alimentação seja muito bem projetada para que o equipamento apresente eficiência dentro do padrão esperado. Partindo dessa premissa é de se esperar que a fonte de seja eficiente para que os dados do circuito não sejam afetados pelo seu mau funcionamento.

A solução encontrada para a fonte foi utilizar a topologia de carregador de bateria como mostrado no ANEXO A (Circuito eletrônico completo) para gerar a alimentação de todo o circuito inclusive da ponte de *Wheatstone* onde a regulação da tensão de entrada é proveniente de uma única bateria de 4,2 volts.

Outra evolução na topologia do circuito eletrônico foi à substituição do amplificador instrumental INA 118 que utiliza alimentação simétrica pelo amplificador instrumental INA 122 que utiliza alimentação simples sem perda das características do projeto como mostrado no ANEXO A e, também, na Figura 1.7.

A fim de obter um circuito de baixo custo e baixo consumo devido às necessidades do projeto foi realizado no início do desenvolvimento estudos do comportamento e aquisição do sinal gerado pelo *strain gage*. Algumas ações foram tomadas, uma delas foi o estudo da determinação do alto ganho do amplificador de instrumentação INA 122, de modo que os testes realizados apresentassem uma amplificação com alta razão sinal/ruído. Outra foi a filtragem dentro da faixa de frequências de até 10 Hz para que os sinais que apresentasse interesse fossem separados dos indesejáveis gerados pelo sistema.

Para a aquisição, amplificação e filtragem do sinal foi projetado um circuito composto por um estágio de amplificação com elevada impedância de entrada para adequação do sinal original aos requisitos necessários do estágio de tratamento digital do sinal, um estágio de filtragem para atenuar sinais indesejáveis. A Ponte de *Wheatstone* é o circuito eletrônico composto por fonte de tensão, voltímetro e rede de quatro resistores, sendo três destes conhecidos e ajustáveis.

Em circuitos de leitura de sensores utilizando Ponte de *Wheatstone* ao se variar os valores dos *strain gages* aparecem nos terminais da referida Ponte de *Wheatstone* um valor de tensão correspondente ao valor destas variações e são estas tensões que serão analisadas no pelo circuito de aquisição e acondicionamento do sinal. Ponte de *Wheatstone* possui inúmeras aplicações a destacar: Medição de Resistência; Medição de Temperatura através do componente *Negative/Positive Temperature Coefficient (NTC/PTC)*; Medição de Pressão (*Strain Gage*); Medição de Força (*Strain Gage*) que é a aplicação nesse trabalho.

2.2.4 – *Strain gages*

Os *strain gages* são conhecidos desde antes da década de 30 quando Georg Simon Ohm observou e apresentou a relação entre tensão, resistência e corrente elétrica. No ano de 1856, Willian Thompson realizou as primeiras investigações sobre a relação de variação entre resistência elétrica e deformação de material metálico. Ele mostrou que cargas mecânicas aplicadas a uma estrutura metálica provocam deformações que serão transmitidas ao corpo do extensômetro provocando uma mudança na resistência elétrica do mesmo. A Figura 2.7 apresenta o *layout* de um *strain gage* fabricado pela Kyowa.

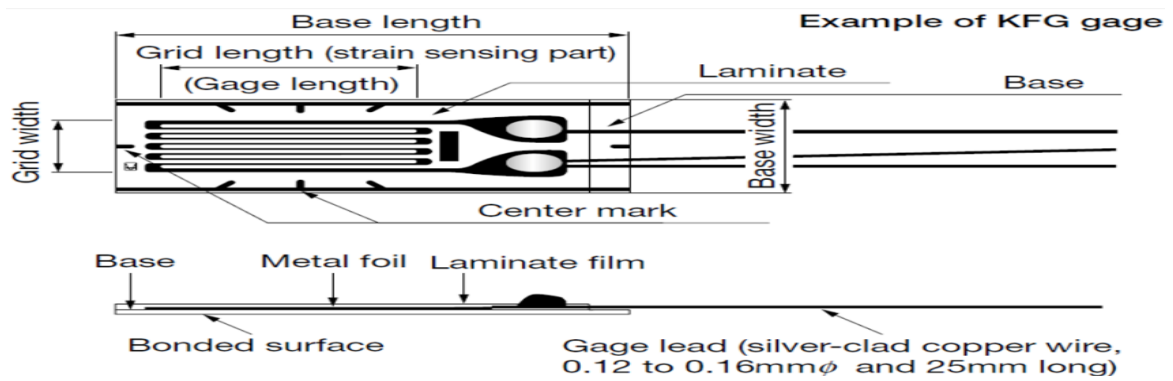


Figura 2.7 - *Strain Gage* do fabricante Kyowa

Fonte: Kyowa Electronic Instruments Co.

A fabricação de *strain gage*, em sua maioria, utiliza o processo preciso de gravação ótica (*photo etching*) que é versátil e possibilita a produção de uma variedade destes componentes em formas e tamanhos diversos.

Encontra-se *strain gage* de até 0,2 mm de comprimento com resistências precisas de 120Ω, 350Ω, 500Ω, 1KΩ e 5KΩ. O *strain gage* é um resistor de alta qualidade e deve ser fixado à célula de carga com o procedimento e cola correta uma vez que esta tem a função de transmitir o deslocamento da superfície da célula de carga para o *strain gage* sem distorções para não levar a erro de medição.

2.2.5 – Ponte de *Wheatstone* com extensômetros *strain gages*

A história do circuito da Ponte de *Wheatstone*, Figura 2.8, é curiosa uma vez que a mesma não foi criada por Charles *Wheatstone* no século XIX, mas sim por Samuel Hunter Christie que a descreveu também no século XIX, mais precisamente no ano de 1833. Porém foi Charles *Wheatstone* que apresentou o circuito como um arranjo de elementos elétricos que permitem a medição do valor de uma resistência desconhecida.

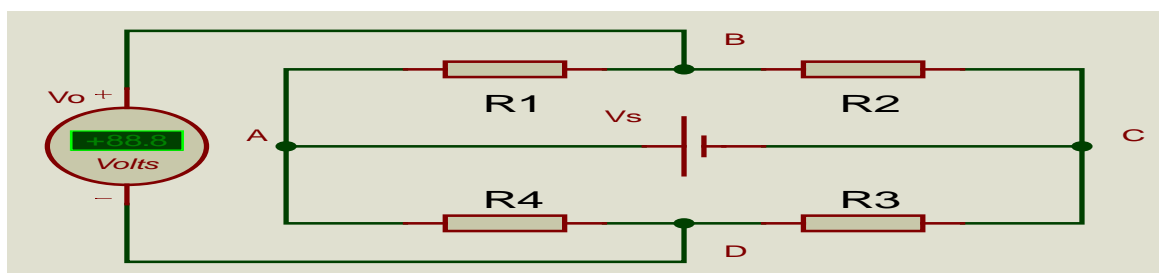


Figura 2.8 - Ponte de *Wheatstone* com resistores

Fonte: Autor

A Ponte de Wheatstone da Figura 2.8 consiste de fonte de tensão (V_S), voltímetro (V_o) e rede de quatro resistores (R_1 , R_2 , R_3 e R_4) sendo três destes resistores conhecidos e ajustáveis. Para determinar o resistor desconhecido os outros três são ajustados até que a tensão no voltímetro (V_o) seja nula. Supondo que o resistor R_2 seja desconhecido e denominado de R_x e R_4 seja um resistor variável tem-se que para se obter o valor de R_x determina-se a razão entre os valores R_2/R_4 , ou seja, com $(R_x/R_4)=(R_1/R_3)$, $V_o = 0$ o que implica que os resistores são iguais, ou seja, o circuito está balanceado. A tensão da Ponte de *Wheatstone* é determinada através da Figura 2.8, pois o circuito representa o conversor da variação de resistência dos *strain gages* em tensão.

$$V_{AB} = \frac{R_1}{R_1+R_2} * V_S \quad (3.1)$$

$$V_{AD} = \frac{R_4}{R_3+R_4} * V_S \quad (3.2)$$

$$V_o = V_{BD} = V_{AB} - V_{AD} \quad (3.3)$$

Substituindo e resolvendo as equações (3.1) e (3.2) em (3.3) tem-se que:

$$V_o = \frac{R_1 * R_3 - R_2 * R_4}{(R_1+R_2) * (R_3+R_4)} * V_S \quad (3.4)$$

A tensão da Ponte é representado por V_o , quando balanceada $V_o =$ zero então:

$$(R_1 * R_3) - (R_2 * R_4) = 0 \quad (3.5)$$

$$R_1 * R_3 = R_2 * R_4 \quad (3.6)$$

A leitura da Ponte é baseada na deflexão dos *strain gages*, quando submetido à compressão, montados na configuração de meia Ponte. Os extensômetros são, basicamente, resistores variáveis que modificam sua resistência de acordo com a deflexão provocada através das forças aplicadas ao pedal. As variações de resistência são captadas pelo circuito amplificador onde a leitura é feita através de mudanças variação de tensão sobre os extensômetros e, então, será lida pelo microcontrolador, onde será feita, via programa, a

conversão do sinal analógico para digital da variação de tensão sobre o circuito da Ponte de *Wheatstone*. Através da utilização de massas conhecidas é feita a calibração do sistema. O circuito utilizado é basicamente uma Ponte *Wheatstone* onde dois resistores R1 e R2 são substituídos por dois *strain gages* SG1 e SG2 conforme mostrado na Figura 2.9.

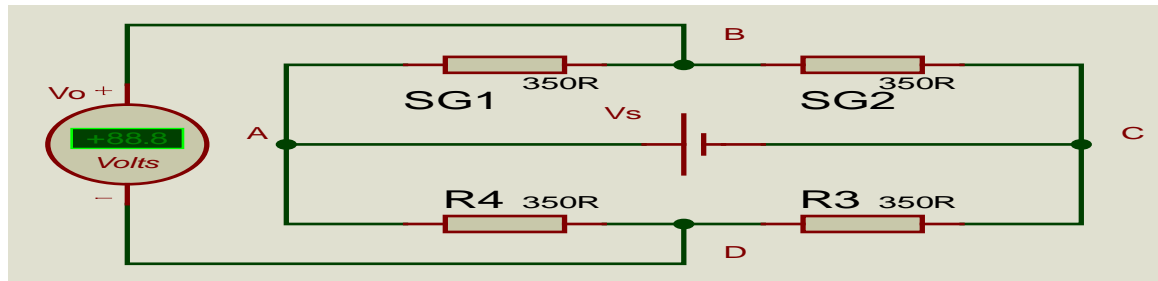


Figura 2.9 - Ponte de *Wheatstone* com meia ponte de *strain gages*

Fonte: Autor

Dois *strain gages* do fabricante *Kyowa*, modelo KFG 5 - 350 - C1 - 11, foram utilizados na configuração meia ponte e montados sobre uma célula de carga que consiste de uma peça metálica em forma de U como mostrado na Figura 2.10. Cada uma das duas meias pontes com os *strain gages* foram estrategicamente montadas sobre a célula de carga sendo uma na parte superior e a outra na parte anterior. Estas duas meias pontes permitem, em conjunto, determinar as forças aplicadas na horizontal e na vertical. Em seguida a célula de carga foi acoplada a uma base metálica que, por sua vez, se conecta normalmente ao pedivela da bicicleta como um pedal comum. Na Figura 2.10 estão representados apenas os dois *strain gages* externos da célula de carga em formato de U. Os dois outros *strain gages* estão dispostos na parte interna da peça e simétricos aos da parte externa formando as respectivas duas meias pontes. (Carmo, 2003).

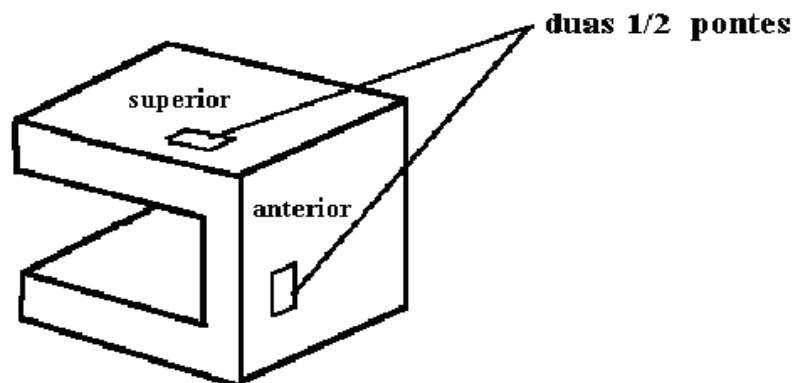


Figura 2.10 - Célula de carga em formato de U

Fonte: Tese (Carmo, 2003).

2.2.6 – Amplificadores operacionais de instrumentação

Este amplificador é conhecido simplesmente por amplificador de instrumentação e é muito utilizado em aplicações para amplificar pequenos sinais com o mínimo de distorção possível e um alto ganho, [46] [42] o que justifica plenamente a sua aplicação nessa pesquisa. Os amplificadores de instrumentação são, atualmente, componentes eletrônicos fáceis de encontrar no mercado e de extrema utilidade e aplicabilidade tanto em circuitos analógicos quanto em digitais.

O amplificador de instrumentação é constituído por um conjunto de três amplificadores operacionais em um encapsulamento fechado, possuem valores de impedância de entrada extremamente elevada, da ordem de $10^{12}\Omega$ e como tal correntes de polarização extremamente baixas, da ordem de 50 nA, [42].

Caracterizados por serem utilizados como amplificadores diferenciais, o de instrumentação lida normalmente com valores de tensão de entrada razoavelmente altos sendo, no entanto, a diferença entre elas muito baixa. A figura 2.11 mostra a topologia básica de um amplificador de instrumentação desenvolvido pela *BURR BROWN*:

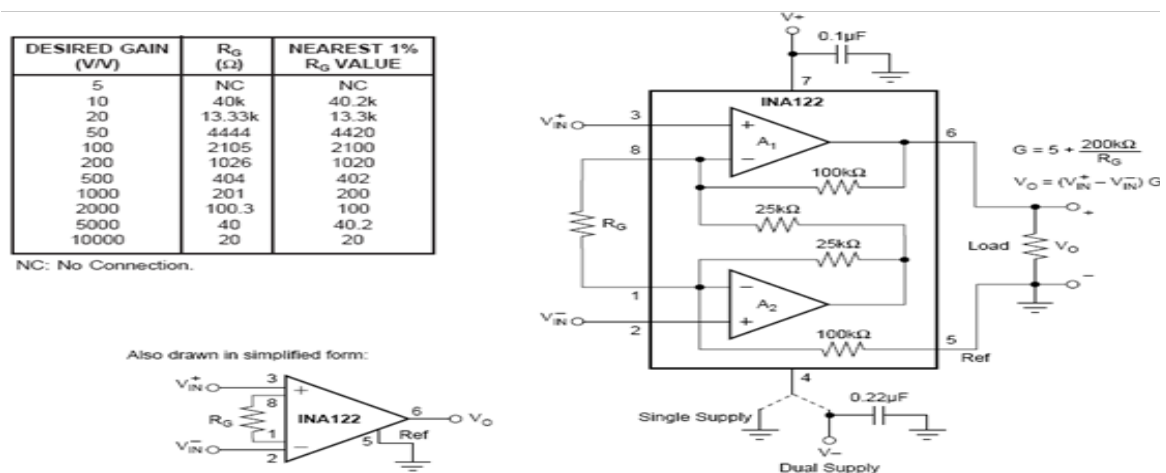


Figura 2.11 – Configuração básica de um amplificador de instrumentação

Fonte: BURR BROWN

Como se pode observar, em geral, os amplificadores de instrumentação são constituídos por três amplificadores operacionais e graças à sua configuração, os amplificadores de instrumentação possuem características superiores às dos amplificadores

operacionais, ou seja, melhor estabilidade em relação a variações de temperatura, melhor desempenho de consumo de energia e melhor linearidade [42].

Além de melhor desempenho em relação à montagem com três amplificadores operacionais, o de instrumentação ocupa menos espaço nos circuitos o que o torna adequado à utilização nessa trabalho uma vez que a ferramenta possui pouco espaço para ser acomodada e, também, alimentação por bateria recarregável.

Ao contrário dos amplificadores operacionais, cujo ganho é determinado pelo valor das resistências externas ligadas no ramo de realimentação, os amplificadores de instrumentação utilizam, normalmente, as suas resistências internas para fixar o ganho. No INA 122 determina-se o ganho através do resistor entre dois terminais (1 e 8) pré-configurados. A Figura 2.12 mostra os pinos do amplificador de instrumentação INA 122.

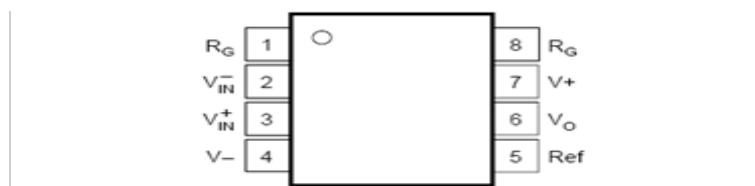


Figura 2.12 – Configuração dos pinos do amplificador de instrumentação INA 122

Fonte: BURR BROWN

O amplificador de instrumentação INA 122 é um componente de baixo custo com boa precisão. Na Figura 2.11 está apresentada uma tabela com resistores para vários ganhos e a Figura 2.13 apresenta a configuração desenvolvida no circuito dessa tese.

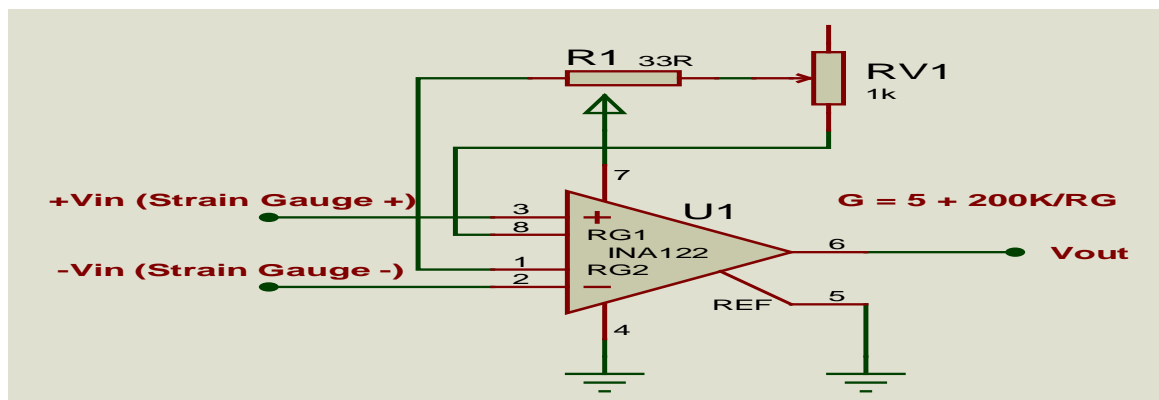


Figura 2.13 – Estágio de amplificação com ganho de aproximadamente 6065

Fonte: Autor

Para o ganho que se deseja do circuito, determina-se o valor da resistência externa R_G ao coloca-la entre os terminais 1 e 8 do amplificador de instrumentação INA 122, o ganho é calculado através da Equação (3.13) e o range de valores de ganho passíveis de serem implementados vai de 2 a 10.000 (*Analog Devices*).

$$G = 5 + \frac{200K}{R_G} \quad (3.13)$$

2.2.7 – Filtro passa-baixas

Por definição, filtro é um circuito que apresenta comportamento típico em função da frequência do sinal a ele aplicado permitindo a passagem de sinais com certas frequências, enquanto suprime sinais com outras frequências. Filtros são circuitos com impedâncias interligadas denominadas de redes e o comportamento depende do valor das resistências, capacitâncias e indutâncias envolvidas e da maneira como são interligadas.

O circuito RC apresentado na Figura 2.14 comportar-se como um filtro passa-baixas (FPB). Para sinais de baixa frequência, o capacitor apresenta reatância capacitiva muito alta ($X_c \gg R$) e seu comportamento tende a um circuito aberto. Desta forma, a maior parcela da tensão de entrada (V_{in}) estará sobre o capacitor e pode-se dizer que o circuito RC apresenta pouca resistência aos sinais de frequências baixas. Para sinais de frequências altas, o circuito se comporta exatamente de modo oposto, ou seja, baixa reatância, ($X_c \ll R$) e seu comportamento tende a um curto-circuito. Desta forma, a maior parcela da tensão de entrada (V_{in}) estará sobre o resistor e a tensão sobre o capacitor será muito pequena, ou seja, o circuito dificulta a passagem de sinais de frequências altas.

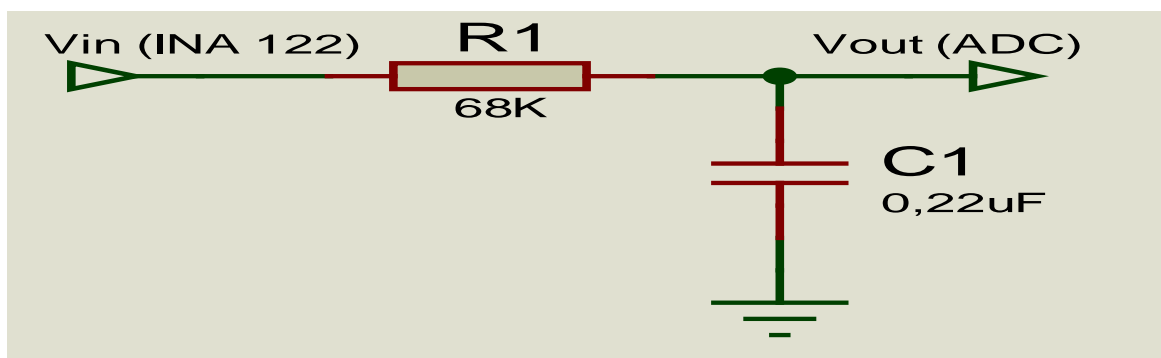


Figura 2.14 - Filtro RC passa-baixas com frequência de corte em 10 Hz

Fonte: Autor

Filtro passa-baixas atua proporcionando a rejeição de sinais cujas frequências estão acima da faixa desejada, permitindo a passagem das frequências inferiores à chamada frequência de corte. Devida a simplicidade da filtragem dos sinais gerados pela rede da Ponte de *Wheatstone*, neste trabalho utilizou-se a tecnologia de filtro passivo de dois elementos, ou seja, um resistor (R1) e um capacitor (C1) representados na Figura 2.14.

O software Proteus mostra a forma de onda que representa a variação do ganho de tensão A_v na cor verde e da fase apresentado na cor vermelha, em função da variação da frequência do filtro passa baixas, Figura 2.15. Observa-se que a frequência de corte $f_c = 10,64$ Hz encontra-se no ponto de -3dB, escala vertical à esquerda, e variação máxima de -90° de fase, escala vertical à direita. Na escala horizontal encontra-se a variação de frequência.

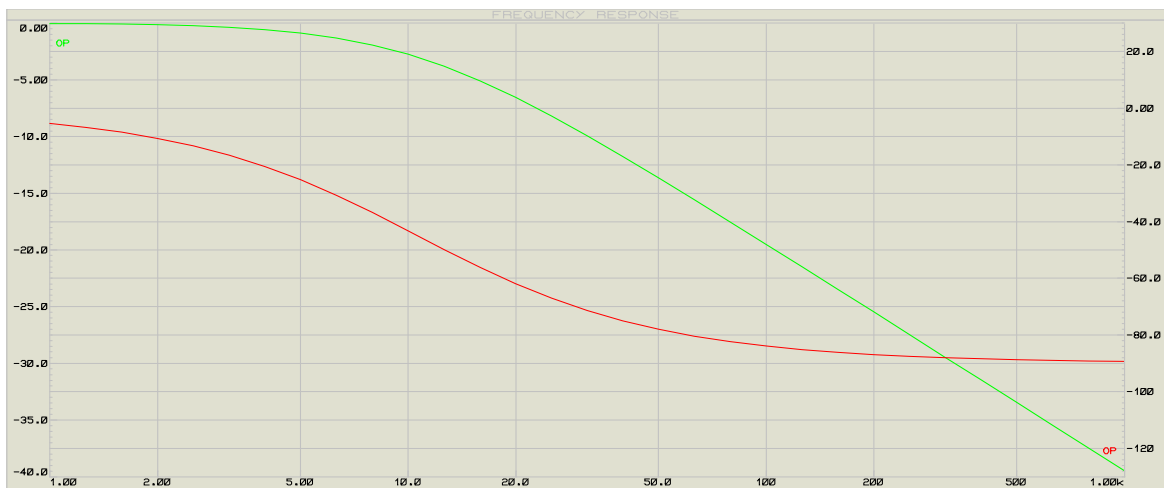


Figura 2.15 - Variação ganho de tensão A_v e fase em função da variação de frequência

Fonte: Autor

Após a geração dos sinais através das forças aplicadas ao pedal estes são amplificados pelo INA 122 e entregues ao filtro passa baixas para que os sinais indesejáveis sejam filtrados.

2.2.8 – Microcontrolador Atmega 328P

O microcontrolador Atmega 328P é um componente eletrônico programável de 28 pinos na tecnologia de encapsulamento PDIP no qual sua memória interna é capaz de armazenar inúmeras funções conforme as instruções nela carregada através de um

programa denominado firmware. Este microcontrolador é de oito bits e tem como características a alta performance, baixo consumo e arquitetura RISC avançada. Possui 131 instruções sendo que a maioria delas são executada com apenas um ciclo de clock. São 32 registradores de 8 bits com a função de multiplicação de apenas dois ciclos. Opera com cristal de até 20 MHz (neste projeto utilizou-se 16 MHz) e possui memória interna de tecnologia *flash*, ou seja, memória não volátil de 32 Kb onde as instruções e variáveis são armazenadas. Faz parte de sua arquitetura interna, além de vários periféricos, memória SRAM de 2Kb e EEPROM de 1Kb além de *lock* bit para segurança do programa. Este microcontrolador possui também uma interface serial *full duplex*, dois *timer counter* de 8 bits e um de 16 bits com pré-escala, seis canais PWM, seis canais de ADC de 10 bits, *watchdog* programável, comparador analógico e um sistema de interrupção.

O circuito da Figura 2.16 apresenta o microcontrolador (MCU) com seu sistema de clock que utiliza um cristal piezelétrico de 16 MHz assim como um circuito supressor de ruído formado pelo indutor L2 e pelo capacitor C9. Pode-se notar, também, que se encontra conectado aos pinos deste microcontrolador os terminais do gravador ISP que é utilizado para fazer a gravação do programa (firmware) desenvolvido para esse projeto.

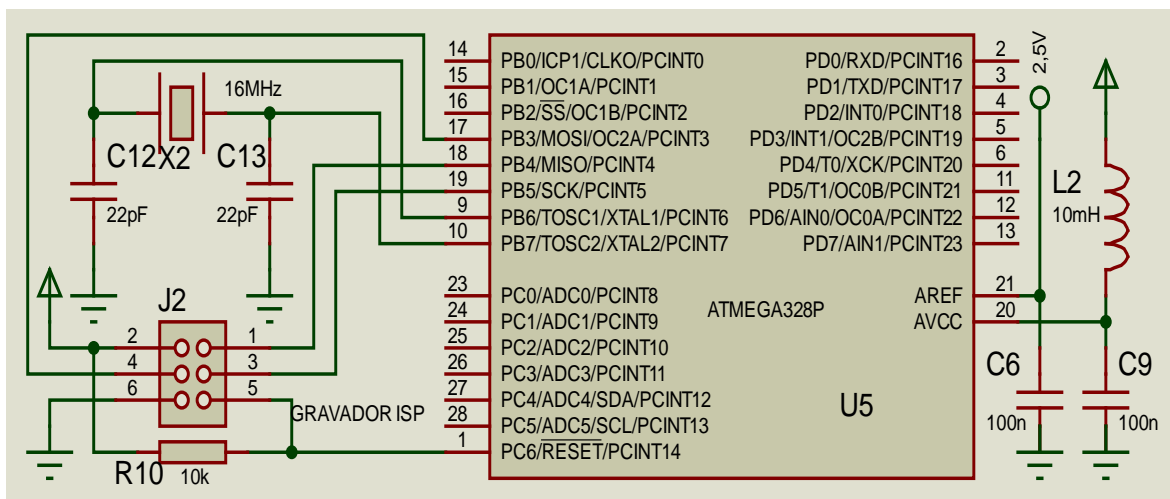


Figura 2.16 - Circuito do microcontrolador com o gravador ISP

Fonte: Autor

A comunicação com o mundo externo é feita através de porta de entrada e saída analógicas e digitais e que nesse modelo são em número de 14 portas digitais, 6 portas analógicas (ADC de 10bits) Figura 2.17. As portas analógicas suportam escrita em modo digital ou em modo analógico através da geração de PWM.

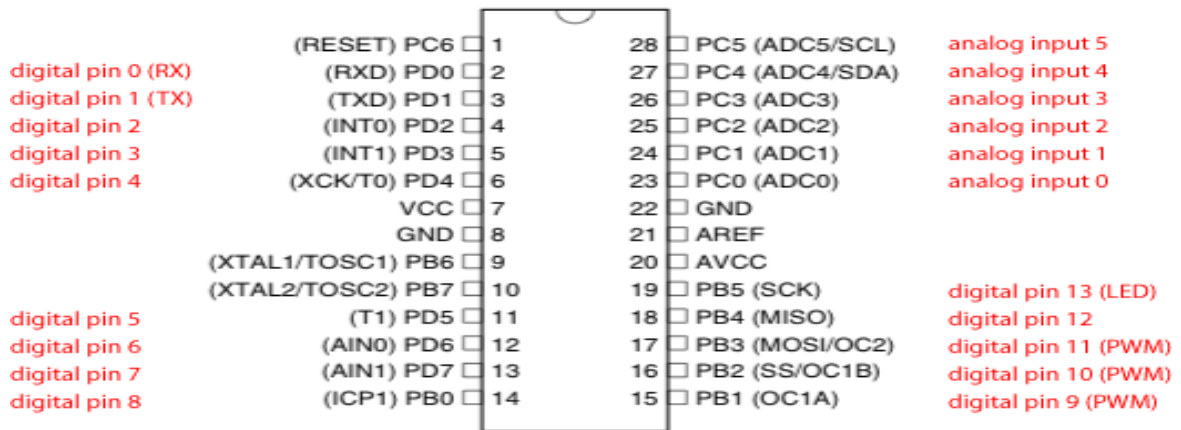


Figura 2.17 – Mapa da disposição dos pinos do microcontrolador ATmega 328P

Fonte: www.arduino.cc

A comunicação com os dispositivos periféricos externos é feita através de diversas formas e protocolos tais como I2C, USART e SPI (*master slave*). A tensão de alimentação varia entre 1,8V à 5,5V, utilizou-se 3,3V para IMU e 2,5V para os sensores. Este último valor é extremamente útil, pois aceita uma série de sensores e outros componentes eletrônicos que funcionam com diferentes tensões de alimentação.

Em especial este microcontrolador possui seis modos de redução de consumo (Idle, ADC Noise Reduction, Power-save, Power-down, standby e Extended Standby) que é uma característica extremamente útil para equipamentos alimentados por bateria como este em questão. O software com suas bibliotecas utilizado para programar este microcontrolador é semelhante a C/C++, Open Source e de domínio público.

2.2.9 – Unidade inercial

Devida a necessidade em medir o ângulo do pedal foi utilizado uma Unidade Inercial, modelo IMU 6050 com passo de um grau (1°). A escolha desse módulo foi favorecida por conter em um único chip um acelerômetro, um giroscópio tipo MEMS com três graus de liberdade e um sensor de temperatura entre -40 e +85 °C que poderá, no futuro, medir a temperatura no ambiente natural de teste ou competição. No circuito da Figura 2.18 está apresentado o conector da unidade inercial (MPU-PEDAL) com suas referidas ligações diretamente conectada ao ADC do ATmega 328P. O pino 6 do conector é o endereço de comunicação I2C entre a IMU e o Microcontrolador.

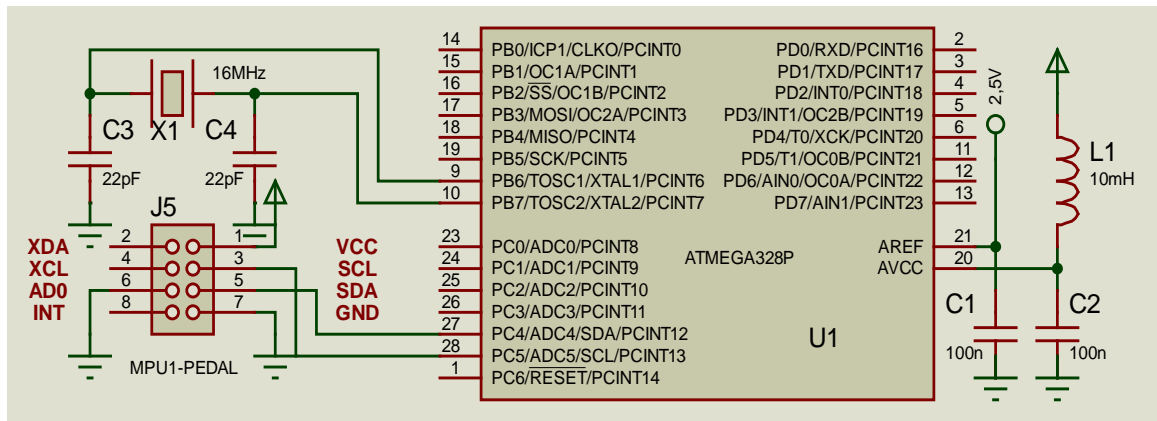


Figura 2.18 - Circuito da MCU e IMU

Fonte: Autor

Todas as medições possui alto grau de precisão devido ao conversor analógico digital (ADC) de 16-bits em cada canal de leitura do acelerômetro, do giroscópio e da temperatura o que permite capturar simultaneamente os três canais de cada sensor. Outra característica que levou a escolha deste módulo foi o recurso interno nele já existente de um Processador Digital de Movimento - DMP (*Digital Motion Processor*), responsável por fazer cálculos complexos dos sensores no desenvolvimento do firmware.

O microcontrolador Atmega 328P se comunica com a Unidade Inercial através da interface padrão I2C utilizando os pinos SCL (*Serial Clock*) e SDA (*Serial Data*). O pino AD0 não conectado define o endereço do sensor como sendo 0x68 e quando conectado em 3,3V define o endereço como sendo 0x69 o que permite a conexão de dois módulos em um único circuito eletrônico. A alimentação do módulo pode estar entre 3V e 5V e no projeto aqui apresentado foi utilizado alimentação de 3,3V.

No desenvolvimento do programa para o microcontrolador foi utilizado a biblioteca Wire, Figura 2.19, que consiste na inicialização e leitura dos registradores do MPU-6050 (comunicação I2C). Os valores dos eixos são lidos e convertidos para ângulos.

```

INIC-MPU-6050 $
// Declaração e inicialização dos registradores do MPU-6050
#include <Wire.h> // Carrega a biblioteca da Unidade Inercial
#define MPU1 0x68 // Endereço da Unidade Inercial (IMU) para comunicação I2C.
#define SenAcel 16384.0 // Fator de escala da sensibilidade do acelerômetro em LSB/g
#define SenGiro 131.0 // Fator de escala da sensibilidade do giroscópio em LSB/(°/s)
#define RadGrau = 57.295779 // Conversão de radianos para graus = 180/PI

```

Figura 2.19 - Inicialização das variáveis do IMU 6050

Fonte: Autor

2.2.10 – Encoder rotativo

A utilização do *encoder* rotativo proporciona ao equipamento uma medição precisa do ângulo do pedivela com passo de 18° que indica a posição do mesmo em relação ao plano horizontal da bicicleta, Figura 2.20.

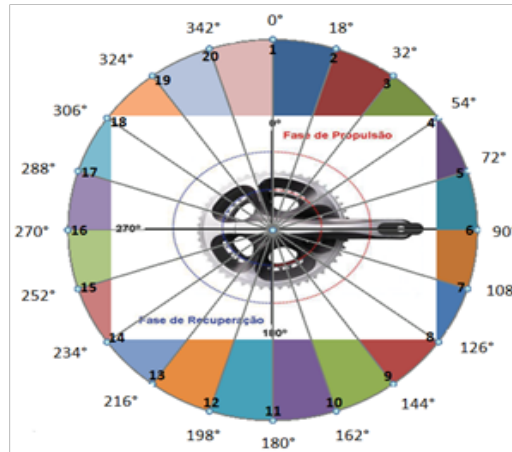


Figura 2.20 - Ângulos referentes às posições do pedivela

Fonte: Autor

No circuito da Figura 2.21 apresenta o conector do *encoder* com suas ligações. O mesmo está diretamente conectada ao ATmega 328P e o pino 3 do conector é uma chave interna que pode ser utilizada como reset do ATmega 328P (início de uma nova rotação).

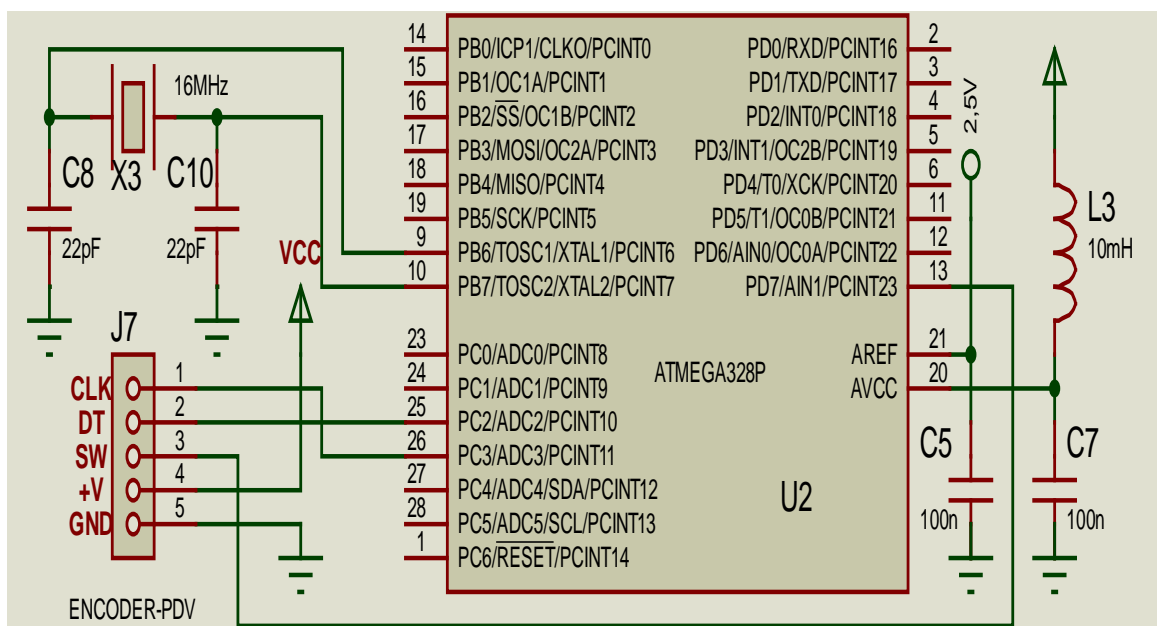


Figura 2.21 - Circuito do microcontrolador e Encoder Rotativo

Fonte: Autor

A Figura 2.22 apresenta o firmware de inicialização e leitura do *encoder* pelo microcontrolador. Cada passo do pedivela no sentido horário soma-se dezoito graus (18°) e no sentido anti-horário subtraí-se dezoito graus (18°). Após uma volta completa o programa reinicia a leitura para zero grau (0°).

```

INICIALIZACAO_DO_MICROCONTROLADOR_ATMEGA_328P §
void loop()
{
/* ENCODER ROTATIVO *****/
static int Pos = 0; //Define a variável Pos como inteira estática
encoder.tick(); //Chama a subrotina do encoder que está na biblioteca
NewPos = encoder.getPosition(); //Le as informacoes do encoder
if (Pos != NewPos) //Testa se a posicao foi alterada
{
if (abs(Pos) < abs(NewPos)) //Se sim Testa se foi no sentido horário e
{
Angulo = Angulo + 18; //Soma 18 graus no valor anterior e
SentRot = true; //Variável booleana para indicar que está no sentido horário
}

else //Se não
{
Angulo = Angulo - 18; //Subtrai 18 graus do valor anterior
SentRot = false; //Variável booleana indica que está no sentido Anti-horário
}

if (Angulo == 360 or Angulo == -360) //Se completou uma volta (360 graus) em qualquer sentido
{
Angulo = 0; //Reinicialize o valor do ângulo do pé de vela em zero
}
Pos = NewPos; //Carrega Pos com o novo valor lido
}
/* ENCODER ROTATIVO *****/

```

Figura 2.22 - Firmware de inicialização e leitura do *encoder* Rotativo

Fonte: Autor

2.2.11 – Módulo *Bluetooth*

A comunicação *wireless (Bluetooth)* é feita entre o módulo do microcomputador e módulo do pedal. Cada módulo de transmissão e recepção de radiofrequência é composto por uma antena e um rádio modem. A configuração determina se o módulo irá apenas enviar e/ou receber informações. Quando a comunicação está estabelecida diz-se que o sistema está pareado. Na Figura 2.23 Tem-se o Microcontrolador, gravador ISP e *Bluetooth* (conector J4). O divisor de tensão formado pelos resistores R11 e R12 são utilizados para evitar que sobretensão o danifique uma vez que o fabricante recomenda que o pino de Rx do módulo seja ligado à tensão de 3,3V.

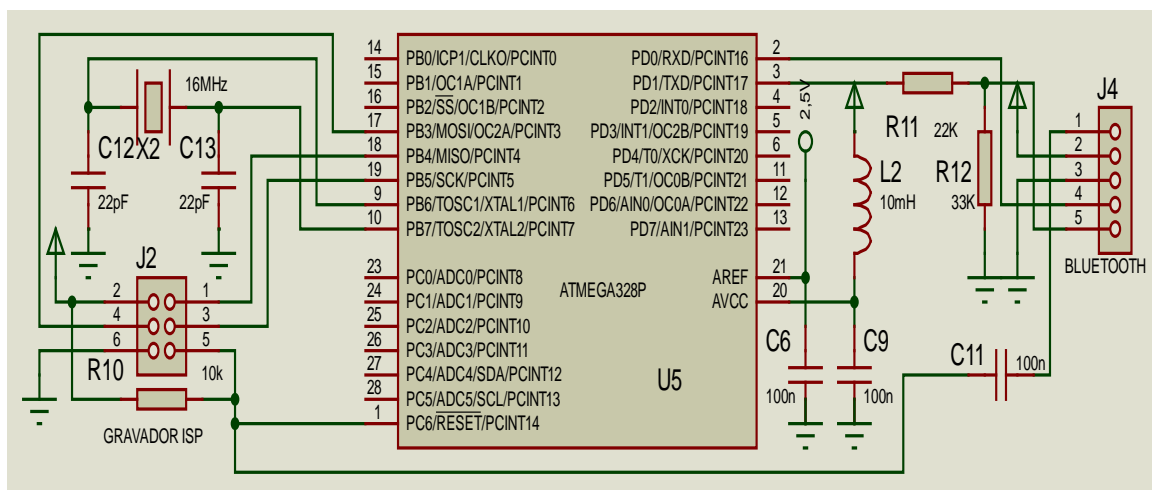


Figura 2.23 - Circuito do Microcontrolador, gravador ISP e *Bluetooth*

Fonte: Autor

Com o software RcomSerial ou a IHM pôde-se analisar o sistema de transmissão e recebimento dos dados, em seguida, os dados foram utilizados pelo programa desenvolvido em Matlab para análise e visualização no microcomputador.

No sistema de comunicação *Bluetooth* entre o microcomputador e o pedal apresentado na Tabela 2.3, os módulos transmissor-receptor de rádio se mostraram eficientes. Esse sistema envia e recebe informações à distância com confiabilidade e segurança. Nos testes realizados com o pedal instrumentado conectado ao pedivela da bicicleta o alcance máximo foi 50m com o *Bluetooth* configurado para 9600 bps e tensão de alimentação entre +4,0 Vcc à +4,2 Vcc.

Tabela 2.3 – Ligação entre IMU e *encoder* Rotativo

Fonte: Autor

Ligação entre IMU e <i>encoder</i> Rotativo				
CONECTAR	CLK - LR	LR - A3	Pino 26 do ATmega 328	CONECTAR
	À	DT - MR	MR - A2	AO
PLACA	SW - CZ	CZ - PIN7	Pino 13 do ATmega 328	MICROCONTROLADOR
DO	VCC - BR	BR - VCC	Pino 07 / 22 ATmega 328	ATMEGA
<i>ENCODER</i>	GND - PT	PT - GND	Pino 08 do ATmega 328	328P

3 – SOFTWARES UTILIZADOS NO DESENVOLVIMENTO

3.1 – SIMULADOR *PROTEUS*

O *Proteus*® é um software de desenvolvimento e simulação da maioria dos componentes e circuitos eletrônicos e até mesmo microcontroladores existentes no mercado. Foi criado pela empresa *Labcenter Eletronics Ltda* que é uma desenvolvedora de software de esquemático, simulação avançada e desenvolvimento de *layout* de circuitos impressos para elaboração de PCI localizada no Reino Unido.

Este software integra diversas ferramentas para as áreas mais comuns de desenvolvimento e simulação de circuitos eletrônicos tais como inserção de componentes no esquemático, desenvolvimento de layout da placa e simulação baseada nas equações do programa PSPICE®.

Os módulos que compõe o referido software são as seguintes:

- *ISIS – Intelligent Schematic Input System*: módulo captura componentes (esquema);
- *VSM – Virtual System Modelling*: módulo de simulação baseado no PSPICE;
- *ARES – Advanced Routing and Editing*: modulo do projeto de circuito impresso.

No desenvolvimento e na simulação dos circuitos do projeto dessa tese foi utilizado este programa cuja tela de apresentação está mostrada na Figura 3.1.

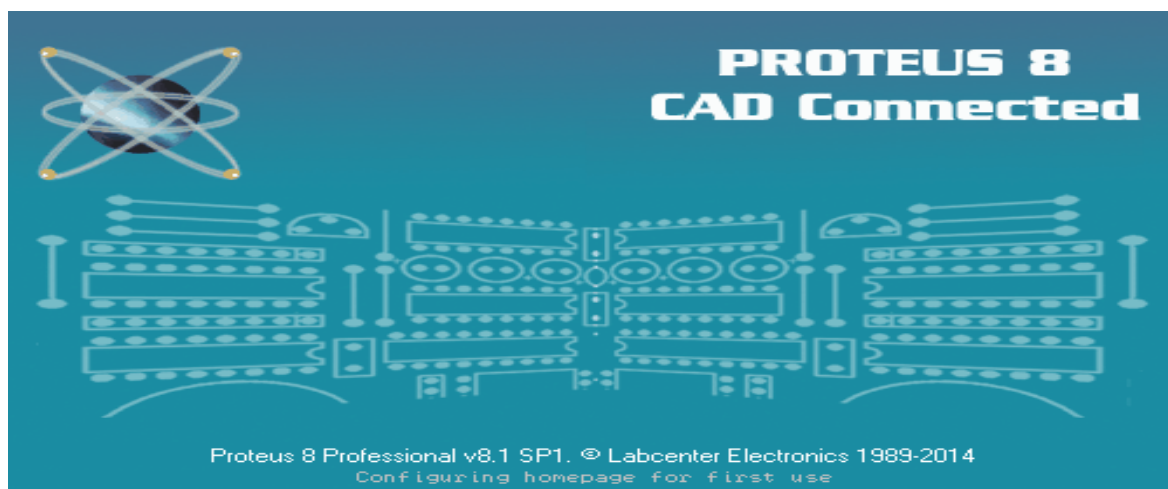


Figura 3.1 – Tela de apresentação do Proteus 8

Fonte: Labcenter Eletronics

Bem aceita por muitos desenvolvedores de projetos ao redor do mundo devido a sua versatilidade de uso e, principalmente, por utilizar equações reconhecidamente aceitas, a ferramenta de desenvolvimento Proteus já está há um bom tempo no mercado. Com ela o projetista além de desenvolver o circuito de hardware e fazer sua simulação pode, também, desenvolver a placa de circuito impresso (PCI).

Sua grande aceitação advém de sempre apresentar novidades em cada uma de suas atualizações e a mesma é, sem dúvida, um ótimo ambiente para desenvolvimento de hardware, simulação de componentes, circuitos eletrônicos e desenvolvimento de PCI utilizando ou não microcontroladores.

Com a integração de um editor de código juntamente com a compilação do firmware desenvolvido no mesmo ambiente de desenvolvimento integrado - IDE, torna-se ainda mais poderoso para os desenvolvedores de projetos eletrônicos baseados em microcontroladores.

3.2 – LabVIEW

As informações obtidas pelo circuito eletrônico dos pedais instrumentados são digitalizadas, configuradas e transferidas, através de telemetria *Bluetooth*, para um microcomputador onde está instalado o software desenvolvido em *LabVIEW® (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench)* que permite o usuário configurar o sistema através de botões e apresentar seus resultados por meio de um painel frontal interativo em ambiente *Windows* armazenado microcomputador [13].

O sistema é uma interface homem máquina (IHM) interativa que permite visualização de até oito sinais simultaneamente, possibilitando a análise da qualidade do mesmo antes e durante a sua gravação.

Nela é possível determinar a porta serial, o Baud Rate, o número de amostras, a resolução do ADC e o nome e local do arquivo a ser gravado além de habilitar individualmente qual plotagem será apresentada no painel.

A Figura 3.2 apresenta a área de plotagem dos sinais provenientes dos sensores: força horizontal e vertical aplicadas ao pedal. O usuário escolhe, através dos botões de canais (botões vermelhos quando acionados ou pretos quando não se deseja analisar o sinal recebido pelo referido canal de leitura) quais sinais a serem analisados (SG 0, SG 1, Pedal e/ou Pedivela).

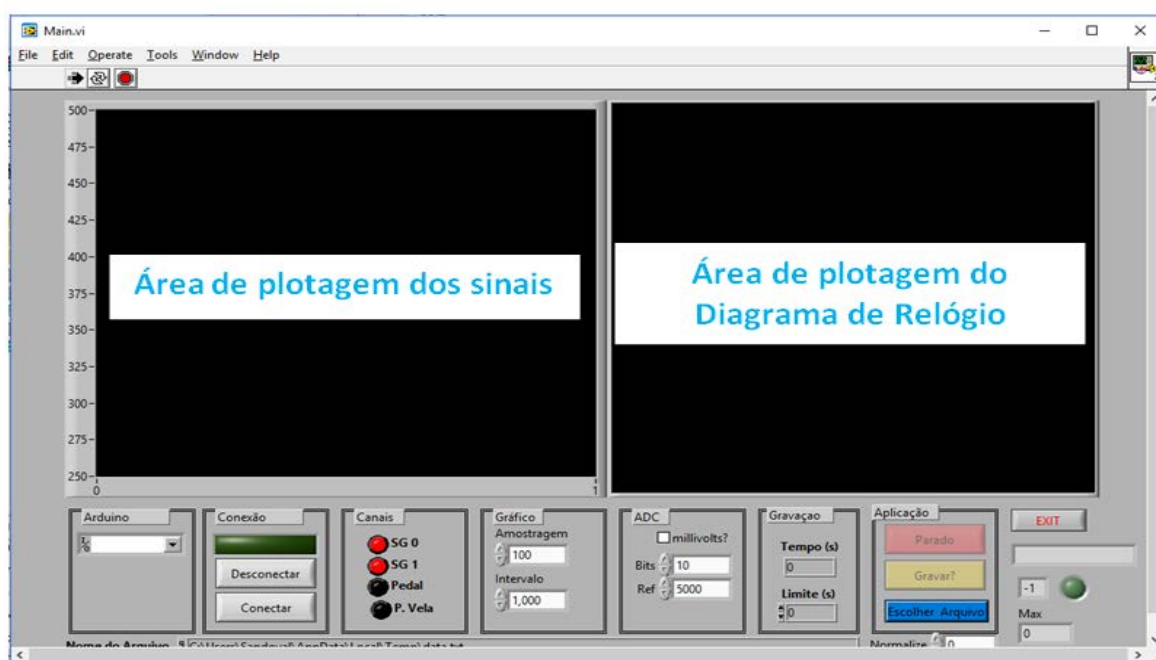


Figura 3.2 – Painel frontal do sistema de análise de dados vindo do pedal

Fonte: Dissertação ABRANTES, L. P. R. (2016).

A Figura 3.3 é um *screen hot* durante a execução do programa. À esquerda tem-se a forma de onda proveniente da Ponte Anterior (SG 0), da Ponte Superior (SG 1), dos ângulos do pedal (Pedal) e dos ângulos do pedivela (P. vela) apresentados como sinais de um osciloscópio digital.

À direita tem-se o Diagrama de Relógio da força distribuída nos 360° de rotação do pedivela. Pode-se escolher qual o tipo de informação se deseja visualizar: Canal 1 - Ponte Anterior (SG 0); Canal 2 - Ponte Superior (SG 1); Canal 3 - ângulo do pedal (Pedal) e Canal 4 - ângulo do pedivela (P. vela). Pode-se enumerar os seguintes parâmetros: Canais de aquisição (SG 0, SG 1, Pedal e/ou P. vela).

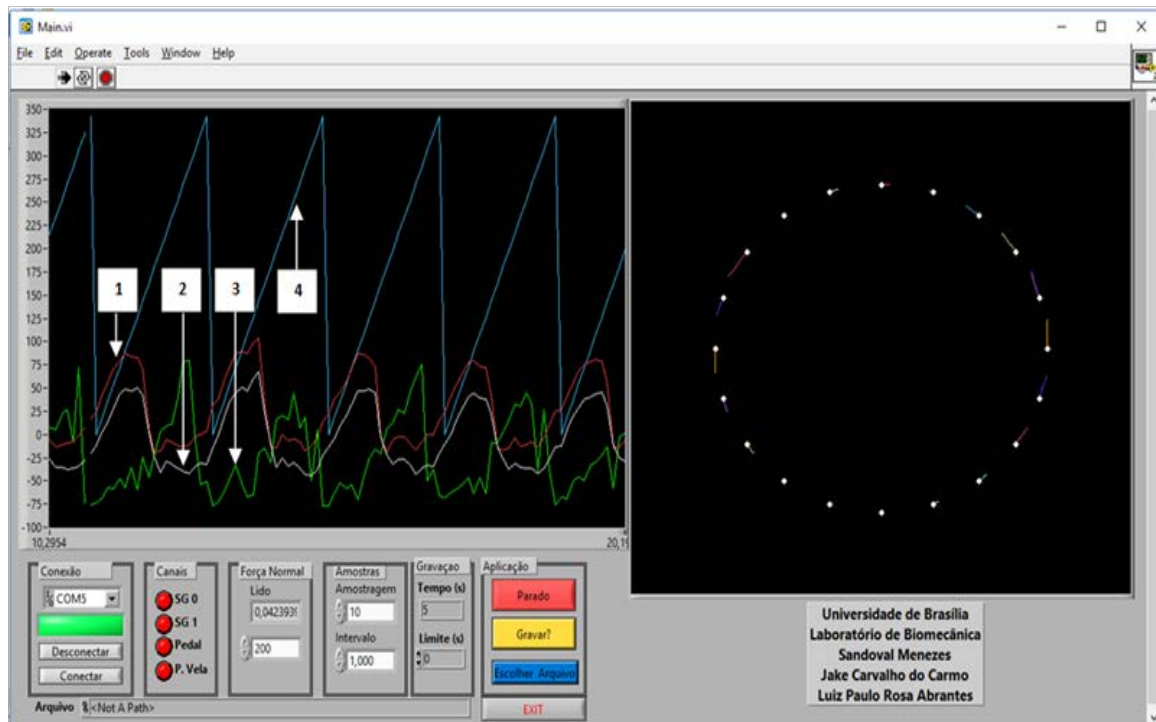


Figura 3.3 – Aplicando força vertical (simulada) ao pedal na plataforma de teste

Fonte: Autor

3.3 – PROGRAMADOR SERIAL – PROGISP (VER 1.72)

A placa do circuito eletrônico do pedal instrumentado é dotada de um barramento para programação serial ISP que possui vários terminais conectados diretamente ao microcontrolador Atmega328P. Estes terminais são conhecidos como *RESET*, *SCK*, *MIMO*, *MISO*, *XTAL*, *Vcc* e *GND*. Por esta conexão transfere o arquivo hex gerado através da compilação do programa escrito em linguagem C ao microcontrolador por meio do programador ISP (PROGISP - Ver 1.72) ou através da USB do microcontrolador.

Na Figura 3.4 é apresentada a interface de configuração dos fusíveis e também dos bits de *lock*. Quando acionados garante que o programa gravado na memória flash do microcontrolador não seja lido, ou seja, garante a segurança da informação ali gravada. Na Figura 3.5 configura o microcontrolador para o carregamento do arquivo.hex. Já na Figura 3.6 configura a Porta Serial e as *Hot Keys* para um acesso rápido de modo que agilize o tempo de desenvolvimento do projeto e do produto final.

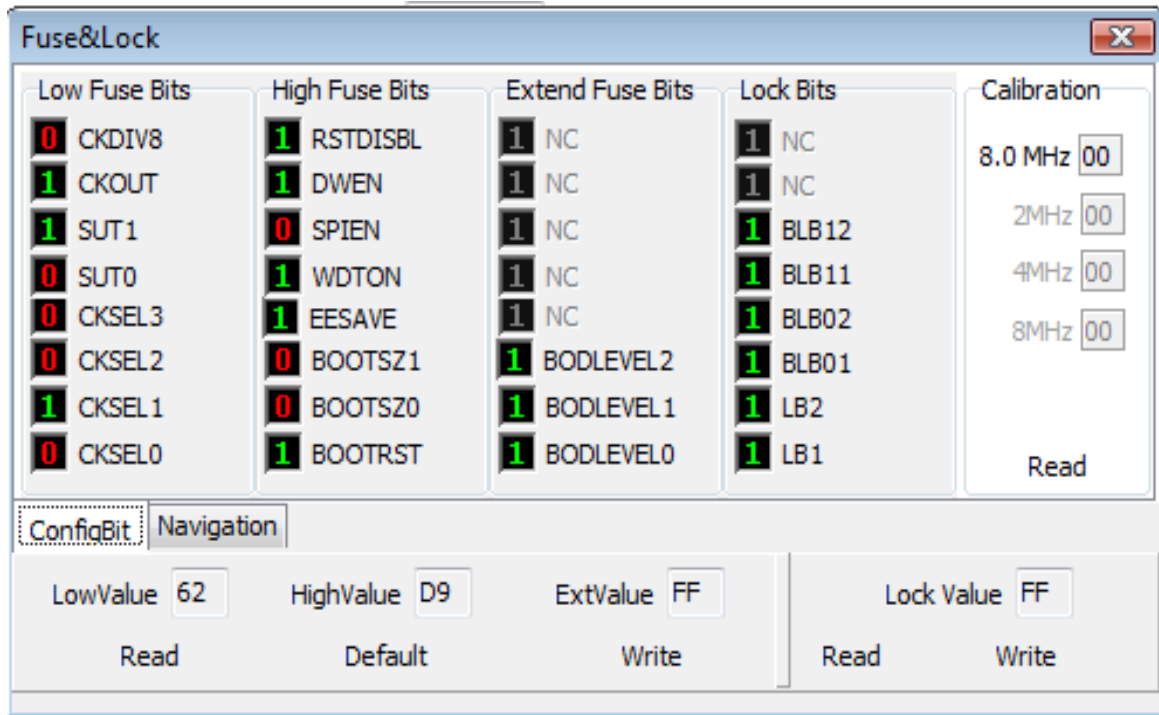


Figura 3.4 – Configuração dos fusíveis do PROGISP (Ver 1.72)

Fonte: Zhideng Software Inc.

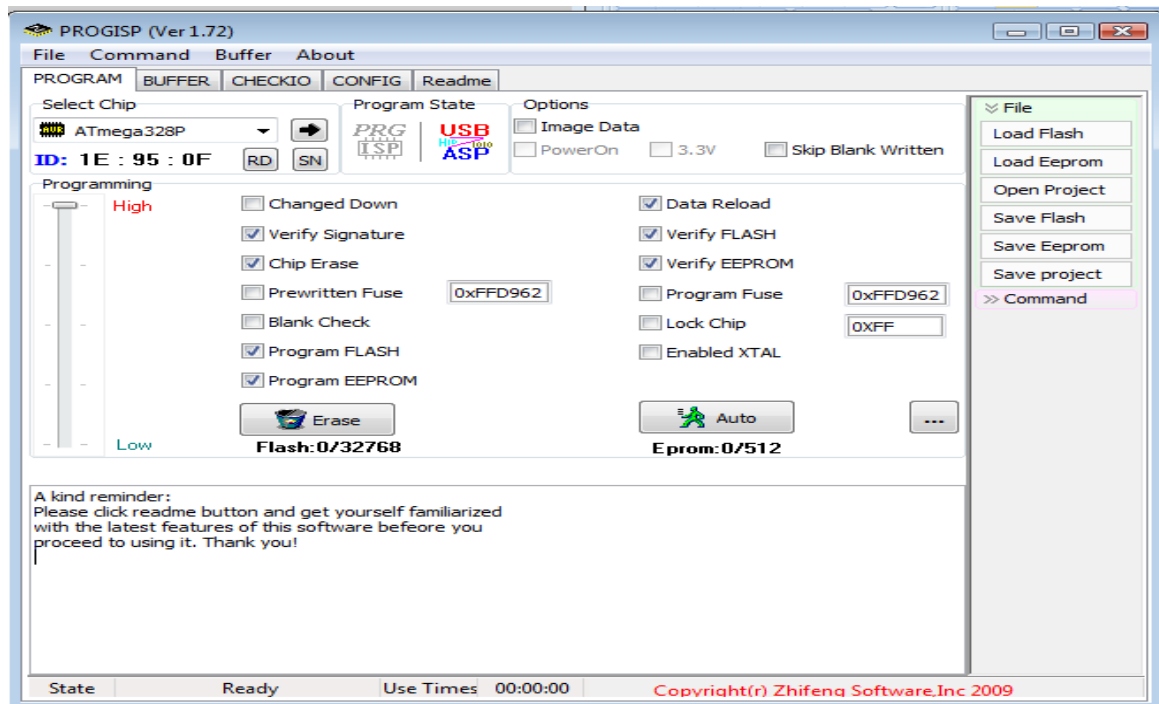


Figura 3.5 – Interface do PROGISP (Ver 1.72)

Fonte: Zhideng Software Inc.

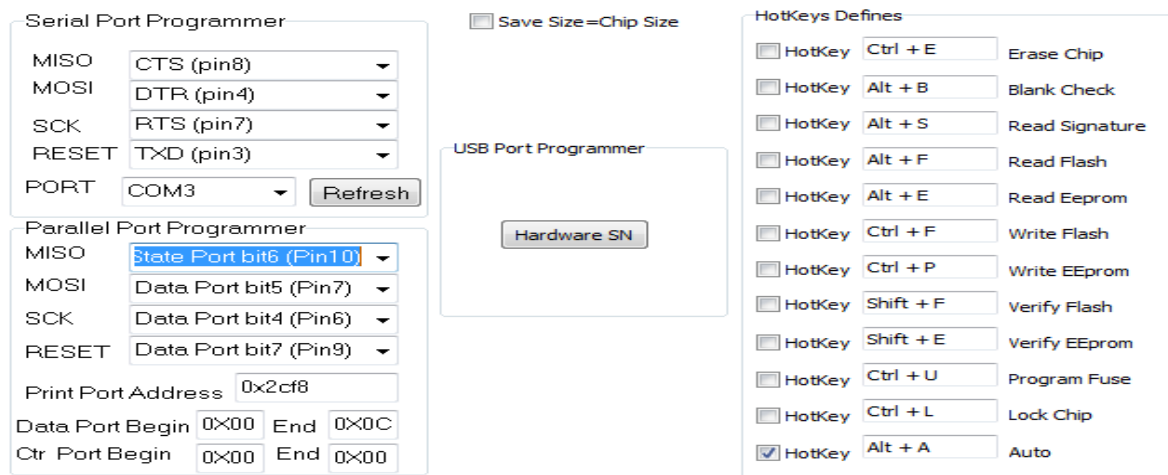


Figura 3.6 – Configuração da Porta Serial e das HotKeys do PROGISP (Ver 1.72)

Fonte: Zhideng Software Inc.

3.4 – COMUNICADOR SERIAL – RCOMSERIAL

Para a recepção dos dados transmitidos através da porta serial do microcomputador laptop é utilizado o software *RcomSerial* (Ver 1.72) de categoria *freeware* disponibilizado pelo fabricante *Rogercom*®. Este software é comumente utilizado para testar dispositivos eletrônicos que se comunicam através da porta serial padrão RS232.

Nesta aplicação, esse programa irá receber os dados dos pedais instrumentados. Com o objetivo principal de confirmar o funcionamento do circuito eletrônico do pedal e da transmissão através do transmissor/receptor *Bluetooth* (pareado) em comunicação com a porta serial tanto do circuito do pedal quanto do microcomputador que recebe os dados foi utilizado o referido software obtido da internet e que apresenta a Interface mostrada na Figura 3.7 abaixo.

O firmware do pedal foi configurado para transmitir pacotes de 8 bits com um velocidade de 9600 bps, sem paridade (P = 00) e um stop bit (SP = 1). Igualmente o *RcomSerial* foi configurado para recebe pacotes de dados com as mesma configuração de modo que a transmissão e a recepção sejam viabilizadas.

O software *RcomSerial* foi utilizado para a realização de pré-testes no quesito de organização dos dados em colunas para transmissão em todas as fase do desenvolvimento do protótipo.

Cabe aqui salientar que a sua utilização permitiu um avanço considerável na realização dos testes e desenvolvimento do protótipo. A versão utilizada desse programa nesta tese suporta velocidade entre 300 bps até 921.600 bps.

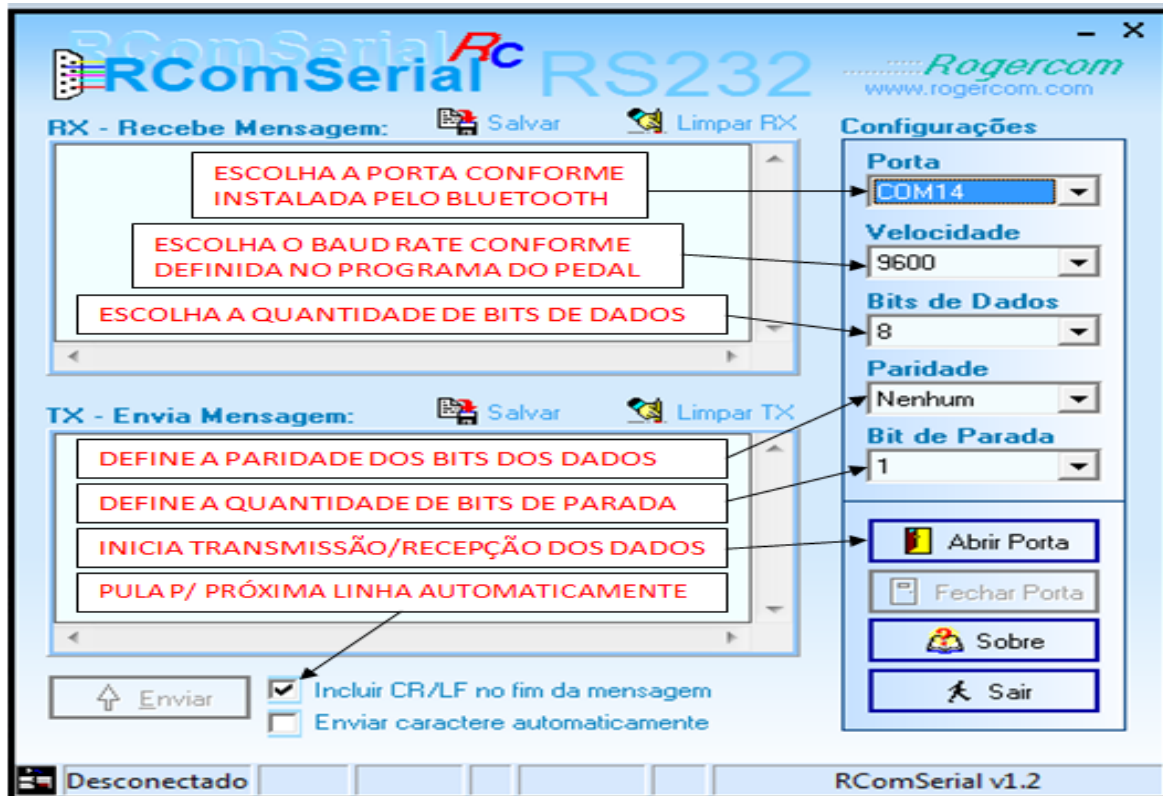


Figura 3.7 – Interface Homem Máquina (IHM) do software *RcomSerial*

Fonte: <http://www.rogercom.com> (freeware)

4 – DESENVOLVIMENTOS DOS ALGORÍTMOS

O uso de ferramentas modernas que utilizam processamento digital de sinais tem permitido a análise aprimorada de fenômenos relacionados à atividade esportiva e, em especial, à atividade de ciclismo. Neste sentido, o estado da arte da análise do ciclo de pedalada apresenta abordagens que podem trazer nova luz ao método de treino e, em consequência, ao resultado de competição da atividade de ciclismo.

4.1 - ÂNGULO DO PEDAL E ÂNGULO DO PEDIVELA

Para análise tem-se que a força aplicada ao pedal será decomposta em suas componentes relacionadas ao ângulo do pedal em relação à horizontal e em seguida será feita uma análise da mesma força aplicada ao pedal e decomposta em suas componentes relacionadas ao ângulo do pedivela. Apesar de esta correlação ser grau a grau, mas devido ao *encoder* rotativo apresentar um passo de dezoito graus, o ângulo do pedal analisado será aquele apresentado quando o pedivela passar pelos ângulos múltiplos de dezoito graus.

4.1.1 – Definição do sistema de coordenada global e auxiliar

Usando o sistema de coordenadas global X e Y e o sistema de coordenadas auxiliar dado por X' e Y' referenciado ao pedal tem-se que a componente normal da força aplicada ao pedal (FnPd) pode ser decomposta em componente vertical da força normal (FnPdV) aplicada ao pedal e componente horizontal de força normal (FnPdH) aplicada ao pedal.

4.1.2 – Dedução das componentes de força de reação ao pedal

A partir do convencionado acima se deduz que a componente resultante da força de reação ao pedal no sistema de coordenada global é dada pelas equações abaixo.

A Equação (4.1) calcula a componente da força normal de reação do pedal (FnPd) dos sistema de coordenadas auxiliares (X'Y') projetada no eixo Y do sistema de coordenadas global (XY) do pedal (FnPdV) onde $\alpha = \hat{\text{Ângulo do pedal}}$.

$$\text{FnPdV} = \text{FnPd} * \cos(\alpha) \quad (4.1)$$

A Equação (4.2) calcula a componente da força normal de reação do pedal (FnPd) dos sistema de coordenadas auxiliares (X'Y') projetada no eixo X do sistema de coordenadas global (XY) do pedal (FtPdH) onde $\alpha = \hat{\text{Ângulo do pedal}}$.

$$F_{nPdH} = F_{nPd} * (-\text{sen}(\alpha)) \quad (4.2)$$

A Figura 4.1 apresenta a decomposição da força normal aplicada ao pedal (FnPd) em suas componentes vertical (FnPdV) e horizontal (FnPdH) utilizando o ângulo (α) do pedal em relação à horizontal no sistema de coordenadas global (XY) do pedal.

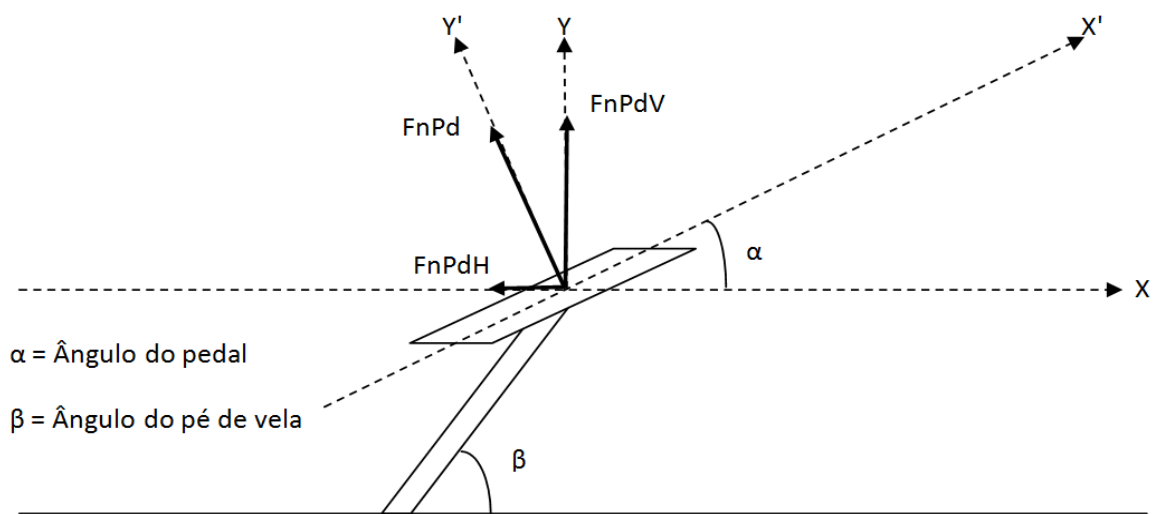


Figura 4.1 - Componentes vertical e horizontal da força normal ao pedal (FnPd)

Fonte: Autor

A Equação (4.3) calcula a componente da força de reação do pedal (FtPd) dos sistema de coordenadas auxiliares (X'Y') projetada no eixo Y do sistema de coordenadas global (XY) do pedal (FtPdV) onde $\alpha = \hat{\text{Ângulo do pedal}}$.

$$F_{tPdV} = F_{tPd} * \text{sen}(\alpha) \quad (4.3)$$

A Equação (4.4) calcula a componente da força de reação do pedal (FtPd) dos sistema de coordenadas auxiliares (X'Y') projetada no eixo X do sistema de coordenadas global (XY) do pedal (FtPdH) onde $\alpha = \hat{\text{Ângulo do pedal}}$.

$$F_{tPdH} = F_{tPd} * \text{cos}(\alpha) \quad (4.4)$$

A **Figura 4.2** apresenta a decomposição da força tangencial aplicada ao pedal (F_{tPd}) em suas componentes vertical (F_{tPdV}) e horizontal (F_{tPdH}) utilizando o ângulo alfa (α) do pedal em relação à horizontal no sistema de coordenadas global (XY) do pedal.

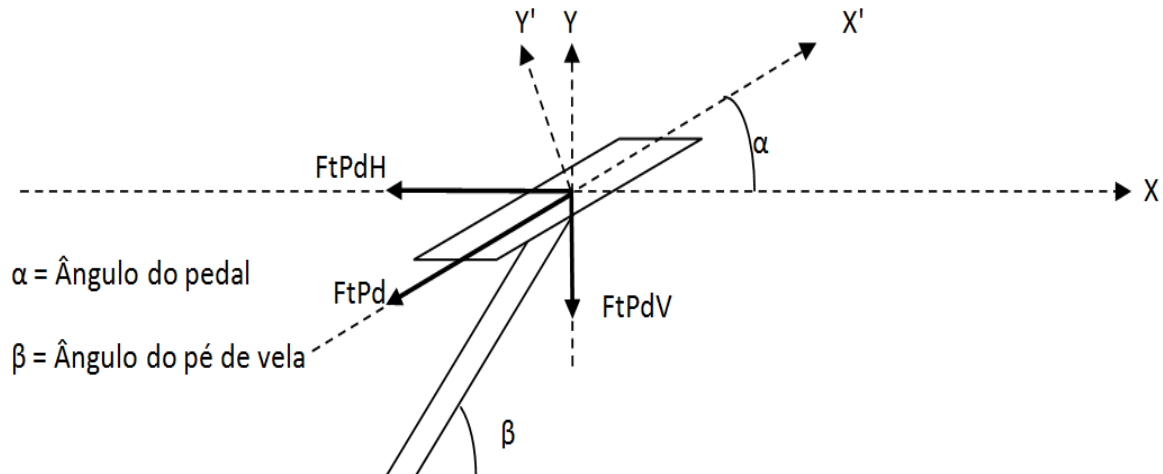


Figura 4.2 - Componente vertical e horizontal da força tangencial ao pedal (F_{tPd})

Fonte: Autor

A Equação (4.5) calcula a componente da força de reação do pedal que é direcionada ao eixo vertical (F_v) do sistema de coordenadas global (XY) em que F_{tPdV} e F_{nPdV} representam as componentes da força de reação do pedal ao eixo Y do sistema de coordenadas global (XY) do pedal onde alfa (α) é o ângulo do pedal.

$$F_v = F_{tPdV} + F_{nPdV} = F_{tPd} * \text{sen}(\alpha) + F_{nPd} * \text{cos}(\alpha) \quad (4.5)$$

A Equação (4.6) calcula a componente da força de reação do pedal direcionada ao eixo horizontal (F_h) do sistema (XY) em que F_{tPdH} e F_{nPdH} são as componentes da força de reação do pedal ao eixo X do sistema (XY) do pedal onde alfa (α) é o ângulo do pedal.

$$F_h = F_{tPdH} + F_{nPdH} = F_{tPd} * \text{cos}(\alpha) + F_{nPd} * (-\text{sen}(\alpha)) \quad (4.6)$$

4.2 - ÂNGULO RELATIVO ENTRE O PEDAL E O PEDIVELA

É o ângulo que relaciona o pedivela com o sistema de coordenadas do pedal. Utilizado para fazer a decomposição da força normal (F_n) e tangencial (F_t) do pedal em suas componentes efetiva e não efetiva. A inclinação do pedal em relação ao sistema de

coordenadas global é definido como ângulo do pedal (α) e este define o ângulo entre o sistema de coordenadas global (XY) e sistema de coordenadas auxiliar (X'Y').

4.2.1 – Equações da relação dos ângulos do pedal e do pedivela

Utilizando o sistema de coordenadas global (XY) e coordenadas auxiliares (X'Y') referenciado ao pedivela como mostrado na Figura 4.3 e correlacionando a força normal aplicada ao pedal (FnPd) em um determinado ângulo alfa (α) em relação ao ângulo beta (β) do pedivela (PDV) tem-se que a componente normal da força aplicada ao pedal (FnPd) pode ser decomposta em uma componente normal ao pedivela (FnPDV) e uma componente tangencial ao pedivela (FtPDV) no sistema de coordenadas auxiliar (X'Y').

A partir do convencionalizado acima se deduz que a componente resultante da força de reação aplicada ao pedal no sistema de coordenada global (XY) é dada pelas equações Equação (4.7) e Equação (4.8) abaixo.

$$F_{nPDV} = F_{nPd} * \cos(\beta - \alpha) \quad (4.7)$$

$$F_{tPDV} = F_{nPd} * \sin(\beta - \alpha) \quad (4.8)$$

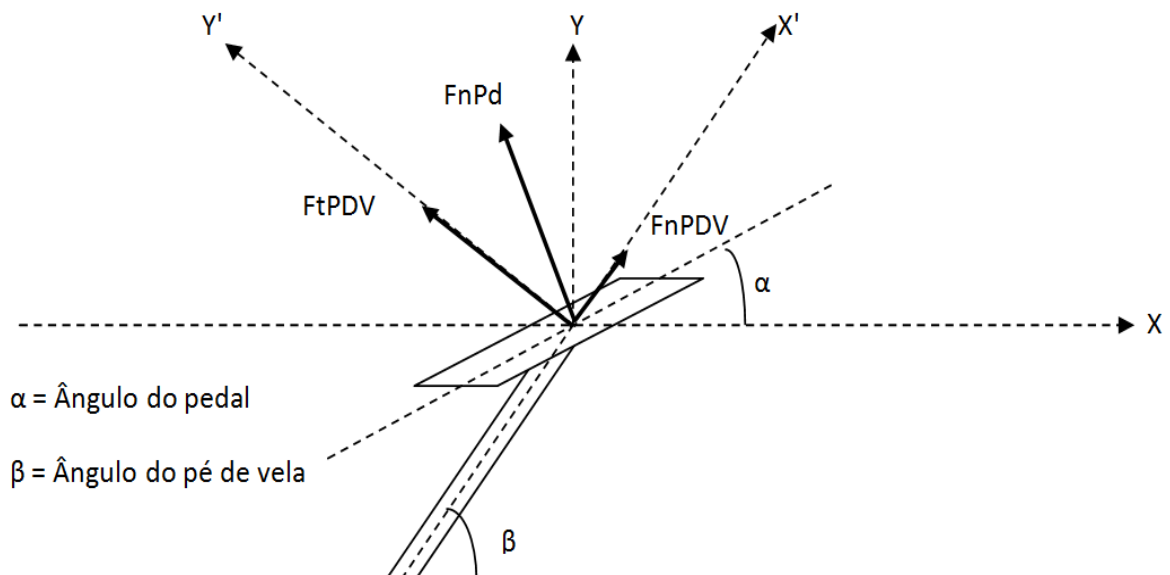


Figura 4.3 - Componentes vertical e horizontal da força normal ao pedal (FnPd)

Fonte: Autor

4.2.2 – Decomposição da força tangencial ao pedal

Na mesma linha de pensamento tem-se o sistema de coordenadas global dado pelas retas X e Y e o sistema de coordenadas auxiliar dado pelas retas X' e Y' referenciado ao pedivela da Figura 4.4 e agora correlacionando a força tangencial aplicada ao pedal (FtPd) em um determinado ângulo em relação ao ângulo do pedivela (PDV) tem-se que a componente tangencial da força aplicada ao pedal (FtPd) pode ser decomposta em uma componente normal ao pedivela (FnPDV) e uma componente tangencial ao pedivela (FtPDV) dada pelas equações Equação (4.9) e Equação (4.10) abaixo.

$$FnPDV = FtPd * \text{sen}(90^\circ - (\beta - \alpha)) \quad (4.9)$$

$$FtPDV = FnPd * \text{cos}(90^\circ - (\beta - \alpha)) \quad (4.10)$$

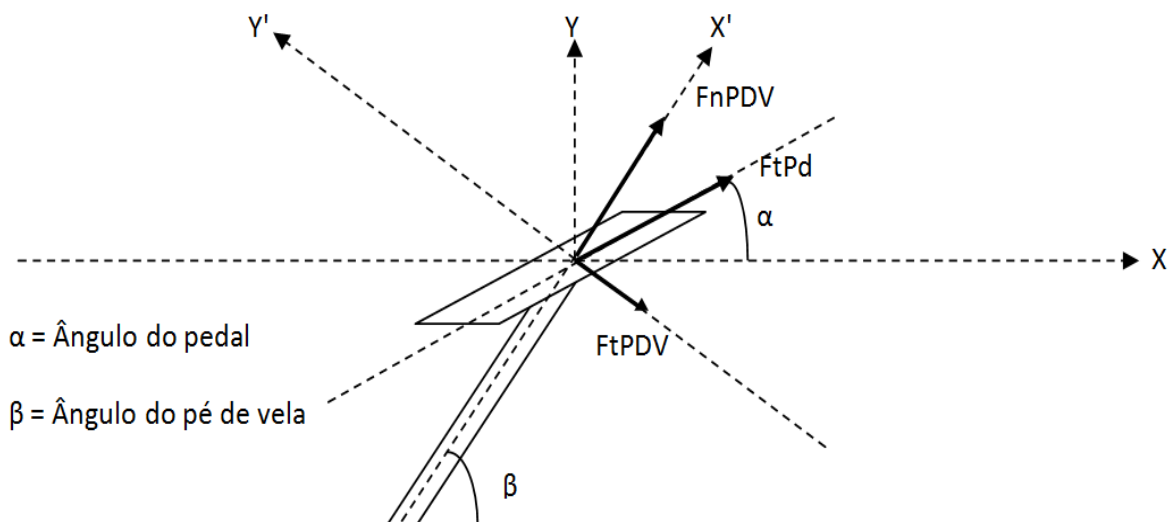


Figura 4.4 - Componentes vertical e horizontal da força normal ao pedivela (FnPDV)

Fonte: Autor

4.2.3 – Equação da força efetiva e da força resultante aplicadas ao pedal

De posse desses resultados acima apresentados pode-se calcular força efetiva que realiza trabalho e consiste na soma das componentes de força normal ao pedal (FnPd) e da componente tangencial aplicadas ao pedivela (FtPDV). Essas forças resultantes aplicadas ao pedal são mostrados nas equações Equação (4.11) e Equação (4.12) respectivamente.

$$\text{Força Efetiva} \Rightarrow FE = (FnPd) + (FtPDV) \quad (4.11)$$

$$\text{Força Resultante} \Rightarrow FR = \sqrt{(FnPd)^2 + (FtPDV)^2} \quad (4.12)$$

Na década de sessenta, mais precisamente no ano de 1968, os pesquisadores Hoes et al. tinham comprovados que as forças aplicadas aos pedais durante o ciclo de pedalada são mais elevadas, ou seja, possuem maior intensidade quando o pedivela se encontra na posição horizontal, ou seja, noventa graus (90°) em relação ao sistema de coordenadas global (XY) representadas na Figura 4.3 e Figura 4.4. Os dados foram coletados com pedais que não permitiam que fossem "puxados" na recuperação (entre 180° e 360° ciclo de pedalada).

Estudos das forças resultantes aplicadas ao pedal no ciclo de pedalada mostram que a força mecanicamente eficiente é apenas a força tangencial ao pedivela (FtPDV) enquanto que a força normal (FnPDV) não contribui para a eficiência mecânica da pedalada.

4.3 - ÂNGULO DA UNIDADE INERCIAL IMU 6050

Através da comunicação I2C entre o microcontrolador e os registradores da Unidade Inercial IMU 6050 os valores que são lidos diretamente e em estado "bruto" pelo microcontrolador sem nenhum tratamento o que torna muito difícil a sua interpretação. Para serem entendidos, estes valores precisam e devem ser transformados em ângulos e é através desta transformação que os mesmos passam a ser inteligíveis.

4.3.1 – Transformação dos valores em ângulos e cálculos do *offset*

A transformação dos valores lidos em ângulos passa por alguns estágios sequenciais nos quais, primeiro, deve-se medir o *offset* do sensor, pois cada sensor apresenta um valor de *offset* diferente. Isto é feito posicionando a IMU 6050 na posição horizontal e utilizando o arquivo MPU6050_calibration.ino (encontrado em <https://www.dropbox.com/s/h91r1tl0h9cj462/>) onde a biblioteca MPU6050.h já deve estar instalada no programa gravado no microcontrolador utilizado para a leitura do *offset*, isto é, dos valores que o sensor mostra quando está em repouso na posição horizontal e a partir

daí conseguir calibrar a Unidade Inercial para os valores de *offset* lidos. Depois de finalizado o cálculo do *offset*, Tabela 4.1, o programa apresentou os seguintes dados:

Tabela 4.1 - Cálculo do offset finalizado

Fonte: <https://www.dropbox.com/s/h91r1t10h9cj462/>

FINISHED!						
Data is printed as:	aceIX	aceIY	aceIZ	giroX	giroY	giroZ
Your offsets:	-1552	2087	1959	29	14	71
Sensor readings with offsets:	11	1	16386	0	0	0
Check that your sensor readings are close to:	0	0	16384	0	0	0
If calibration was succesful write down your offsets so you can set them in your projects using something similar to mpu.setXAccelOffset (your offset)						

De posse de todos esses valores dos *offsets*: três do acelerômetro (aceIX, aceIY e aceIZ) e três do giroscópio (giroX, giroY e giroZ) substitui-os no arquivo Acc_Gyro.ino (encontrado em <https://www.dropbox.com/s/jt1fdv52c20eope/>) onde outro programa, através de equações geométricas faz o cálculo das transformações.

4.3.2 – DMP (Digital Motion Processor) como redutor de desvio

Esse método utilizado produz um desvio significativo nos dados do giroscópio após alguns segundos, porém com o uso do DMP (Digital Motion Processor) interno ao IMU 6050 processa todos os dados utilizando-os nos cálculos melhorando, dessa forma, a estabilidade e a precisão da Unidade Inercial fazendo, assim, com que o microcontrolador fique liberado para outras tarefas.

Todo processo descrito é efetuado pelo programa AADSIz32dD0goQif0pNA0tw4a encontrado em <https://www.dropbox.com/sh/clmmfed7zqz028d/>. Em todos estes programas utilizados para a Unidade Inercial os valores dos seis *offsets* encontrados após a calibração devem ser substituídos nos devidos programa para que os cálculos sejam realizados com *offsets* reais.

Para o trato da IMU (Unidade Inercial) que se encontra conectada ao pedal para leitura do ângulo do mesmo com variação de um grau e que se comunica com o microcontrolador através do protocolo I2C define-se no programa o endereço da mesma como sendo o 68 (#define MPU1 0x68).

Segundo o fabricante da Unidade Inercial utilizada (MPU 6050) a taxa de conversão do fator de escala da sensibilidade do acelerômetro é de 16384.0 LSB/g (#define A_R 16384.0) e a do giroscópio é de 131.0LSB/(°/s) igual à escala de giro definida no programa como (#define G_R 131.0). No programa que se encontra no microcontrolador foi necessário incluir a biblioteca Wire.h (#include <Wire.h>) diminuindo sobremaneira o tamanho do código.

O funcionamento da Unidade Inercial (MPU-6050) é simples, pois a mesma entrega os valores inteiros "brutos" lidos inicialmente do ADC de 16 bits para serem guardados nas variáveis do programa inserido no microcontrolador para que posteriormente sejam tratados, ou seja, refinados para valores inteligíveis.

Como a quantidade de valores lidos é muito grande optou-se por projetar um filtro de médias e guardar os resultados destes para serem utilizados nas equações geométricas de cálculo dos ângulos. Estas equações, como descritas abaixo, utilizam os valores dos *offsets* calculados pelo programa de calibração e permitem o cálculo dos ângulos do acelerômetro e do giroscópio da Unidade Inercial com referencial no pedal.

O acelerômetro é o equipamento que mede a própria aceleração considerando a sensação de peso (força-g) que na terra e em condições normais é 1g medida em um referencial utilizando sistema de posicionamento. Em superfície plana o acelerômetro apresenta aproximadamente 9,81 m/s². Considerando a aceleração como um vetor, o acelerômetro pode detectar a inclinação e a rotação de um dispositivo. A aceleração de 1g é distribuída entre os três eixos possibilitando o cálculo do ângulo em cada eixo.

A MPU6050 foi inicializada através da biblioteca I2Cdev.h. A biblioteca Wire.h faz a aquisição dos dados "brutos" dos sensores e possibilita a comunicação I2C com o microcontrolador permitindo detecção do ângulo do pedal com precisão de um grau (1°).

A resposta do acelerômetro que são os dados "brutos" não é linear e, portanto, não se pode converter força-g em graus. Os dados precisam ser manipulados e convertidos em valores compreensíveis como inclinação e/ou rotação do elemento do dispositivo que neste caso é o pedal.

4.3.3 – Cálculo do ângulo de inclinação e rotação

A geometria, através de suas equações trigonométricas, fornece subsídio para o cálculo da medição do ângulo de inclinação e/ou rotação de um corpo em um plano unidimensional de um eixo X ou em um plano bidimensional de dois eixos X e Z ou em um plano tridimensional de três eixos X, Z e Y como mostrado na Figura 4.5.

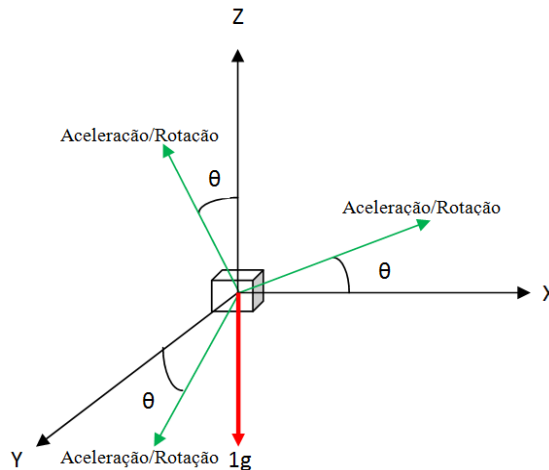


Figura 4.5 - sistema cartesiano tridimensional

Fonte: Autor

O sistema cartesiano tridimensional (eixos X, Z e Y) representado pela Figura 4.5 é o que melhor representa a medição da inclinação e da rotação de um corpo através do cálculo da magnitude dos dois outros eixos representados pelos denominadores das Equação (4.13) e Equação (4.14) que representam matematicamente a inclinação e a rotação deste corpo no sistema cartesiano tridimensional.

$$inclinação = \arctan \left(\frac{x}{\sqrt{y^2 + z^2}} \right) \quad (4.13)$$

$$rotação = \arctan \left(\frac{y}{\sqrt{x^2 + z^2}} \right) \quad (4.14)$$

A Equação (4.13) calcula o ângulo entre o vetor gravidade (1g) e o eixo X. Deve-se levar em consideração que o ângulo de inclinação ou de rotação depende de como o

equipamento acelerômetro foi colocado no pedal uma vez que esta observação irá determinar qual eixo será de inclinação e qual será de rotação.

No plano da programação do microcontrolador as equações acima foram implementadas utilizando a função `atan2` da biblioteca `Math` de programação em linguagem de programação C. Esta função retorna o valor do ângulo em radiano e através de uma conversão matemática simples (um radiano = $180^\circ/\pi \approx 57^\circ$) fornece o resultados em graus.

As equações Equação (4.15), Equação (4.16) e Equação (4.17) apresentadas abaixo em linguagem de programação C fornecem os valores dos ângulos respectivamente em relação ao plano dos eixos X, Y e Z do acelerômetro localizado no pedal .

$$\text{AngAcX} = K * (\text{atan2}(\text{FMX}, \sqrt{\text{pow}(\text{FMY}, 2) + \text{pow}(\text{FMZ}, 2)})) \quad (4.15)$$

$$\text{AngAcY} = K * (\text{atan2}(\text{FMY}, \sqrt{\text{pow}(\text{FMX}, 2) + \text{pow}(\text{FMZ}, 2)})) \quad (4.16)$$

$$\text{AngAcZ} = K * (\text{atan2}(\text{FMZ}, \sqrt{\text{pow}(\text{FMX}, 2) + \text{pow}(\text{FMY}, 2)})) \quad (4.17)$$

Onde:

AngAcX = Ângulo medido no eixo X utilizando filtro de média;

AngAcY = Ângulo medido no eixo Y utilizando filtro de média;

AngAcZ = Ângulo medido no eixo Z utilizando filtro de média;

$K = 180^\circ/\pi; \approx 57^\circ$;

FMX = Média dos valores lidos no eixo X;

FMY = Média dos valores lidos no eixo Y;

FMZ = Média dos valores lidos no eixo Z;

`atan2`, `sqrt` e `pow` são funções do C.

5 – RESULTADOS E DISCUSSÃO

O estudo biomecânico do ato de pedalar é atualmente focado na avaliação das forças aplicadas, pelo atleta, ao pedal da bicicleta o que leva técnicos e cientista ao estudo da otimização do desempenho que está ligado ao conhecimento da magnitude das forças aplicadas ao pedal no ambiente real de treino e/ou competição.

No cenário da engenharia biomédica e de automação este sistema é uma ferramenta fundamental para análise de forças que vem contribuir para diminuir a lacuna de estudos existentes entre a coleta de dados de forças aplicadas a um pedal e de forças aplicadas a ambos os pedais instrumentados com célula de carga instalados em uma bicicleta. Por outro lado a instrumentação apresentada abre mais um campo de pesquisa de técnicas e de estudos de forças aplicada a pedais onde a bicicleta é usada como ciclismo profissional, lazer, terapia de tratamento e reabilitação.

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos dos experimentos de ciclismo com participação de ciclistas amadores e utilizando uma bicicleta montada com o sistema empregando os pedais instrumentados, o firmware e o software desenvolvidos. Foi pedido aos participantes para pedalem na bicicleta com as seguintes determinações: primeiro pedalaria normalmente usando os dois pés e em outro dia voltaram a pedalar usando apenas um pé. Nos dois casos deveriam usar sapatilhas apropriadas para a prática do ciclismo.

Com os dados coletados pela ferramenta é possível analisar e propor estratégias que maximize o rendimento do atleta através da montagem de cronogramas de treino. Desse modo pode-se fazer uma avaliação do estudo e recomendar novas técnicas de treino para melhoramento de resultados.

Os gráficos gerados nos testes dos participantes evidenciam a distribuição das forças geradas durante os ciclos de pedaladas executados pelos mesmos como pode ser observado nas Figuras 5.1 à 5.14 sendo que as Figuras 5.11 à 5.14 apresentam as tabelas e os gráficos de força efetiva. Através de tabelas e gráficos gerados pela ferramenta fica fácil observar os ângulos onde são aplicadas as maiores forças durante um ciclo completo de

pedalada. De modo geral, segundo os dados coletados, as maiores forças foram originadas no intervalo de 80° à 110°.

Os dados coletados são apresentados conforme a tabela montada através da matriz de quatro colunas com os dados coletados do pedal esquerdo (força sobre a ponte anterior, força sobre a ponte superior, ângulo do pedal e ângulo do pedivela) que são transmitidos para o pedal direito através de rádio frequência.

Esses dados recebidos são colocados em uma nova tabela juntamente com os dados lidos do pedal direito contendo os mesmo parâmetros. Essa tabela final montada pelo firmware possui oito colunas por n linhas (n x 8) onde n é representado por cada ângulo lido pelo *encoder* rotativo durante o tempo no qual foi realizado o teste conforme apresentado na Tabela 5.1. Todos esses dados são transmitido via Bluetooth ao software de análise que se encontra no microcomputador.

Tabela 5.1 - Matriz de dados dos sinais dos pedais

Fonte: Autor

PEDAL ESQUERDO				PEDAL DIREITO			
Ponte Anterior	Ponte Superior	Ângulo Pedal	Ângulo Pedivela	Ponte Anterior	Ponte Superior	Ângulo Pedal	Ângulo Pedivela
Ft: Pd	Fn: Pd	α	β	Ft: Pd	Fn: Pd	α	β
79	54	-27	0	58	7	28	180
89	64	-24	18	50	4	13	198
97	72	-25	36	50	11	33	216
107	82	-27	54	48	10	34	234
118	92	-22	72	49	13	35	252
120	98	-11	90	47	14	37	270
126	98	-7	108	45	14	23	288
119	85	6	126	50	18	4	306
102	68	-1	144	52	26	7	324
82	30	12	162	60	35	-56	342
62	0	18	180	69	45	-48	0
46	2	4	198	73	52	-47	18
50	10	9	216	83	58	-49	36
53	14	21	234	86	63	-34	54
47	12	24	252	93	66	-15	72
53	15	22	270	98	70	-10	90
54	19	7	288	91	63	0	108
56	24	13	306	80	47	15	126
56	33	-38	324	69	27	-1	144
73	47	12	342	56	10	-7	162
76	58	-34	0	54	4	19	180

Conforme citado anteriormente os dados analisados a seguir são provenientes dos pedais onde a célula de carga e a eletrônica desenvolvida foram adaptadas. A utilização da eletrônica com componentes SMD facilitou a adaptação mecânica aos pedais originais. A

montagem, a calibração do circuito e a utilização do firmware para os pedais possibilitou fazer as medições nos mesmos. As figuras abaixo mostram os dados lidos das Pontes Anteriores e Superiores lidos pelo ADC de 10 bits, os dados do ângulo do pedal lidos pela Unidade Inercial e do pedivela lidos pelo *encoder* rotativo assim como as forças efetiva e resultante.

Foram analisados ciclos completos de pedaladas de dois participantes em superfície plana. As Figura 5.1 e Figura 5.3 apresentam tabelas e o gráficos do ciclo de pedalada completa: ADC e ângulos onde se pode ver os valores lidos pelo Conversor Analógico Digital (ADC) e os respectivos ângulos do pedal (AngPDE) e ângulo do pedivela (PDVE) enquanto que as Figura 5.2 e Figura 5.4 apresentam a força efetiva resultante da força aplicada ao pedal esquerdo e ao pedal direito.

Através das análises dessas figuras pode-se concluir que esse atleta apresenta uma maior aplicação de força no pedal esquerdo uma vez que os maiores valores de forças estão no intervalo dos 72° aos 108° concentrando o valor de pico em torno do ângulo de 90° do pedivela como mostra a Figura 5.5.

Uma possível proposta de melhora de rendimento é treinar este indivíduo de forma a desenvolver a equidade das forças produzidas pelas duas pernas. Outra possível proposta após a correção da não equidade seria a preservação da mesma força aplicada de modo a manter a capacidade de manutenção da potência aplicada, por mais tempo, aos pedais durante os ciclos de pedaladas.

Tabela 5.2 - Legenda das Figuras do capítulo 5

Fonte: Autor

DEFINIÇÃO DAS FORÇAS	VARIÁVEIS, EQUÇÕES e SIGLAS	SIGLAS
$F_t: Pd =$ Força tangencial ao pedal	*** Transforma graus em radianos: $180 \div \pi = \pi$	*** PDE = Pedal Esquerdo
$F_n: Pd =$ Força normal ao pedal	*** Valor = X $\Rightarrow X = (\text{Valor} * \pi) / 180$	*** PDD = Pedal Direito
$F_t: PV =$ Força tangencial ao PDV	*** $F_t: PDV: F_n: PD = F_n: PD * \sin(\beta - \alpha)$	*** PDVE = Pedivela Esquerdo
$F_n: PV =$ Força normal ao PDV	*** $\alpha = \hat{\text{Ângulo do Pedal}}$ e $\beta = \hat{\text{Ângulo do Pé de Vela}}$	*** PDVD = Pedivela Direito
$F_n: PDV = F_n: Pd * \cos(\beta - \alpha)$	*** Força normal ao pedivela em função da força normal ao pedal (PD)	*** AngPD = Ângulo do Pedal
$F_t: PDV = F_n: Pd * \sin(\beta - \alpha)$	*** Força tangencial ao pedivela em função da força normal ao pedal (PD)	*** AngPDV = Ângulo do Pedivela
$F_n: PDV = F_t: Pd * \sin(90 - (\beta - \alpha))$	*** PDV = Pedivela *** E = Esquerdo *** (ADC) = Medição no ADC	*** F. Efeti = Força Efetiva
$F_t: PDV = F_t: Pd * \cos(90 - (\beta - \alpha))$	*** PD = Pedal *** D = Direito *** (°) = Graus *** (N) Newton	*** F. Result = Força Resultante

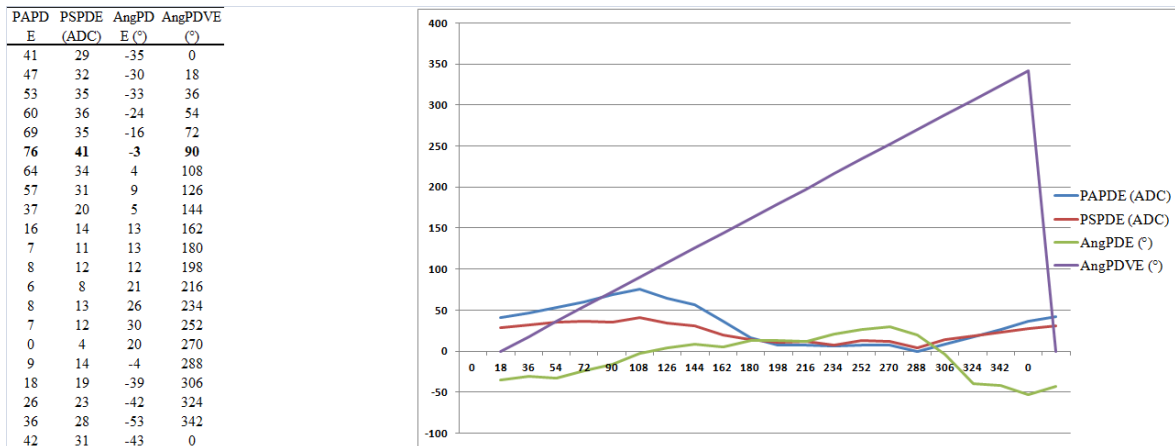


Figura 5.1 - Ciclo de pedalada completa do pedal esquerdo: ADC e Ângulos - Atleta 1

Fonte: Autor

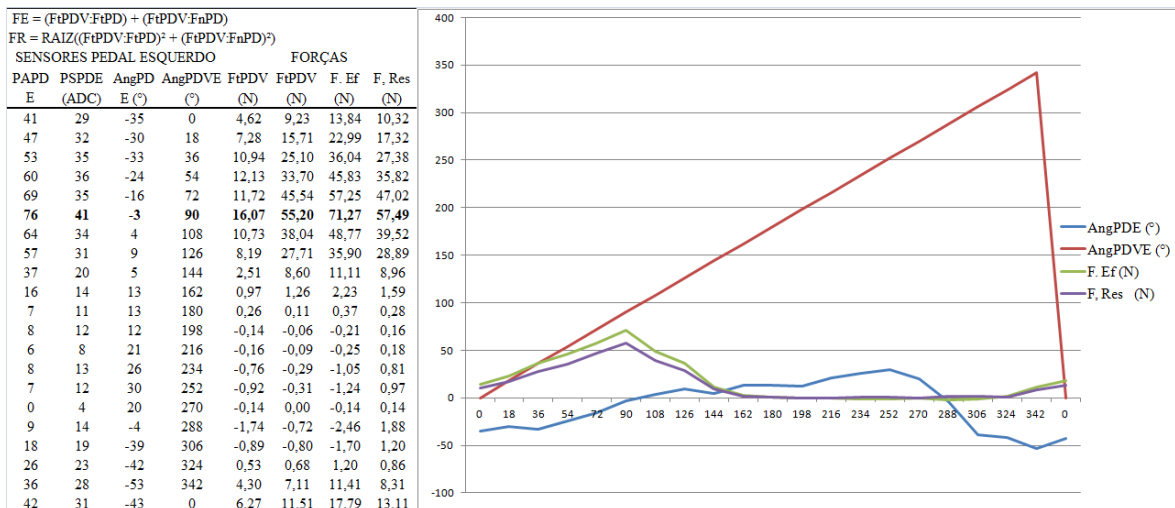


Figura 5.2 - Ciclo de pedalada completa do pedal esquerdo - Força Efetiva - Atleta 1

Fonte: Autor

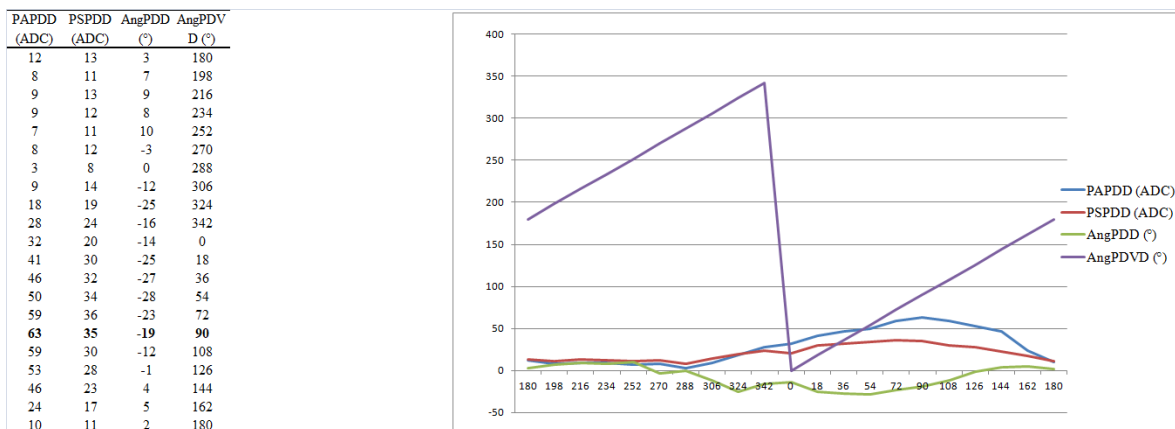


Figura 5.3 - Ciclo de pedalada completa do pedal direito: ADC e Ângulos - Atleta 1

Fonte: Autor

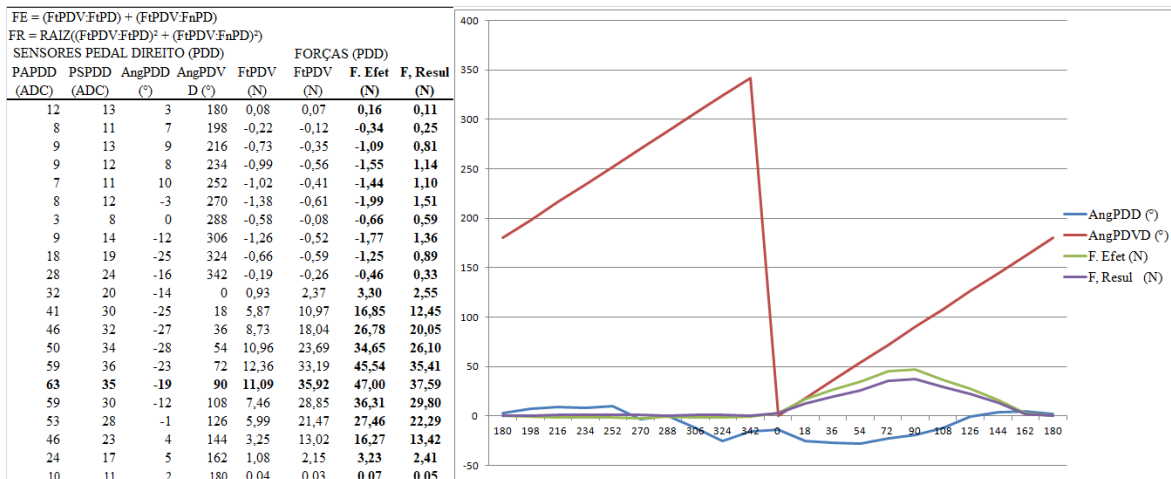


Figura 5.4 - Ciclo de pedalada completa do pedal direito - Força Efetiva - Atleta 1

Fonte: Autor

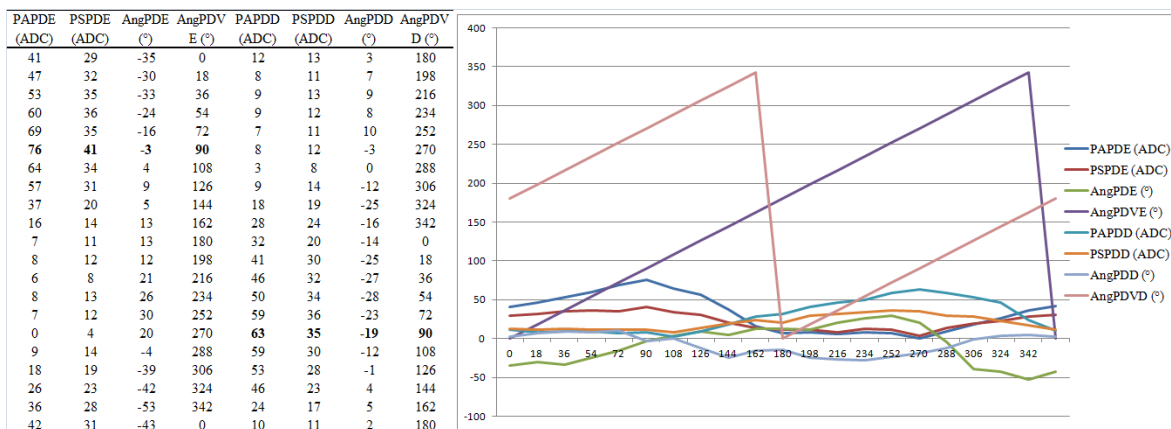


Figura 5.5 - Ciclo de pedalada completa PDE + PDD - Atleta 1

Fonte: Autor

Já o segundo participante apresentou os resultados ilustrados nas Figura 5.6 e Figura 5.8. Tabelas e o gráficos do ciclo de pedalada completa do pedal: ADC e ângulos onde se pode ver os valores lidos pelo Conversor Analógico Digital (ADC) e os respectivos ângulos do pedal (AngPDE) e ângulo do pedivela (PDVE) enquanto que a Figura 5.7 e Figura 5.9 apresentam a força efetiva resultante da força aplicada ao pedal esquerdo e ao pedal direito. Através das análises das figuras pode-se concluir que este participante apresenta uma maior aplicação de força no pedal direito uma vez que os maiores valores de forças estão no intervalo dos 72° aos 108° concentrando o valor de pico em torno do ângulo de 90° do pedivela como mostra Figura 5.10.

PAPDE (ADC)	PSPDE (ADC)	AngPDE (°)	AngPDV E (°)
137	130	-21	0
142	129	-25	18
148	134	-23	36
150	133	-17	54
157	138	-20	72
165	139	-10	90
163	137	4	108
154	129	0	126
147	128	-1	144
129	119	8	162
112	113	3	180
108	111	7	198
109	113	9	216
109	112	8	234
107	111	10	252
108	112	-3	270
103	108	0	288
109	114	-12	306
118	119	-25	324
128	124	-16	342
132	120	-14	0

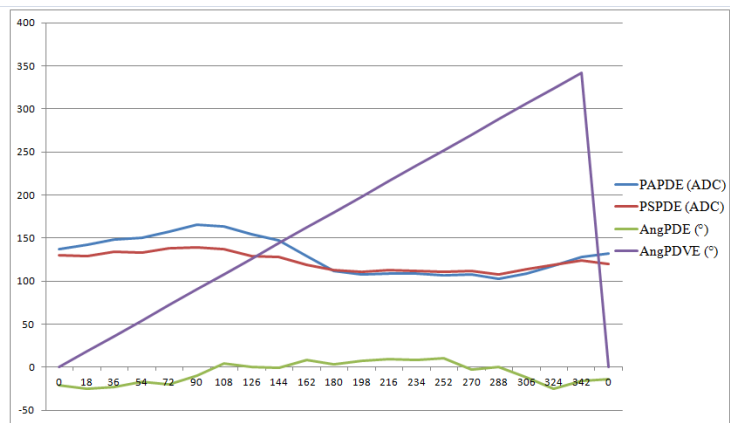


Figura 5.6 - Ciclo de pedalada completa do pedal esquerdo: ADC e Ângulos - Atleta 2

Fonte: Autor

$$FE = (FtPDV:FtPD) + (FtPDV:FtPD)$$

$$FR = RAIZ((FtPDV:FtPD)^2 + (FtPDV:FtPD)^2)$$

SENORES PEDAL ESQUERDO (PDE)

PAPDE (ADC)	PSPDE (ADC)	AngPDE (°)	AngPDVE (°)	FORÇAS (PDE)			
				FtPDV (N)	FtPDV (N)	F. Ef (N)	F. Res (N)
137	130	-21	0	57,96	64,38	122,34	86,63
142	129	-25	18	108,61	131,61	240,22	170,64
148	134	-23	36	147,30	179,69	326,98	232,34
150	133	-17	54	160,06	203,60	363,67	258,99
157	138	-20	72	182,15	235,75	417,90	297,92
165	139	-10	90	182,10	256,59	438,69	314,64
163	137	4	108	174,29	246,72	421,01	302,07
154	129	0	126	128,85	183,62	312,47	224,32
147	128	-1	144	89,95	118,62	208,57	148,87
129	119	8	162	59,42	69,82	129,24	91,68
112	113	3	180	6,41	6,29	12,70	8,98
108	111	7	198	-22,49	-21,29	-43,78	30,97
109	113	9	216	-55,47	-51,61	-107,08	75,77
109	112	8	234	-86,35	-81,79	-168,13	118,93
107	111	10	252	-104,11	-96,74	-200,85	142,12
108	112	-3	270	-119,89	-111,48	-231,36	163,71
103	108	0	288	-106,17	-96,57	-202,74	143,52
109	114	-12	306	-83,24	-76,09	-159,33	112,78
118	119	-25	324	-25,88	-25,44	-51,33	36,30
128	124	-16	342	-5,16	-5,49	-10,66	7,54
132	120	-14	0	33,34	40,35	73,69	52,34

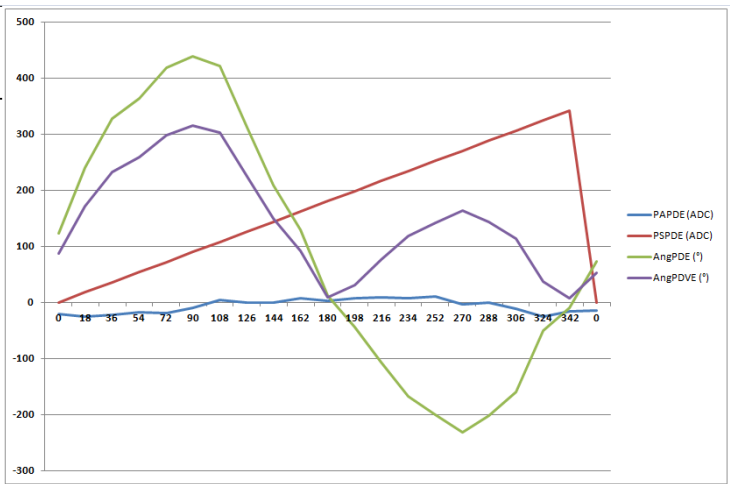


Figura 5.7 - Ciclo de pedalada completa do pedal esquerdo - Força Efetiva - Atleta 2

Fonte: Autor

PAPDD (ADC)	PSPDD (ADC)	AngPDD (°)	AngPDV D (°)
110	111	2	180
110	114	9	198
107	109	11	216
107	113	13	234
108	113	3	252
105	112	8	270
107	112	12	288
113	114	-11	306
121	114	-25	324
133	125	-32	342
141	129	-35	0
147	132	-30	18
153	135	-33	36
160	136	-24	54
169	135	-16	72
176	141	-3	90
164	134	4	108
157	131	9	126
137	120	5	144
116	114	13	162
107	111	13	180

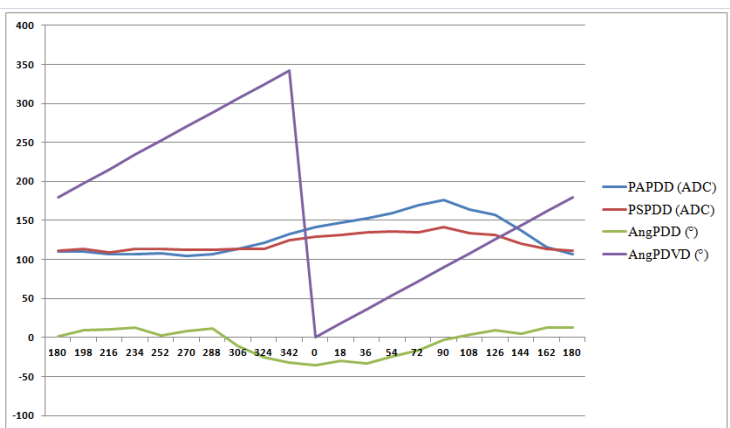


Figura 5.8 - Ciclo de pedalada completa do pedal direito: ADC e Ângulos - Atleta 2

Fonte: Autor

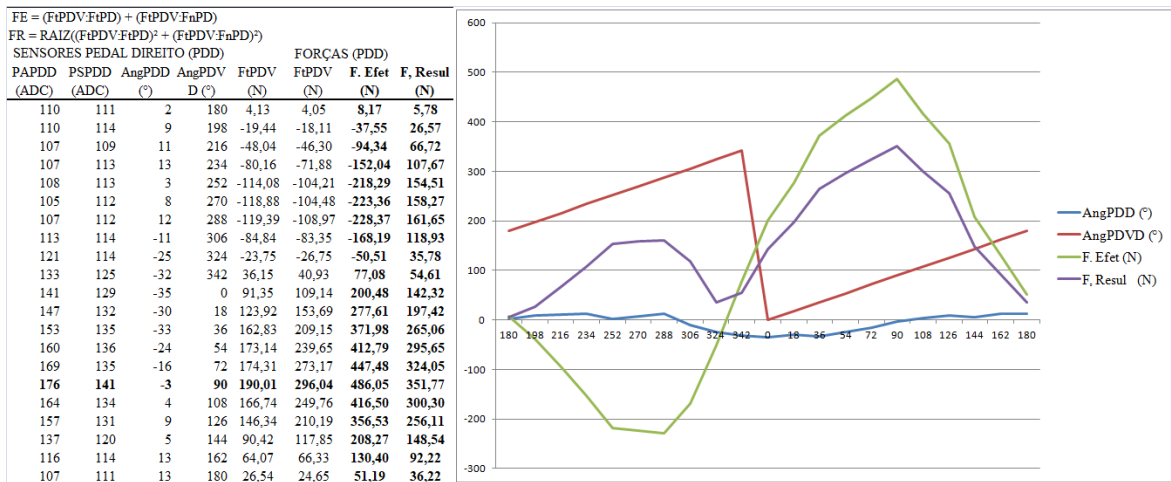


Figura 5.9 - Ciclo de pedalada completa do pedal direito - Força Efetiva - Atleta 2

Fonte: Autor

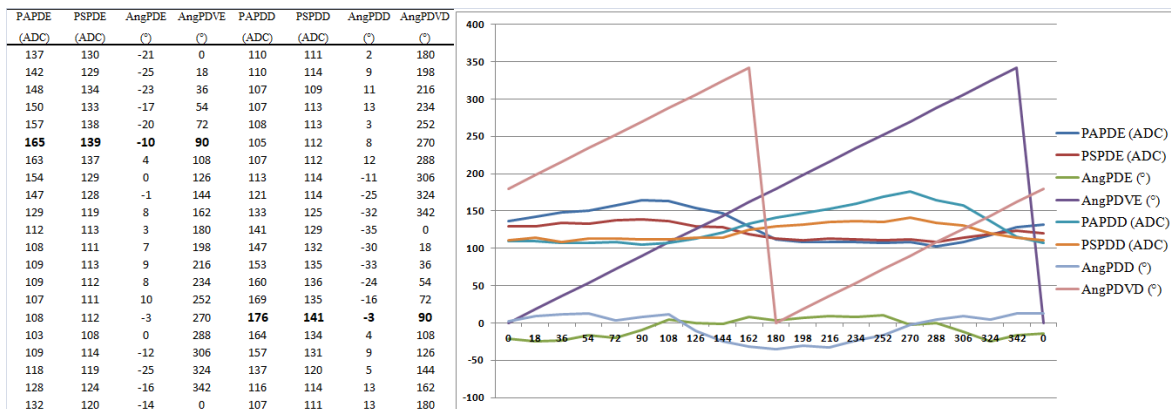


Figura 5.10 - Ciclo de pedalada completa PDE + PDD - Atleta 2

Fonte: Autor

As Figura 5.11 e Figura 5.12, abaixo, demonstram que o participante ao pedalar com apenas um pé utiliza a estratégia de “puxar” o pedal na fase de recuperação comprovando o aparecimento de uma força efetiva negativa que se inicia no começo do terceiro quadrante Figura 5.12, ou seja, depois dos 180° e mais precisamente próximo dos 216° do ciclo de pedalada. Esta força negativa ficará atuando até o final do quarto quadrante, ou seja, próximo dos 306°.

Já nas Figura 5.13 e Figura 5.14, similarmente como mostrado na análise anterior outro participante, ao pedalar com apenas um pé, também utiliza a estratégia de “puxar” o pedal na fase de recuperação permitindo, como o participante anterior, o aparecimento de uma força efetiva negativa que se inicia no começo do terceiro quadrante

Figura 5.14, ou seja, depois dos 180° de modo que esta força negativa ficará atuando até o final do quarto quadrante, ou seja, próximo dos 360°. Esta força no terceiro e quarto quadrantes está agindo no sentido do movimento, a fim de gerar uma força resultante maior e mais bem direcionada.

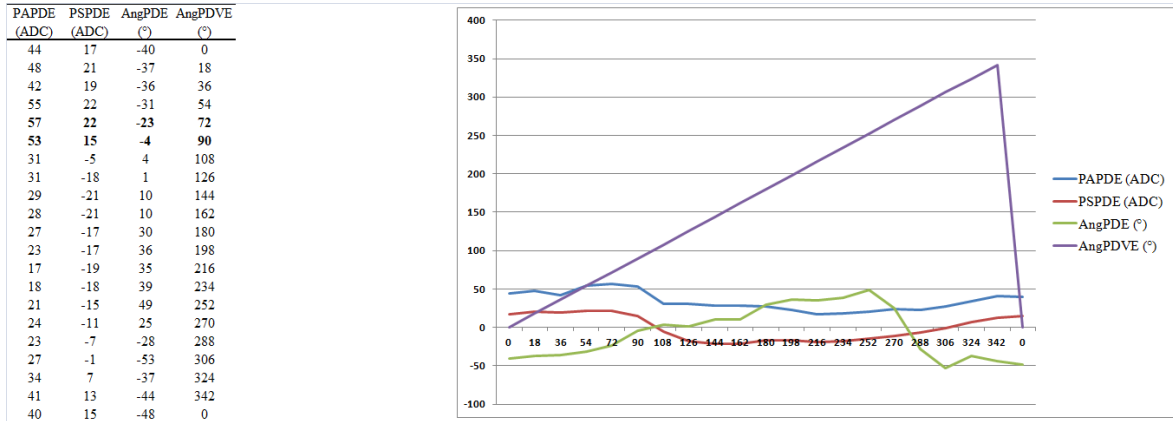


Figura 5.11 - Ciclo de pedalada completa do pedal esquerdo apenas um pé - Atleta 1

Fonte: Autor

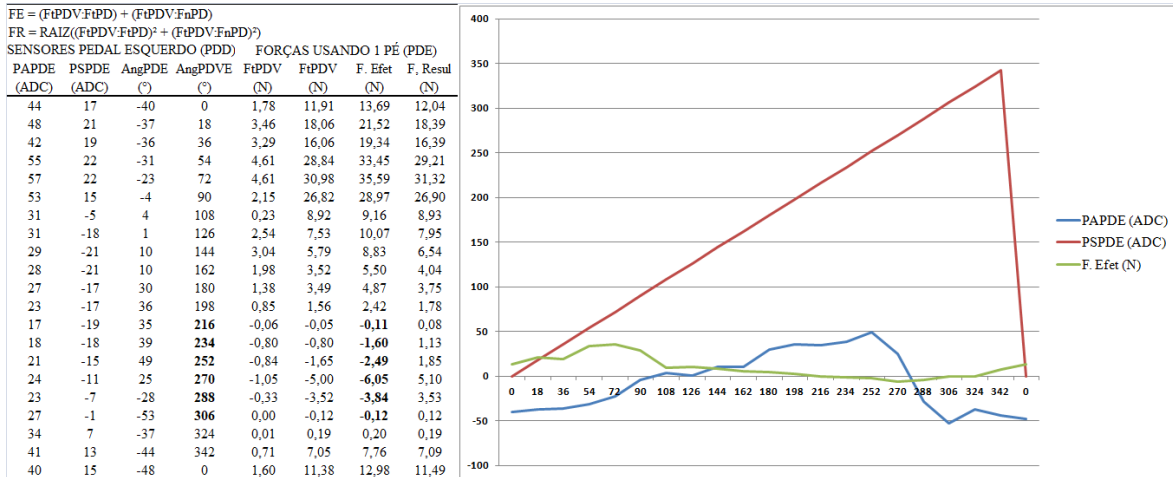


Figura 5.12 - Ciclo de pedalada (PDE) - Força Efetiva usando apenas um pé - Atleta 1

Fonte: Autor

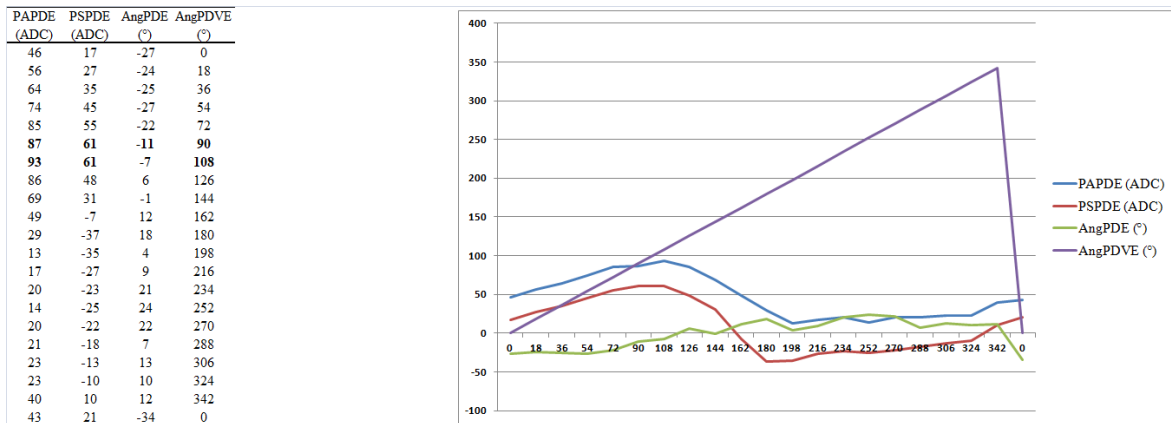


Figura 5.13 - Ciclo de pedalada completa do pedal esquerdo apenas um pé - Atleta 2

Fonte: Autor

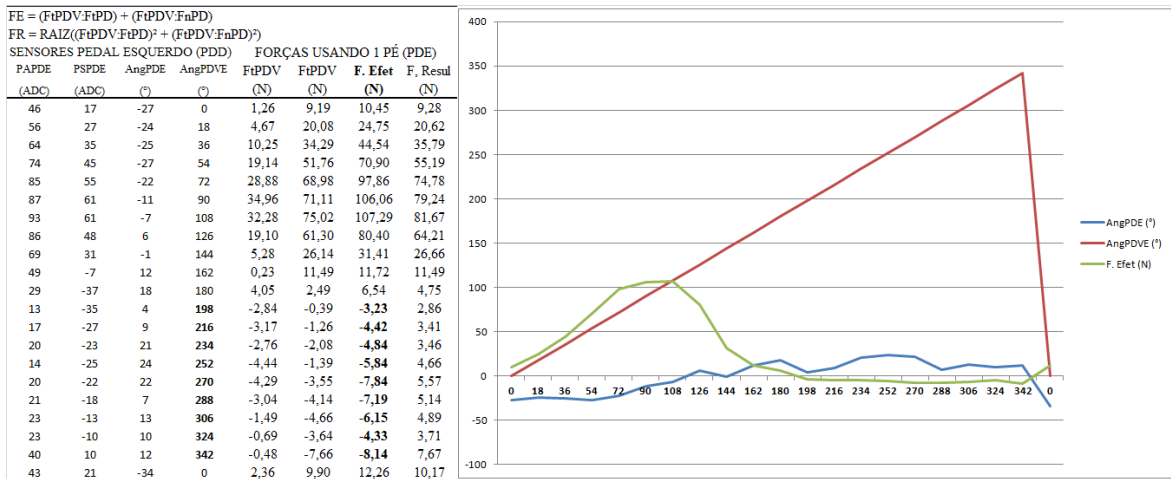


Figura 5.14 - Ciclo de pedalada (PDE) - Força Efetiva usando apenas um pé - Atleta 2

Fonte: Autor

Todos os dados referentes aos dois pedais são analisados pelo programa que mostra através da interface - IHM o comportamento, em tempo real, das forças e dos ângulos dos dois pedais conforme ilustrado nas figuras acima. É fácil notar através das tabelas ao lado das figuras que enquanto o pedivela esquerdo está no ângulo de 0° o pedivela direito se encontra no ângulo de 180° do ciclo de pedalada. Pode-se ressaltar, também, que em todos os gráficos nos primeiros 90° ocorre um rápido crescimento da força aplicada a ambos os pedais esquerdo e direito, diminuindo à medida que se aproxima de 180° e voltando a aumentar à medida que se aproxima novamente dos 90°.

5.1 – PROCESSAMENTO DOS SINAIS DA PONTE DE WHEASTONE

Como escrito e analisado anteriormente, a variação da tensão nos circuito da ponte de *Wheatstone* foram processados digitalmente. O tratamento destes sinais permitiu desenvolver as curvas de calibração da célula de forças que foi utilizada nos pedais. A partir dos resultados das curvas de calibração foi possível desenvolver os modelos aplicados na determinação das componentes de forças aplicadas aos pedais e a sua decomposição nas direções horizontal e vertical.

A taxa de amostragem dos sinais da ponte de *Wheatstone* foi de 100 Hz uma vez que o sinal coletado gira em torno de 8 Hz. Em seguida foi feito o procedimento de filtragem onde a frequência de corte do filtro projetado foi definida em 10 Hz.

5.2 – CALIBRAÇÃO

Como alertado anteriormente, a calibração é primordial para a eficiência da interpretação dos resultados. Desta forma, torna se necessária a calibração do equipamento de leitura da célula de carga toda vez que a instrumentação for utilizada. Agindo desta maneira evita-se a leitura de dados errôneos impedindo, desta forma, a incerteza das medidas dos sensores *strain gages* decorrentes do sistema de aquisição.

5.3 – SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS

É importante comentar que o trabalho aqui desenvolvido não deve ser considerado estanque, e sim um inicial no quesito de utilização de tecnologia sem fio do tipo wireless que inicia inúmeros desenvolvimentos de estudos dentro do campo da biomecânica em conjunto com a eletrônica principalmente no âmbito do alto rendimento esportivo.

O sistema poderá ser utilizado em qualquer modelo de treinamento do ato de pedalar bastando para isso desenvolver o software de teste e comparação dos dados lidos com os dados que se deseja atingir o que permite, desta maneira, fazer a programação personalizada para cada indivíduo que esteja em processo de treinamento e/ou aperfeiçoamento de suas atividades físicas na modalidade ciclismo. Este procedimento consiste em, futuramente, conectar o sistema a um telefone celular acoplado ao guidão da

bicicleta e através de uma interface o próprio atleta acompanhe, em tempo real, a sua desenvoltura no ato de pedalar.

Com os resultados apresentados neste trabalho é conveniente sugerir que sejam estudados protocolos de treinamento para serem inserido ao programa desta instrumentação, criando bancos de dados para que possam ser utilizados em comparações com dados de treinamentos previamente efetivados e desta forma melhorar os indicadores conhecidos no ato de pedalar, como por exemplo, a cadência da pedalada.

Pode-se sugerir como sugestão de desenvolvimento futuro o desenvolvimento de uma metodologia para realizar o controle da intensidade das forças no ato de pedalar permitindo melhor aproveitamento do treinamento do atleta.

6 – CONCLUSÕES

Conclusões importantes podem ser atribuídas a este estudo, porém após uma análise geral se torna necessário relatar que a principal conclusão deste estudo foi alcançada uma vez que partindo da premissa que apenas uma pequena alteração no pedal comercial foi feita, ou seja, inserção da célula de força e da eletrônica embarcada com componentes SMD, sem, no entanto modificar as características originais do pedal ou da bicicleta permitindo assim que o atleta desenvolva seu treino e/ou competição no ambiente real.

A ferramenta permite complementar os estudos em uma lacuna onde até o momento os esboços para análise do comportamento das forças aplicadas a células de carga em ambos os pedais de uma bicicleta necessita de outros equipamento de leitura eletrônica e sua portabilidade permite aprimoramento da análise das forças normais e tangenciais aplicadas a ambos os pedais em ambiente real de treino ou competição.

A análise dos dados através de forma de ondas e tabelas permite obter resultados compreensíveis, pois fica evidente que analisar um gráfico ou uma forma de onda é mais fácil de compreender ao passo que analisar uma matriz de números dificulta a compreensão do que realmente se encontra atrás dos mesmos.

Com essa ferramenta fica evidente que o estudo da técnica de pedalar pode melhorar a avaliação do atleta e sugere uma nova abordagem na aplicação das forças e suas magnitudes em diferentes pontos do ciclo de pedalada.

Uma vez que a ferramenta armazena em HD cada aplicação, a mesma pode ser utilizada para comparação e análise posterior de banco de dados coletados durante treinos e competições.

Pelo fato do circuito poder ser adaptado aos pedais originais, o mesmo é igualmente implementável em outros sistemas de medição de força tais como cicloergômetro, plataformas de força, dispositivos de aptidão instrumentado entre outros.

O resultado da comunicação entre os pedais feita através dos módulos transceptores NRF24L01 atendeu aos requisitos do projeto uma vez que a distância entre os pedais está em torno de 35cm e o alcance do módulo ultrapassa 10m.

No sistema de comunicação Bluetooth entre o computador e o pedal os módulos transmissor-receptor de rádio se mostraram eficientes. Esse sistema envia e recebe informações à distância de 50m com confiabilidade e segurança. Nos testes realizados com o pedal instrumentado conectado ao pedivela da bicicleta o alcance máximo foi 50m com o Bluetooth configurado para 9600 bps e tensão de alimentação entre +3,8 Vcc à +4,2 Vcc.

Visto que o sistema desenvolvido para medição das forças aplicadas ao pedal durante o ciclo de pedalada possui uma massa um pouco maior que a do pedal comercial e que a suas dimensões permanecem semelhantes não acarretando, desta forma, modificação no sistema de engate da sapatilha do atleta aos pedais instrumentados o objetivo do desenvolvimento foi alcançado uma vez que sua utilização é comprovada através dos resultados apresentados.

No quesito da calibração e características mecânicas pode-se concluir que o sistema apresentou resultado satisfatório, o que é essencial para a conclusão deste estudo principalmente por se tratar de instrumentação de medição onde o risco de erros não pode influenciar no resultado da medição do instrumento.

Como foram citados previamente na revisão bibliográfica os equipamentos apresentados são, na maioria, fixos e conectados a medidores estacionários através de fios o que normalmente confina o atleta ao ambiente de laboratório e que, portanto, não mostra a avaliação do real resultado do treino. Com isto conclui-se, também, que a instrumentação desenvolvida, com tecnologia *wireless*, se mostrou eficaz conferindo ao atleta ou ao técnico um sistema confiável de avaliação de forças aplicadas ao pedal durante o ciclo de pedalada no "habitat" natural de treino e/ou competição do atleta atendendo, desta forma, aos objetivos traçados.

A introdução da Unidade Inercial e do *encoder* Rotativo para medição angular do pedal e do pedivela respectivamente foi uma inovação tecnológica neste estudo. Essa inovação do sistema de medição aqui proposto possibilitou a medição grau a grau do pedal

e uma leitura de vinte pontos do pedivela no ciclo de pedalada eliminando, desta forma, *trigger* mecânico necessário para indicar o início e fim da pedalada.

Apesar de já existirem trabalhos onde a análise das forças normais e tangenciais aplicadas aos pedais é apresentada em gráfico de relógio, estático, e em pontos sequenciais do teste este estudo apresenta, como inovação, esta mesma análise, porém, dinâmica e em tempo real ao da execução do ciclo de pedalada.

Como conclusão final sobre o desempenho do equipamento aqui apresentado para mensurar as forças aplicadas aos pedais cabe ressaltar que a precisão do processamento permite a visualização completa do ciclo de pedalada de modo que o desenvolvimento de protocolos de testes permita o acompanhamento preciso da técnica de aplicação de forças ao pedal em ambiente real de treino e/ou competição utilizando sistema de transmissão sem fio com tecnologia *wireless*. A validade dos resultados só se justifica quando as curvas de calibração da célula de força que fica inserida no pedal instrumentado apresenta uma boa linearidade como foi mostrado anteriormente o que permite, desta forma, subsidiar a interpretação dos resultados aqui apresentados.

E por último e não menos importante está a flexibilidade da ferramenta de ser utilizada tanto em bicicleta de competição, bicicleta de recreação quanto em ciclo ergômetro uma vez que, neste caso, a conexão do pedal a um ou outro instrumento não exige qualquer modificação.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] L. P. R. Abrantes, "Instrumentação sem fio para a avaliação em tempo real de parâmetros objetivos de fadiga muscular". Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, DF. 2016.
- [2] G. Alvarez, J. Vinyolas, "A new bicycle pedal design for on-road measurements of cycling forces". *Journal of Biomechanics* 11(1): p. 130-142, 1996.
- [3] J. Axelsson, "*The Microcontroller Idea Book – Circuits, Programs & Applications Featuring the 8052*". Basic Single Chip Computer. Published by Lakeview Research, 273p, 1997.
- [4] R. R. Bini, F. Diefenthaler, E. Nabinger, F. P. Carpes, C. B. Mota, A. C. S. Guimarães, "Implicações da pedalada em posição aerodinâmica sobre o impulso da força efetiva de ciclista: Estudo de casos". XI Congresso Brasileiro de Biomecânica, Anais... João Pessoa - PB, 2005.
- [5] R. R. Bini, "Avaliação da fadiga no ciclismo por meio da análise de movimentos articulares resultantes", Dissertação, UFRGS, Porto Alegre, 2008.
- [6] W. Bertucci, F. Grappe, A. Girard, J. D. Rouillon, "Effects on crank torque profile when changing pedalling cadence in level ground and uphill road cycling". *Journal of Biomechanics*; 2004.
- [7] E. R. Burke, "High-tech cycling. Colorado Springs: Human Kinetics", 1996.
- [8] E. R. Burke, "Physiology of cycling. In: Garret & Kirkendall. Exercise and sport science". Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 759-70, 2000.
- [9] J. Campbell, "*RS232 – Técnicas de Interface*". Ed. Ebras, 54p. 1986
- [10] C. T. Candotti, "Características Biomecânicas e Fisiológicas da Técnica de Pedalada de Ciclistas e Triatletas", Tese, UFRGS, Porto Alegre, 2003.
- [11] J. C. Carmo, P. A. C. Xavier, E. J. Farias, J. C. Costa, A. F. Rocha, F. A. O. Nascimento, "Instrumentação biomecânica integrada em computador baseada na ferramenta LABVIEW". Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, Gramado, RS, 2001.
- [12] M. A. Rossato, "Técnica de Pedalada de Ciclistas: Alterações Decorrentes do Uso de Diferentes Cadências e Intensidades. Dissertação de Mestrado. Programa de Pós Graduação em Educação Física, UFSC, Florianópolis, 2007.
- [13] J. C. Carmo, "Biomecânica aplicada ao ciclismo". Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2001.
- [14] J. C. Carmo, F. A. O. Nascimento, J. C. Costa, A. F. Rocha, "Instrumentação para aquisição e avaliação das forças exercidas nos pedais por ciclistas". *Revista Brasileira de Biomecânica* 2(3): 31-37, 2002.

- [15] J. C. Carmo, "Desenvolvimento de Instrumentação Dedicada e Proposta de Técnica de Análise de Fadiga em Ciclistas Utilizando Transformadas de Wavelets", Tese, DF, 2003.
- [16] F. P. Carpes, "Desenvolvimento de um sistema de pedais dinamométricos para avaliação biomecânica do ciclismo", Dissertação, UFSM, Santa Maria, 2006.
- [17] F. P. Carpes, M. Rossato, I. E. Faria, C. B. Mota, "Bilateral pedaling asymmetry during cycling at different exercise intensities. Journal of Sports Sciences", 2006.
- [18] F. P. Carpes, R. R. Bini, E. Nabinger, F. Diefenthaler, C. B. Mota, A. C.; S. Guimarães, "Aplicação de força no pedal em prova de ciclismo 40 km contra relógio simulada: estudo de preliminar", Rev. bras. Educ. Fís. Esp., São Paulo, v.19, n.2, p.105-13, abr./jun. 2005.
- [19] B. Carter, "A *Single-Supply Op-Amp circuit Collection*". Dallas, Texas: Texas Instruments, Novembro de 2000.
- [20] B. Carter, T. R. Brown. "*Handbook of Operational Amplifier Applications*". Dallas, Texas: Texas Instruments, Outubro 2001.
- [21] J. J. Cockcroft, J. Muller, C. Scheffer, "Robust tracking of bicycle crank angles using magneto-inertial sensors, domain constraints and functional frame alignment techniques". Department of Mechanical and Mechatronic Engineering, Stellenbosch University, Stellenbosch, 7601, South Africa, 2016.
- [22] F. C. W. L. Costa, "Avaliação do Atraso Eletromecânico por Meio das Ativações Neural e Muscular". Dissertação, PGEA.DM-577/14, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 54p, 2014.
- [23] D. J. Daly, P. R. Cavanagh, "Asymmetry in bicycle ergometer pedaling – Medicine and Science in Sport and Exercise", Vol 8, pag. 204-208, 1976.
- [24] R. R. Davis, M. L. Hull, "Measurement of pedal loading in bicycling: II Analysis and results. Journal of Biomechanics", Vol 14, pag. 857-872, 1981.
- [25] F. Diefenthaler, "Avaliação dos efeitos da posição do selim na técnica da pedalada de ciclistas: estudo de casos", Dissertação, Programa de pós-graduação Ciência do movimento humano, UFRGS, 2004.
- [26] F. Diefenthaler, "Atividade eletromiográfica e força muscular de membros inferiores Durante o ciclismo até a exaustão em atletas", Tese, Programa de pós-graduação Ciência do movimento humano, UFRGS, 2009.
- [27] F. Diefenthaler, "Proposta Metodológica para Avaliação da Técnica da Pedalada de Ciclista: Estudo de Caso", Revista Brasileira de Medicina do Esporte, Vol 14, Nº 2, Mar/Abr, 2009.

- [28] S. Dorel, A. Couturier, J. R. Lacour, H. Vandewalle, C. Hautier, F. Hug, "Force-Velocity Relationship in Cycling Revisited: Benefit of Two-Dimensional Pedal Forces Analysis", University of Nantes, Nantes, France, 2010.
- [29] G. Ettema, H. Loras, S. Leirdal, "The effects of cycling cadence on the phase of joint Power, crank Power force and force effectiveness", *J Eletromyogr Kinesionl*, Vol 19, n. 2, p. 94-101, 2009.
- [30] M. O. Ericson, R. Nisell, G. Nemeth, "Joint Motions of the Lower Limb during Ergometer cycling". *The journal of Orthopedic and Sports Physical therapy*, p. 273-278, 1988.
- [31] B. Fonda, & N. Sarabon, "Biomechanics of Cycling: Literature review". *Sport Science Review*, 2010.
- [32] R. Gallina, "Os extensômetros elétricos resistivos: Evolução, Aplicações e Tendências", Dissertação SP, 2003.
- [33] R. J. Gregor, J. P. Broker, M. M. Rayan, "The Biomechanics of cycling", p. 127-169, 1992.
- [34] R. J. Gregor, "Biomechanics of cycling. In: Garret & Kirkendall. *Exercise and Sport Science*". Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 515-37, 2000.
- [35] R.J. Gregor, "Biomecânica do ciclismo. *A Ciência do exercício e dos esportes*". Porto Alegre: Artmed. p: 547-571, 2003.
- [36] G. Groot, E. Welbergen, L. Clusen, J. Clarus, J. Cabri, J. Antonis, "Power, muscular work and external forces in cycling". *Ergonomics* 37(1): p. 31-42, 1994.
- [37] J. Gurgel, F. Porto, L. Castro, T. Russomano, J. Beck, I. Schoroeder, L. Didiuta, R. Piccoli, L. Cambraia, "Construção e Instrumentação de um Pedal Sensor de Forças E Momentos", Núcleo de Pesquisa em Biomecânica Aeroespacial/ Laboratório de Microgravidade/ IPCT/PUCRS; Laboratório de Pesquisa em Atividade Física/ FEFID / PUCRS, 2005.
- [38] L. Hancock, M. Krieger, "Manual de Linguagem C". Ed. Campus, seg. Edição. Rio de Janeiro, 182p, 1985.
- [39] M. J. Hoes, R.A. Binkhost, A. E. Smeekes-Kuyl, A. C. Vissers, "Measurement of forces exerted on pedal crank during work on a bicycle ergometer at different workloads", *Internationale Zeitschrift fur angewandte physiologie, Einschliesslich Arbeitsphysiologie*, p 33-42, 1968.
- [40] M. L. Hull, R. R. Davis, "Measurement of pedal loading in bicycling: Instrumentation". *Journal of Biomechanics*, 1981.
- [41] P. Horowitz, W. Hill, "The Art of Electronics", 2nd ed. Cambridge, Reino Unido: Press Syndicate of the University of Cambridge, 1989.

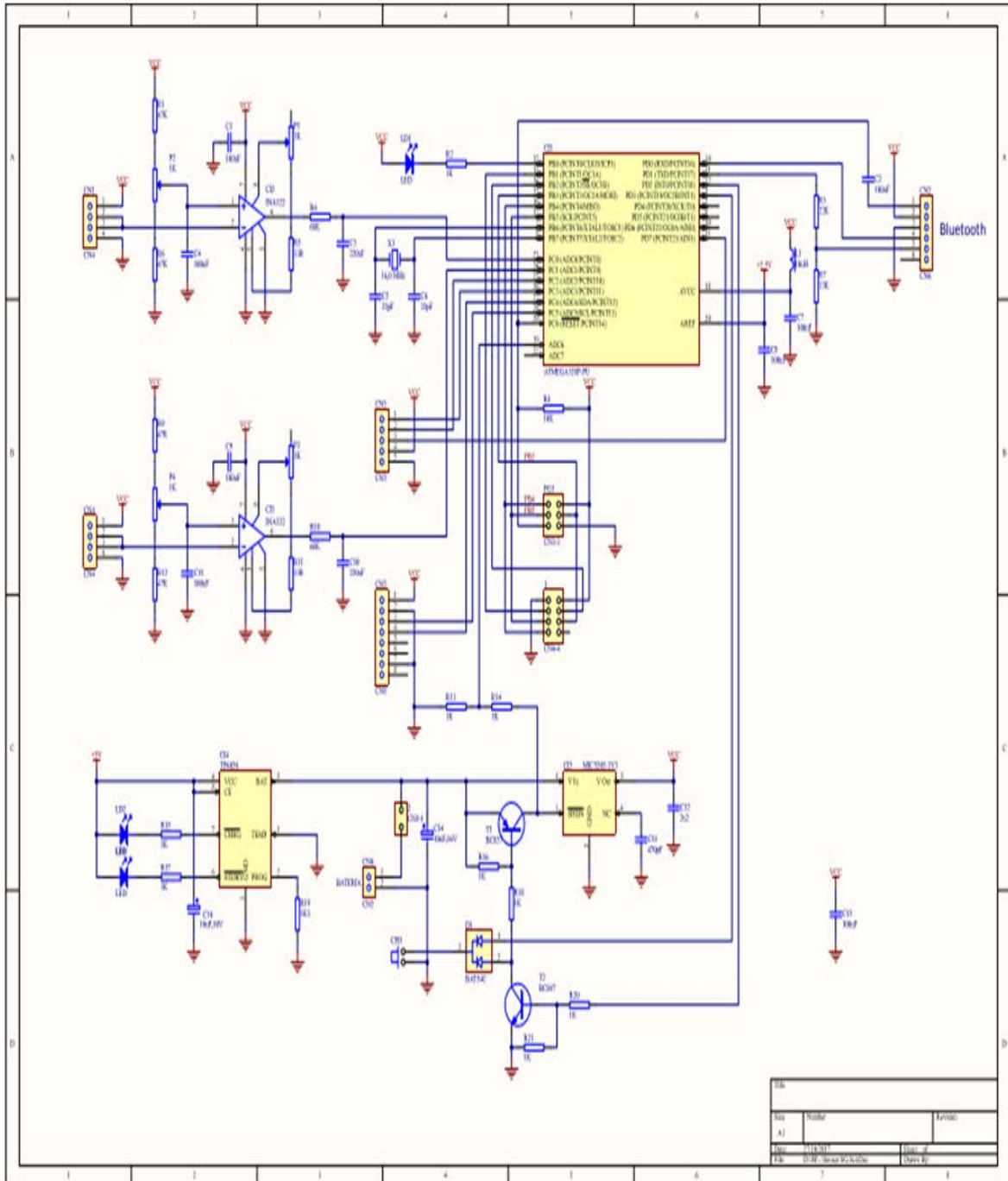
- [42] C. Kitchin, L. A. Counts, "Designer's Guide to Instrumentation Amplifiers 3rd Edition", Norwood, MA, U.S.A, Analog Devices, Inc., Julho, 2006.
- [43] F. J. Lanferdini, "Características Musculares e Neurais de Ciclistas e Triatletas Durante o Ciclo de Pedalada", Programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento Humano, UFRGS, 78p, 2011.
- [44] D. C. Lazzari, "Desenvolvimento e Estudo de uma Plataforma Biomédica Aplicada ao Ciclismo", Escola de Engenharia – UFRGS, Dezembro, 2010.
- [45] K. B. Lee, "Principles of Microelectromechanical Systems". Wiley–IEEE Press. 1ª ed. Unidade Inercial, 2011.
- [46] R. Mancini, "Op Amps for Everyone", 2nd ed., Ron Mancini, Ed. Burlington, MA, Reino Unido: Texas Instruments, 2003.
- [47] C. D. Marchis, M. Schmid, D. Bibbo, I. Bernabucci, S. Conforto, "Inter-individual variability of forces and modular muscle coordination in cycling: A study on untrained subjects", Department of Engineering, Roma Tre University, Italy, 2013.
- [48] I C. Milani, "Plataforma de Treinamento Instrumentada com Sistema de Aquisição, Armazenamento e Transmissão de Dados sem Fio para Plataforma de Força Aplicada ao Ciclismo", Projeto de Diplomação em Engenharia Elétrica, UFRGS, 2014.
- [49] J. Millman, C. C. Halkias, "Integrated Electronics: Analog and Digital Circuits and Systems", Mcgraw-Hill, Junho 1972.
- [50] E. Nabinger, "Desenvolvimento de um sistema de medição para análise biomecânica da pedalada de um ciclista", Dissertação, Faculdade de Engenharia, UFRGS, Porto Alegre, 1997.
- [51] E. Nabinger, M. A. Zaro, "Medição de ângulos e força durante a pedalada de um ciclista". VII Congresso Brasileiro de Biomecânica. Anais, p: 43-48. Campinas-SP, 1997.
- [52] E. Nabinger, I. Iturrioz, "Plataforma de força triaxial a ser utilizada em um pedal de bicicleta". XI Congresso Brasileiro de Biomecânica. Anais, João Pessoa-PB Brasil 2005.
- [53] E. Nabinger, "Análise Dinamométrica Tridimensional da Pedalada de Ciclistas". Tese, UFRGS, 2006.
- [54] C. D. Neto, G. Schimidt, C. T. Candotti, J. F. Loss, M. A. Zaro, A. C. S. Guimarães, "Desenvolvimento de Uma Plataforma de Força em Pedal de Ciclismo", Revista Brasileira de Biomecânica, Nº 3, 39-44, 2001.
- [55] C. Pinzon, "Descrição comparativa do padrão angular em bicicleta estacionária, modalidade indoor, chassis fixo e articulado", Dissertação. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da UFRGS, Porto Alegre, 2012.

- [56] M. A. Rossato, "Técnica de Pedalada de Ciclistas: Alterações Decorrentes do Uso de Diferentes Cadências e Intensidades", Dissertação, Programa de Pós Graduação em Educação Física, UFSC, Florianópolis, 2007.
- [57] T. Rowe, M. L. Hull. D. Hawkins, "Three dimensional knee loading during seated cycling". *Journal of Biomechanics* 25:41-53, 1997.
- [58] T. Rowe, M. L. Hull, E. L. Wang, "A pedal dynamometer for off-road cycling". *Journal of Biomechanics* , 1998.
- [59] Sandia National Labs. <http://mems.sandia.gov/unidadeinercial> - Consultado em 11/08/2015.
- [60] D. J. Sanderson, E. M. Hennig, A. H. Black, "The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists". *J Sports Sci.* 2000 Mar;18(3):173-81
- [61] I. C. Schroeder, "Biomecânica do ciclismo", PUCRGS, 82 p., Porto Alegre, 2005.
- [62] A. C. E. Silva, A. A. Filho, "*Análise Econômica de Projeto – Ferramentas de Desenvolvimento*" - Site <http://am.esalq.usp.br/neoalex/Methodologia.html>, 2002.
- [62] W. Smak, R.R. Neptune, M. L. Hull, "The Influence of Pedaling Rate on Bilateral Asymmetry in Cycling", *Journal of Biomechanics* 32: 899-956, 1999.
- [64] D. Too, "Biomechanics of cycling and factors affecting performance". *Sports Med.*, V.10, n. 5, Nov, p. 286-2, 1990.
- [65] G. J. Walter, "Op. Amp. Applications", Ed. U.S.A. Analog Devices, Inc., 2002.
- [66] J. B. Wheeler, L. Robert, R. J. Gregor, J. P. Broker, "A Dual Piezoelectric Bicycle Pedal With Multiple Shoe/Pedal Interface Compatibility", *International Journal Of Sport Biomechanics*, Vol. 8, pag. 251-258, 1992.
- [67] B. Widlar, "Design Techniques for Monolithic Operational Amplifiers", vol. 4, 1969.
- [68] R. Zelenovsky, "*Microcontroladores (MCS-51) – Assembler e Simulador*". Cap. V, 1999.
- [69] Datasheet Instrument Amplifier AD622. ISSN MA 02062-9106. Disponível em: http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/analogdevices/218546992AD622_c.pdf
- [70] Datasheet Instrument Amplifier AD622. ISSN MA 02062-9106. Disponível em: http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/analogdevices/218546992AD622_c.pdf Consultado em: 29 Julho 2016.
- [71] M. C. Narváez, Sistema de aquisição e controle de força em ciclismo assistido por estimulação elétrica [DistritoFederal], (ENE/FT/UnB, Dissertação em Engenharia em Sistemas eletrônicos e de Automação, Engenharia Elétrica, 2017.

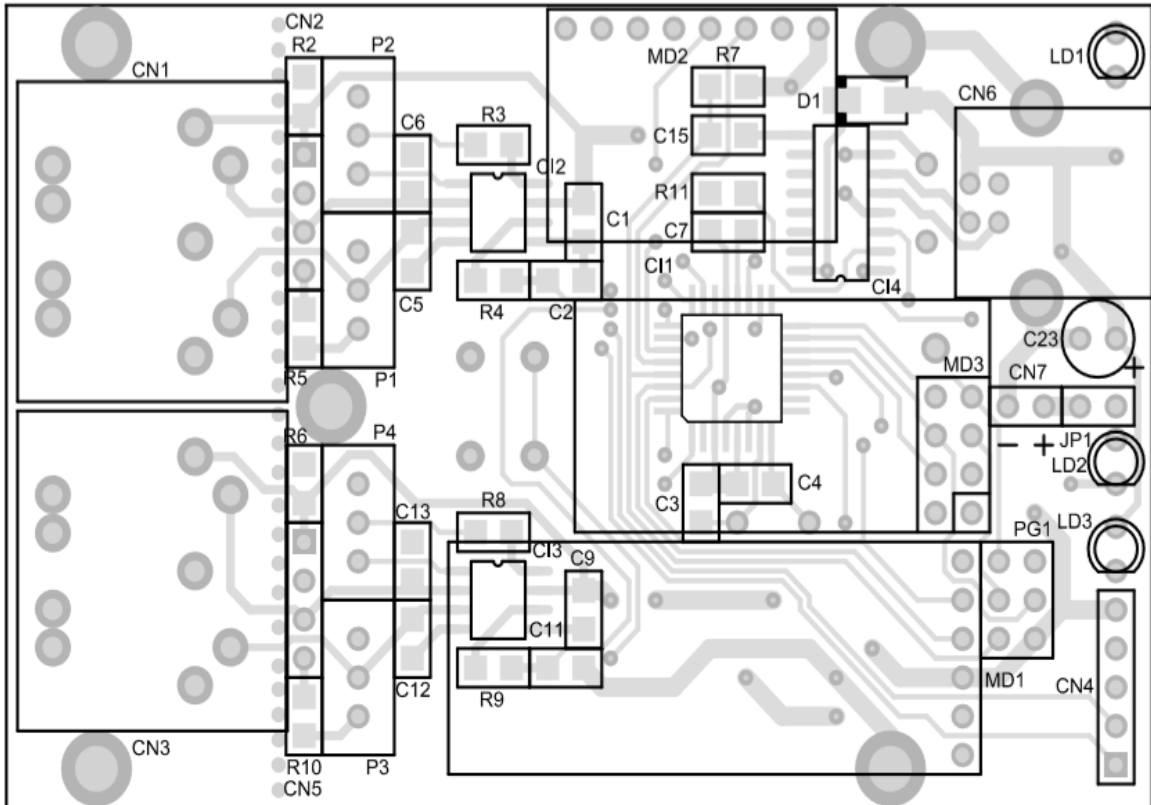
- [72] J. Vanwalleghem, F. Mortier, I. De Baere, M. Loccufier and W. V. Paepegem Instrumentation of a racing bicycle for outdoor field testing and evaluation of the cyclist's comfort perception, Department of Materials Science and Engineering, Ghent University, Belgium, 2012.
- [73] B. Fonda and N. Šarabon, Biomechanics and energetics of uphill cycling: a review, Laboratory for Motor Control and Motor Behaviour, Ljubljana, Slovenia 2University of Primorska, Science and Research Centre, Institute for Kinesiology Research, Koper, Slovenia, 2012
- [74] S. K. Gharghana, R. Nordina, and M. Ismaila, Development and validation of a track bicycle instrument for torque measurement using the zigbee wireless sensor network, Department of Electrical, Electronic and System Engineering, Faculty of Engineering and Built Environment, Universiti Kebangsaan Malaysia, 2017.
- [75] A. V. Pigatto, K. O.A. Moura, G. W. Favieiro and A. Balbinot, Member, IEEE, A new Crank Arm Based Load Cell, with built-in conditioning circuit and strain gages, to measure the components of the force applied by a cyclist
- [76] R. R. Bini, F. Diefenthaler, F. P. Carpes, Determining force and power in cycling: A review of methods and instruments for pedal force and crank torque measurements, Lab. Biomecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, Grupo de Neuromecânica Aplicada, Curso de Educação Física, Universidade Federal do Pampa, Brazil, 2014.

APÊNDICES

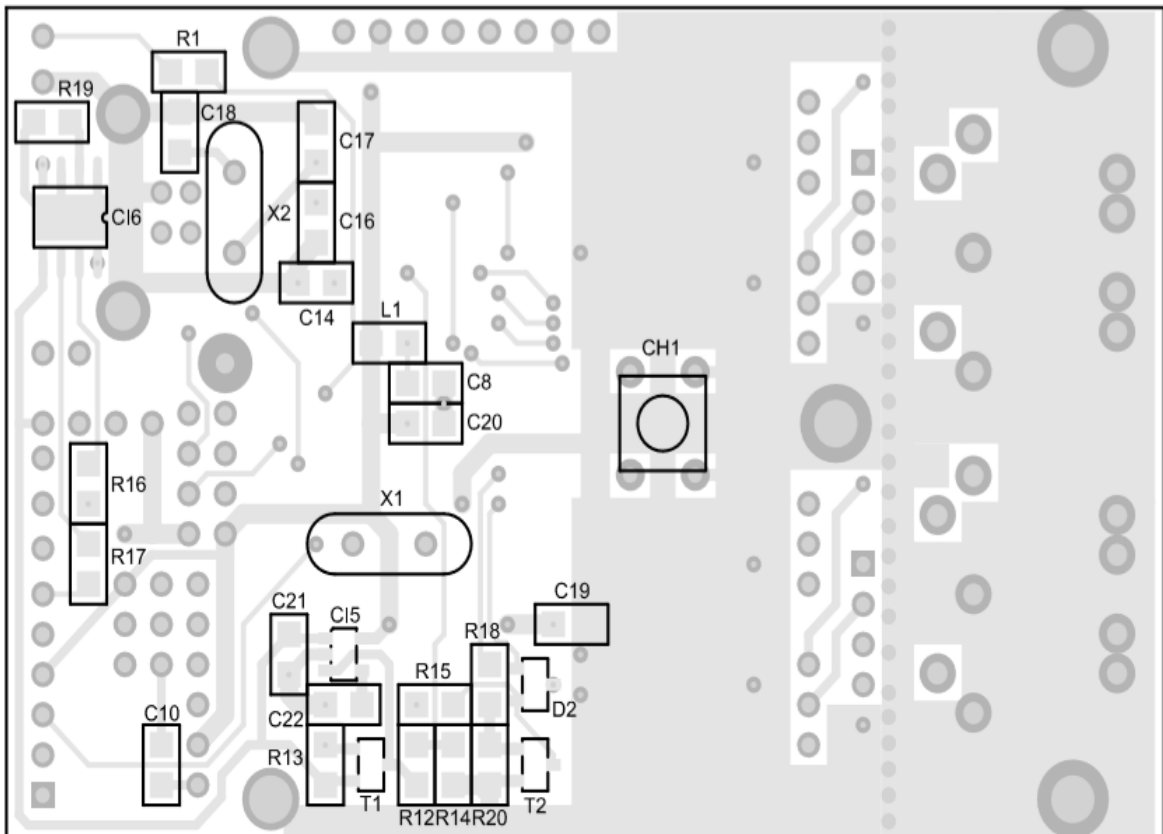
A - CIRCUITO ELETRÔNICO



B - SERIGRAFIA LADO DOS COMPONENTES



B - SERIGRAFIA LADO DA SOLDA



C - PROGRAMA DO TRANSMISSOR LOCALIZADO NO PEDAL ESQUERDO

```

/*****
*****
** UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA - UnB **
** FACULDADE DE TECNOLOGIA - FT **
** DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA - ENE **
**
** ÁREA DE CONCENTRAÇÃO - PROCESSAMENTO DE SINAIS **
** PROFESSOR ORIENTADOR: JAKE CARVALHO DO CARMO **
** PROFESSOR CO-ORIENTADOR: FRANCISO DE ASSIS N. OLIVEIRA **
**
** PROJETO: INSTRUMENTAÇÃO PARA COLETA TELEMÉTRICA EM **
** TEMPO REAL DE FORÇAS APLICADAS EM PEDAIS **
**
** ARQUIVO: Rx-R2-14JUN18: Recepção de dados-pedal esquerdo via NRF24L01 **
** DOCUMENTAÇÃO USADA: 01 - Comunicação - Módulo NRF24L01 **
** ALUNO: Sandoval Tavares de Menezes Matrícula: 13/0167126 **
** GRAU: Doutor Data: 12/10/2017 ** última modificação: 14/08/2018 **
*****
*****/

```

/*****

Este PGM detecta a variação do ângulo do PD para iniciar a coleta de dados ao qual ele está acoplado, neste caso, pedal direito (PDD) p/ iniciar leitura dos dados deste PD
Sequência de Leitura: SGA, SGS, ANGPDD e ANGPDV.

Sequência de Transmissão: SGA, SGS, ANGPDD e ANGPDV (a mesma).

O módulo utilizado neste PGM é controlado pelo CI NRF24L01+ da Nordic e se caracteriza pelo baixo consumo de energia e pela velocidade de comunicação, que pode chegar a 2Mbps. Devido ao uso da interface SPI, é possível interligar esse módulo à maioria dos microcontroladores disponíveis atualmente. O alcance do módulo varia de 10 metros em ambiente fechado (indoor) à 50 metros em ambiente aberto (outdoor). Uma outra vantagem é que um mesmo módulo pode atuar como emissor ou receptor, apenas

realizando-se uma configuração por software. Sua tensão de alimentação vai de 1,9 à 3.6V, e os pinos de sinal podem trabalhar normalmente com nível de sinal de 5V

Este PGM é utilizado p/ fazer a coleta de dados na bike, ou seja, fazer a medição das forças verticais/horizontais e também ângulo do pedal (PD) e do pedivela (PDV) Obtem os dados primitivos e calcula angulos (Não usa DMP) Usa integração simples, ocasionando drift significativo

*****/

```
#include <SPI.h>
#include "nRF24L01.h"
#include "RF24.h"
#include <Wire.h>
#include <RotaryEncoder.h> //Carrega a biblioteca do encoder
RotaryEncoder encoder(A2, A3); //Define os pinos de ligacao do encoder

#define MPU1 0x68 //Endereço I2C da Unidade Inercial = MPU
#define A_R 16384.0 //Sensibilidade do acelerômetro em LSB/g
#define G_R 131.0 //Sensibilidade do giroscópio em LSB/(°/s)
#define RAD_A_DEG = 57.295779 //Conversão de radianos para graus = 180/PI

// Declaração de Variáveis referentes aos strain gages (SG): S=Superior e A=Anterior
int ADC0 = A0; //Variável que associa o pino do ADC0 aos SGS
int ADC1 = A1; //Variável que associa o pino do ADC1 aos SGA
int SG_SUP = 0; //Variável para guardar o valor proveniente dos SGS
int SG_ANT = 0; //Variável para guardar o valor proveniente dos SGA

//MPU-6050 entrega os valores inteiros lidos do ADC em 16 bits
//Variáveis que guardam leituras iniciais: Acelerômetro, Giroscópio da MPU
int16_t AcX1, AcY1, AcZ1, Tmp1, GyX1, GyY1, GyZ1; //Guarda leituras iniciais MPU1
int16_t AcX2, AcY2, AcZ2, Tmp2, GyX2, GyY2, GyZ2; //Guarda leituras iniciais MPU2
float Acc[2];
float Gy[2];
float Angle[2];
float Acc2[2];
```

```

float Gy2[2];
float Angle2[2];
//const int MPU = 0x68;           //I2C address of the MPU-6050
double gyroScale = 131;         //From datasheet
double timeStep, time, timePrev; //
double arx, ary, arz, grx, gry, grz, gsx, gsy, gsz, rx, ry, rz; // Guarda valor ângulo
convertido: eixo x, y e z

int Cont1 = 0;                  //Variável do filtro de média da MPU
double AcXFM1 = 0;              //Resultado do filtro de médias aceler. eixo X (MPU)
double AcYFM1 = 0;              //Resultado do filtro de médias aceler. eixo y (MPU)
double AcZFM1 = 0;              //Resultado do filtro de médias aceler. eixo z (MPU)
double GyXFM1 = 0;              //Resultado do filtro de médias girosc. eixo X (MPU)
double GyYFM1 = 0;              //Resultado do filtro de médias girosc. eixo y (MPU)
double GyZFM1 = 0;              //Resultado do filtro de médias girosc. eixo z (MPU)

//INICIALIZAÇÃO DAS VARIÁVEIS DO ENCODER ROTATIVO
int Pos = 0;                    //Variavel inicial para posição atual do botao do Encoder Rotativo
int NewPos = 0;                 //Variavel inicial para nova posição do botao do Encoder Rotativo
int Angulo = 0;                 //Contador de posição do Encoder Rotativo
boolean SentRot;               //Valor booleano (zero ou um) que indica o sentido de rotação
//char buff[14];               // Reserva 14 bytes (Se usar aqui tirar de dentro das subrotinas)

//***Inicialização das variáveis utilizadas no processo LIGA-DESL a placa SMD
int LED = 8;                   //Liga o LED ao pino 8 do ATmega 328P
int CTLFONTE = 2;              //Liga o controle de retenção da fonte ao pino 2 do ATmega 328P
int BOTAO = 3;                 //Liga o botão ao pino 3 do ATmega 328P
//***Fim das variáveis utilizadas no processo LIGA-DESL a placa SMD

int dados[1];                  //Veio do Tx-R1-02JUN18 - Armazena os dados enviados
int recebidos[1];              //Armazena os dados recebidos
RF24 radio(9,10);              //Inicializa a placa nos pinos 9 (CE) e 10 (CS) do Arduino

//Para sucesso da comunicação, os endereços dos 2 módulos devem ser iguais e dado por:

```

```

const uint64_t pipe = 0xE14BC8F482LL; //Endereco de comunicacao entre os modulos
int i = 0;                               //Contador no loop de recebimento do radio

void setup()
{
// Serial.begin(9600);                    //Inicializa a comunicação serial para o
BLUETOOTH
pinMode(ADC0, INPUT);                    //Declara o pino ADC0 como entrada
pinMode(ADC1, INPUT);                    //Declara o pino ADC1 como entrada
analogReference(EXTERNAL);              //Referência de tensão no pino AREF de 2,5V.

/*INICIALIZAÇÃO DA MPU
Wire.begin();                            //Inicializa a I2C e transmite Baud Rate de 9600 bps
Wire.beginTransmission(MPU1);           //Inicia a transmissão para o endereço do MPU
Wire.write(0x6B);                        // PWR_MGMT_1 register
Wire.write(0);                            // Set to zero (wakes up the MPU-6050)
Wire.endTransmission(true);             //
/* FIM DA INICIALIZAÇÃO DA MPU

/* CALIBRAÇÃO DA MPU: DATA DA CALIBRAÇÃO: 16NOV15
Dados escritos como: acelX  acelY  acelZ  giroX  giroY  giroZ
Meus offsets:      -1554  2056  1989  16   15   63
Leitura dos sensores com offsets: 5 3 16384 0 0 0 devem estar próximos destes valores
Se a calibração está OK escreva os offsets no programa
/* FIM DA CALIBRAÇÃO DA MPU

pinMode(7, INPUT_PULLUP);               //Define os botão1 como entrada e ativa o pull-up
Serial.begin(9600);                      //Inicializa a comunicação entre os módulo IRF
Serial.println("Tecele botao");          //Tecele o botão para iniciar a comunicação
radio.begin();                            //Inicializa a comunicacao
radio.openWritingPipe(pipe);              //Entra em modo de transmissao
delay(100);                               //Temporizado p/ visualização no Rx

//Início da inicialização das variáveis utilizadas no processo LIGA-DESL a placa SMD

```



```

pinMode(LED,OUTPUT);           //Configura o LED como saída
pinMode(BOTAO,INPUT_PULLUP);  //Configura o BOTAO com entrada e resistor
de pull-up
pinMode(CTLFONTE,OUTPUT);     //Configura o controle da fonte como saída
digitalWrite(CTLFONTE, HIGH); //Liga a fonte
digitalWrite(LED, HIGH);      //Liga o LED da fonte
delay(1000);                  //Espera um segundo
digitalWrite(LED, LOW);       //Desliga o LED da fonte
delay(1000);                  //Espera um segundo
digitalWrite(LED, HIGH);      //Liga o LED da fonte
//Fim da inicialização das variáveis utilizadas no processo LIGA-DESL a placa SMD
}

```

/******

O PGM principal consiste de um KERNEL onde subrotinas são chamadas de modo sequencial

partindo da mudança do ângulo do PDV, ou seja, obedecendo a leitura dos periféricos: Strain Gage Anterior (SGA), Strain Gage Superior (SGS), Unidade Inercial no pedal (MPU)

e Encoder rotativo (ER) no pedivela.

/******

```

void loop()
{
/* ENCODER ROTATIVO = leitura do ângulo do pedivela (PDV) *****/
static int Pos = 0;           //Define a variável Pos como inteira estática
encoder.tick();              //Chama a subrotina do encoder que está na biblioteca
NewPos = encoder.getPosition(); //Lê posição do encoder

if (Pos != NewPos)           //Testa se a posição do pedivela foi alterada
{
Pos = NewPos;                //Se sim, carrega Pos com o novo valor lido e
RDSGA();                     //Lê strain gage anterior (SGA) pedal direito (PDD) e

```

```

RDSGS(); // Lê strain strain gage superior (SGS) do pedal direito
(PDD) e
RDANGPDD(); //Vá o ângulo pedal direito (ANGPDD) = MPU6050 e
RDANGPDV(); //Lê o ângulo pedivela (ANGPDV) = Encoder Rotat.
i = 0; //E inicializa o contador de dados recebidos do PDE
}
}

```

//TODAS AS SUBROTINAS SERÃO COLOCADAS AQUI

```

void RDSGA() //ROT. LEIT. STRAIN GAGE ANTERIOR (SGA)
{
/* SG_ANT = analogRead(ADC1); // Lê o valor do Stain Gage Anterior
char buff[14]; // Reserva 14 bytes, pois maior número lido será 1023
sprintf(buff,"%04d ",SG_ANT); // Configura para Tx Stain Gage Anterior = 2ª coluna
Serial.print(buff); // Tx Stain Gage Anterior para a 2ª coluna e volta p/ 1ª
*/
SG_ANT = analogRead(ADC1); // Lê o valor do Stain Gage Anterior
SG_ANT = (SG_ANT); // Tira o offset
char buff[14]; // Reserva 14 bytes, pois maior número lido será 1023
sprintf(buff,"%04d ",SG_ANT); // Configura para Tx o valor do Stain Gage Superior
para a 1ª
Serial.print(buff); // Tx Stain Gage Anterior para a primeira coluna
dados[0] = SG_ANT; // Prepara o valor do SG_ANT para ser Tx via radio e
radio.write(dados, 4); // Transmite via radio
// Serial.print(dados[0]); // Tx Stain Gage Anterior para a primeira coluna
Serial.print(" "); // Tx espaçamento entre a primeira e segunda colunas
}

```

```

void RDSGS() //ROTINA DE LEITURA do STRAIN GAGE SUPERIOR (SGS)
{
/* SG_SUP = analogRead(ADC0); // Lê o valor do Stain Gage Superior (SGS)
char buff[14]; // Reserva 14 bytes, pois maior número lido será 1023
sprintf(buff,"%04d ",SG_SUP); // Configura SGS para a primeira coluna

```

```

Serial.print(buff); // Transmite SGS para a primeira coluna */
SG_SUP = analogRead(ADC0); // Lê o valor do Stain Gage Superior
SG_SUP = (SG_SUP); // Tira o offset
char buff[14]; // Reserva 14 bytes, pois maior número lido será 1023
sprintf(buff,"%04d ",SG_SUP); // Configura Tx do Stain Gage Superior para a 1ª
dados[0] = SG_SUP; // Prepara SG_SUP para ser transmitido via radio e
radio.write(dados, 4); // Transmite via radio
Serial.print(dados[0]); // Transmite o valor do Stain Gage Superior para a 1ª
Serial.print(" "); // Tx o espaçamento entre a segunda e terceira colunas
}

```

```

void RDANGPDD() //ROTINA DE LEITURA DO CÁLCULO DO ÂNGULO DO
PEDAL DIREITO (ANGPDD)=MPU

```

```

{
//CÁLCULOS DOS VALORES MPU1 => Fsample = variável de acordo com veloc PD
for (Cont1=0; Cont1<5; Cont1++) // Para melhor velocidade de leitura => Fsample = 10
{
Wire.beginTransmission(MPU1);
Wire.write(0x3B); // starting with register 0x3B (ACCEL_XOUT_H)
Wire.endTransmission(false);
Wire.requestFrom(MPU1,14,true); // request a total of 14 registers

AcX1=Wire.read()<<8|Wire.read();// 0x3b (ACCEL_XOUT_H) & 0x3c (ACCEL_XOUT_L)
AcY1=Wire.read()<<8|Wire.read();// 0x3D (ACCEL_YOUT_H) & 0x3E (ACCEL_YOUT_L)
AcZ1=Wire.read()<<8|Wire.read();// 0x3F (ACCEL_ZOUT_H) & 0x40 (ACCEL_ZOUT_L)

// OFFSET CALCULADO POR MPU6050_calibration.ino
AcX1 = AcX1 - 1554; //OFFSET 16JUN18
AcY1 = AcY1 + 2056; //OFFSET 16JUN18
AcZ1 = AcZ1 + 1989; //OFFSET 16JUN18

AcXFM1 = AcXFM1 + AcX1; //Soma termos Ac eixo x = cálculo do filtro de média
AcYFM1 = AcYFM1 + AcY1;
AcZFM1 = AcZFM1 + AcZ1;
}
}

```

```

}

//FILTRO DE MÉDIA DA MPU1 IGUAL AO CONTADOR
AcXFM1 = AcXFM1/Cont1;    // Calcula valor do acelerômetro em x pelo filtro de
média
AcYFM1 = AcYFM1/Cont1;    // CALCULA VALOR DO Ac EM Y PELO FILTRO
DE MÉDIA
AcZFM1 = AcZFM1/Cont1;    // Calcula valor do ac em z pelo filtro de média

//CALCULA ÂNGULO DO ACELERÔMETRO DA MPU1 QUE POSSUI
REFERENCIAL NO PEDAL
/* int AngAcY1 = -180/3.14*(atan2(AcYFM1, sqrt(pow(AcXFM1,2) +
pow(AcZFM1,2))));
char buff[14];            // Reserva 14 bytes,
sprintf(buff,"%03i ",AngAcY1+7); // Configura para transmitir o ANGPD coluna 3
Serial.print(buff);      // Transmite o valor do ANGPD coluna 3
*/
int AngAcY1 = -180/3.14*(atan2(AcYFM1, sqrt(pow(AcXFM1,2) + pow(AcZFM1,2))));
char buff[14];            // Reserva 14 bytes
sprintf(buff,"%03i ",AngAcY1+7); // Configura para Tx ângulo do pedal para a 3ª coluna
dados[0] = AngAcY1+7;    // Prepara o valor do ângulo do PD (Ac) para ser Tx e
radio.write(dados, 1);    // Envia via radio
Serial.print(buff);      // Tx o valor do ângulo do pedal para a terceira coluna
}

void RDANGPDV()
{
/* ENCODER ROTATIVO = leitura do ângulo do pedivela (PDV) *****/
// static int Pos = 0;    //Define a variável Pos como inteira estática
// encoder.tick();        //Chama a subrotina do encoder que está na biblioteca
// NewPos = encoder.getPosition(); //Lê posição do encoder

// if (Pos != NewPos)    //Testa se a posicao foi alterada
// {

```

```

if (abs(Pos) < abs(NewPos)) //Se sim Testa se foi no sentido horário e
{
  Angulo = Angulo + 18; //Soma 18 graus no valor anterior e
}

else //Se não
{
  Angulo = Angulo - 18; //Subtrai 18 graus do valor anterior
}

if (Angulo == 360 or Angulo == -360) //Se completou uma volta (360 graus) no
sentido horário ou anti-horário
{
  Angulo = 0; //Reinicialize o valor do ângulo em zero
}
Pos = NewPos; //Carrega Pos com o novo valor lido
char buff[14]; // Reserva 14 bytes,
sprintf(buff,"%03d ",Angulo/2); // Configura para Tx valor do ângulo do PDV p/ a 4ª
dados[0] = Angulo; //Prepara ângulo PDV (ER: HOR= + e ANTIHOR= -)
radio.write(dados, 2); //Envia via radio
sprintf(buff,"%03d ",Angulo);
Serial.println(buff); // Transmite o valor do ângulo do pé de vela para 4ªC
// } // *** ESTE { } DO if, USADO NA COLETA DOS DADOS DE CALIBRAÇÃO
}
//PISKLED É UMA ROTINA TESTE DE PASSAGEM POR UM PONTO DO PGM
void PISKLED()
{
  digitalWrite(LED, HIGH); //Liga o LED da fonte
  delay(500); //Espera um segundo
  digitalWrite(LED, LOW); //Desliga o LED da fonte
  delay(500); //Espera um segundo
  digitalWrite(LED, HIGH); //Desliga o LED da fonte
}

```

D - PROGRAMA DO TRANSMISSOR LOCALIZADO NO PEDAL DIREITO

```

/*****
*****
** UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA - UnB **
** FACULDADE DE TECNOLOGIA - FT **
** DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA - ENE **
**
** ÁREA DE CONCENTRAÇÃO - PROCESSAMENTO DE SINAIS **
** PROFESSOR ORIENTADOR: JAKE CARVALHO DO CARMO **
** PROFESSOR CO-ORIENTADOR: FRANCISO DE ASSIS N. OLIVEIRA **
**
** PROJETO: INSTRUMENTAÇÃO PARA COLETA TELEMÉTRICA EM **
** TEMPO REAL DE FORÇAS APLICADAS EM PEDAIS **
**
** ARQUIVO: Rx-R2-14JUN18: Recepção de dado do pedal esquerdo via NRF24L01 **
** DOCUMENTAÇÃO USADA: 01 - Comunicação - Módulo NRF24L01 **
** ALUNO: Sandoval Tavares de Menezes Matrícula: 13/0167126 **
** GRAU: Doutor Data: 12/10/2017 ** última modificação: 14/08/2018 **
*****
*****/

```

/*****

Este PGM detecta a variação do ângulo do PD para iniciar a coleta de dados ao qual ele está acoplado, neste caso, pedal direito (PDD) p/ iniciar leitura dos dados deste PD

Sequência de Leitura: SGA, SGS, ANGPDD e ANGPDV.

Sequência de Transmissão: SGA, SGS, ANGPDD e ANGPDV (a mesma).

O módulo utilizado neste PGM é controlado pelo CI NRF24L01+ da Nordic e se caracteriza pelo baixo consumo de energia e pela velocidade de comunicação, que pode chegar a 2Mbps. Devido ao uso da interface SPI, é possível interligar esse módulo à maioria dos microcontroladores disponíveis atualmente. O alcance do módulo varia de 10 metros em ambiente fechado (indoor) à 50 metros em ambiente aberto (outdoor). Uma outra vantagem é que um mesmo módulo pode atuar como emissor ou receptor, apenas

realizando-se uma configuração por software. Sua tensão de alimentação vai de 1,9 à 3.6V, e os pinos de sinal podem trabalhar normalmente com nível de sinal de 5V.

Este PGM é utilizado p/ fazer a coleta de dados na bike, ou seja, fazer a medição das forças verticais/horizontais e também ângulo do pedal (PD) e do pedivela (PDV) Obtem os dados primitivos e calcula angulos (Não usa DMP) Usa integração simples, ocasionando drift significativo

```
*****/
```

```
#include <SPI.h>
```

```
#include "nRF24L01.h"
```

```
#include "RF24.h"
```

```
#include <Wire.h>
```

```
#include <RotaryEncoder.h> //Carrega a biblioteca do encoder
```

```
RotaryEncoder encoder(A2, A3); //Define os pinos de ligacao do encoder
```

```
#define MPU1 0x68 //Endereço I2C da Unidade Inercial número = MPU
```

```
#define A_R 16384.0 //Sensibilidade do acelerômetro em LSB/g
```

```
#define G_R 131.0 //Sensibilidade do giroscópio em LSB/(°/s)
```

```
#define RAD_A_DEG = 57.295779 //Conversão de radianos para graus = 180/PI
```

```
// Declaração de Variáveis referentes aos strain gages (SG): S=Superior e A=Anterior
```

```
int ADC0 = A0; //Variável que associa o pino do ADC0 aos SGS
```

```
int ADC1 = A1; //Variável que associa o pino do ADC1 aos SGA
```

```
int SG_SUP = 0; //Variável para guardar o valor proveniente dos SGS
```

```
int SG_ANT = 0; //Variável para guardar o valor proveniente dos SGA
```

```
//MPU-6050 entrega os valores inteiros lidos do ADC em 16 bits
```

```
//Variáveis que guardam leituras iniciais: Acelerômetro, Giroscópio da MPU
```

```
int16_t AcX1, AcY1, AcZ1, Tmp1, GyX1, GyY1, GyZ1; //Guarda leituras iniciais da MPU1
```

```
int16_t AcX2, AcY2, AcZ2, Tmp2, GyX2, GyY2, GyZ2; //Guarda leituras iniciais da MPU2
```

```

float Acc[2];
float Gy[2];
float Angle[2];
float Acc2[2];
float Gy2[2];
float Angle2[2];
//const int MPU = 0x68;           //I2C address of the MPU-6050
double gyroScale = 131;         //Valor indicado no datasheet
double timeStep, time, timePrev; //
double arx, ary, arz, grx, gry, grz, gsx, gsy, gsz, rx, ry, rz; // Valor convertido eixos x, y e z
int Cont1 = 0;                  //Variável do contador do filtro de média da MPU
double AcXFM1 = 0;             //Resultado do filtro de médias do aceler. no eixo X (MPU)
double AcYFM1 = 0;             //Resultado do filtro de médias do aceler. no eixo y (MPU)
double AcZFM1 = 0;             //Resultado do filtro de médias do aceler. no eixo z (MPU)
double GyXFM1 = 0;             //Resultado do filtro de médias do girosc. no eixo X (MPU)
double GyYFM1 = 0;             //Resultado do filtro de médias do girosc. no eixo y (MPU)
double GyZFM1 = 0;             //Resultado do filtro de médias do girosc. no eixo z (MPU)

//INICIALIZAÇÃO DAS VARIÁVEIS DO ENCODER ROTATIVO
int Pos = 0;                    //Variavel inicial para posição atual do botao do Encoder Rotativo
int NewPos = 0;                 //Variavel inicial para nova posição do botao do Encoder Rotativo
int Angulo = 0;                 //Contador de posição do Encoder Rotativo
boolean SentRot;               //Valor booleano (zero ou um) que indica o sentido de rotação
//char buff[14];               // Reserva 14 bytes (Se usar aqui tirar de dentro das subrotinas)

//***Inicialização das variáveis utilizadas no processo LIGA-DESL a placa SMD
int LED = 8;                    //Liga o LED ao pino 8 do ATmega 328P
int CTLFONTE = 2;              //Liga o controle de retenção da fonte ao pino 2 do ATmega 328P
int BOTAO = 3;                 //Liga o botão ao pino 3 do ATmega 328P
//***Fim das variáveis utilizadas no processo LIGA-DESL a placa SMD

int dados[1];                  //Veio do Tx-R1-02JUN18 - Armazena os dados enviados
int recebidos[1];              //Armazena os dados recebidos
RF24 radio(9,10);              //Inicializa a placa nos pinos 9 (CE) e 10 (CS) do Arduino

```



```
//Para sucesso da comunicação, os endereços dos 2 módulos devem ser iguais e dado por:
const uint64_t pipe = 0xE14BC8F482LL; //Endereço de comunicação entre os módulos
int i = 0; //Contador no loop de recebimento do radio
```

```
void setup()
```

```
{
```

```
// Serial.begin(9600); //Inicializa a comunicação serial para o BLUETOOTH
```

```
pinMode(ADC0, INPUT); //Declara o pino ADC0 como entrada
```

```
pinMode(ADC1, INPUT); //Declara o pino ADC1 como entrada
```

```
analogReference(EXTERNAL); //Referência de tensão no pino AREF de 2,5V.
```

```
/*INICIALIZAÇÃO DA MPU
```

```
Wire.begin(); //Inicializa a I2C com o Baud Rate de 9600 bps
```

```
Wire.beginTransmission(MPU1); //Inicia a transmissão para o endereço do MPU
```

```
Wire.write(0x6B); // PWR_MGMT_1 register
```

```
Wire.write(0); // Set to zero (wakes up the MPU-6050)
```

```
Wire.endTransmission(true); //
```

```
/* FIM DA INICIALIZAÇÃO DA MPU
```

```
/* CALIBRAÇÃO DA MPU: DATA DA CALIBRAÇÃO: 16NOV15
```

```
Dados escritos como: accelX accelY accelZ giroX giroY giroZ
```

```
Meus offsets: -1554 2056 1989 16 15 63
```

```
Leitura dos sensores com offsets: 5 3 16384 0 0 0 devem estar próximos destes valores
```

```
Se a calibração está OK escreva os offsets no programa
```

```
/* FIM DA CALIBRAÇÃO DA MPU
```

```
pinMode(7, INPUT_PULLUP); //Define os botão1 como entrada e ativa o pull-up
```

```
Serial.begin(57600); //Inicializa a comunicação entre os módulo IRF
```

```
Serial.println("Tecla botao"); //Tecla o botão para iniciar a comunicação
```

```
radio.begin(); //Inicializa a comunicacao
```

```
radio.openWritingPipe(pipe); //Entra em modo de transmissao
```

```
delay(100); //Temporizado p/ visualização no Rx
```

```

//Início da inicialização das variáveis utilizadas no processo LIGA-DESL a placa SMD
pinMode(LED,OUTPUT);          //Connfigura o LED como saída
pinMode(BOTAO,INPUT_PULLUP); //Configura o BOTAO com entrada e resistor
de pull-up
pinMode(CTLFONTE,OUTPUT); //Configura o controle da fonte como saída
digitalWrite(CTLFONTE, HIGH); //Liga a fonte
digitalWrite(LED, HIGH);      //Liga o LED da fonte
delay(1000);                  //Espera um segundo
digitalWrite(LED, LOW);       //Desliga o LED da fonte
delay(1000);                  //Espera um segundo
digitalWrite(LED, HIGH);      //Liga o LED da fonte
//Fim da inicialização das variáveis utilizadas no processo LIGA-DESL a placa SMD

```

```

//Início da inicialização do radio do NRF24L01
Serial.begin(57600);          //Inicializa a serial
radio.begin();                //Inicializa a comunicacao
radio.openReadingPipe(1,pipe); //Entra em modo de recepcao
radio.startListening();        //Inicializa a recepção
//Fim da inicialização do radio do NRF24L01
}

```

```

/*****

```

O PGM principal consiste de um KERNEL onde subrotinas são chamada de modo sequencial

partindo da mudança do ângulo do PDV, ou seja, obedecendo a leitura dos periféricos: Strain Gage Anterior (SGA), Strain Gage Superior (SGS), MPU e Encoder rotativo

```

/*****/

```

```

void loop()
{
if (radio.available()) //Verifica se há sinal de radio do pedal esquerdo (PDE)
{
RDANGPDV(); //Vá ler o ângulo do pedivela (ANGPDV) = Encoder Rotativo
i = 0;      //E inicializa o contador de dados recebidos do PDE

```

```
}  
}
```

//TODAS AS SUBROTINAS SERÃO COLOCADAS AQUI

```
void RxDADOSPDE()          //ROT. Rx DOS DADOS DO PEDAL ESQUERDO  
{  
  while (i<4)  
  {  
    if (radio.available())  //Verifica se há sinal de radio  
    {  
      if(i == 0)  
      {  
        radio.read(recebidos, 1);    //se sim, WR no MS o Rx (radio só recebe 1 byte)  
        Serial.print(recebidos[0]);  //Transmite o dado recebido ao Monitor Serial  
      }  
      if(i == 1)  
      {  
        radio.read(recebidos, 1);    //se sim, WR no MS o Rx (radio só recebe 1 byte)  
        Serial.print(recebidos[0]);  //Transmite o dado recebido ao Monitor Serial  
      }  
      if(i == 2)  
      {  
        radio.read(recebidos, 1);    //se sim, WR no MS o Rx (radio só recebe 1 byte)  
        Serial.print(recebidos[0] - 256); //Transmite o dado recebido ao Monitor Serial  
      }  
      if(i == 3)  
      {  
        radio.read(recebidos, 1);    //se sim, WR no MS o Rx (radio só recebe 1 byte)  
        Serial.print(recebidos[0]);  //Transmite o dado recebido ao Monitor Serial  
      }  
      Serial.print(" ");              //Transmite um espaço  
      i = i + 1;  
    }  
  }  
}
```

```

}
}

void RDSGA() //ROTINA DE LEITURA do STRAIN GAGE ANTERIOR (SGA)
{
  SG_ANT = analogRead(ADC1); // Lê o valor do Stain Gage Anterior
  char buff[14]; // Reserva 14 bytes, maior número lido será 1023
  sprintf(buff,"%04d ",SG_ANT); // Tx o valor do Stain Gage Anterior para 2ª coluna
  Serial.print(buff); // Tx Stain Gage Anterior para a 2ª coluna e volta p/ 1ª
}

void RDSGS() //ROTINA DE LEITURA do STRAIN GAGE SUPERIOR (SGS)
{
  SG_SUP = analogRead(ADC0); // Lê o valor do Stain Gage Superior (SGS)
  char buff[14]; // Reserva 14 bytes, maior número lido = 1023 (ADC)
  sprintf(buff,"%04d ",SG_SUP); // Configura o valor do SGS para a primeira coluna
  Serial.print(buff); // Transmite o valor do SGS para a primeira coluna
}

void RDANGPDD() //ROTINA DE LEITURA DO CÁLCULO DO ÂNGULO DO
PEDAL DIREITO (ANGPDD)=MPU
{
  //CÁLCULOS DOS VALORES RELACIONADOS À MPU1 => Fsample = variável de
acordo com veloc PD
  for (Cont1=0; Cont1<5; Cont1++) // Para melhor velocidade de leitura => Fsample = 10
  {
    Wire.beginTransmission(MPU1);
    Wire.write(0x3B); // starting with register 0x3B (ACCEL_XOUT_H)
    Wire.endTransmission(false);
    Wire.requestFrom(MPU1,14,true); // request a total of 14 registers

    AcX1=Wire.read()<<8|Wire.read();// 0x3B(ACCEL_XOUT_H) & 0x3C (ACCEL_XOUT_L)
    AcY1=Wire.read()<<8|Wire.read();// 0x3D(ACCEL_YOUT_H) & 0x3E (ACCEL_YOUT_L)
    AcZ1=Wire.read()<<8|Wire.read();// 0x3F (ACCEL_ZOUT_H) & 0x40 (ACCEL_ZOUT_L)
  }
}

```

```

// OFFSET CALCULADO POR MPU6050_calibration.ino
AcX1 = AcX1 - 1554;           //OFSET 16JUN18
AcY1 = AcY1 + 2056;         //OFSET 16 JUN18
AcZ1 = AcZ1 + 1989;         //OFSET 16 JUN18

AcXFM1 = AcXFM1 + AcX1;     //Soma termos Ac no eixo x p/ cálculo filtro de média
AcYFM1 = AcYFM1 + AcY1;
AcZFM1 = AcZFM1 + AcZ1;
}

//FILTRO DE MÉDIA DA MPU1 IGUAL AO CONTADOR
AcXFM1 = AcXFM1/Cont1;      // Calcula valor acelerômetro em x (filtro de média)
AcYFM1 = AcYFM1/Cont1;      // Calcula valor acelerômetro em y (filtro de média)
AcZFM1 = AcZFM1/Cont1;      // Calcula valor acelerômetro em z (filtro de média)

//CALCULA OS ÂNGULO DO ACELERÔMETRO DA MPU1 QUE POSSUI
REFERENCIAL NO PEDAL
int AngAcY1 = -180/3.14*(atan2(AcYFM1, sqrt(pow(AcXFM1,2) + pow(AcZFM1,2))));
char buff[14];               // Reserva 14 bytes,
sprintf(buff,"%03i ",AngAcY1+7); // Configura para transmitir o ANGPD coluna 3
Serial.print(buff);          // Transmite o valor do ANGPD coluna 3
}

void RDANGPDV()
{
/* ENCODER ROTATIVO = leitura do ângulo do pedivela (PDV) *****/
static int Pos = 0;          //Define a variável Pos como inteira estática
encoder.tick();              //Chama a subrotina do encoder que está na biblioteca
NewPos = encoder.getPosition(); //Lê posição do encoder

if (Pos != NewPos)           //Testa se a posicao foi alterada
{
if (abs(Pos) < abs(NewPos)) //Se sim Testa se foi no sentido horário e

```

```

{
  Angulo = Angulo + 18;          //Soma 18 graus no valor anterior e
}

else                             //Se não
{
  Angulo = Angulo - 18;          //Subtrai 18 graus do valor anterior
}

if (Angulo == 360 or Angulo == -360) //Se completou uma volta (360 graus) no
sentido horário ou anti-horário
{
  Angulo = 0;                    //Reinicialize o valor do ângulo em zero
}
Pos = NewPos;                    //Carrega Pos com o novo valor lido
char buff[14];                  // Reserva 14 bytes,
sprintf(buff,"%03d ",Angulo);    // Configura p/ transmitir ANGPDV p/ quarta coluna
Serial.println(buff);           // Transmite ANGPDV para a quarta coluna
} // *** ESTE {} DO if, USADO NA COLETA DOS DADOS DE
CALIBRAÇÃO:RETIRAR AO FINAL
}

```

E - PROGRAMA DE CALIBRAÇÃO EM MATLAB

```
% *****%
% *****%
%* UNIVERSIDADE DE BRASÍLA - UnB *%
%* FACULDADE DE TECNOLOGIA - FT *%
%* DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA - ENE *%
%* *%
%* ÁREA DE CONCENTRAÇÃO - PROCESSAMENTO DE SINAIS *%
%* PROFESSOR ORIENTADOR: JAKE CARVALHO DO CARMO *%
%* PROFESSOR CO-ORIENTADOR: FRANCISO DE ASSIS N. OLIVEIRA *%
%* *%
%* *%
%* PROJETO: INSTRUMENTAÇÃO PARA COLETA TELEMÉTRICA EM *%
%* TEMPO REAL DE FORÇAS APLICADAS EM PEDAIS *%
%* *%
%* ARQUIVO: CALIBRA07JUN16-R1.m *%
%* REVISÃO: R0 - Lê continuamente os dados produzidos através das massas *%
%* DESCRIÇÃO: Programa calibração célula de carga: massa 10, 20 e 30 Kg *%
%* ALUNO: Sandoval Tavares de Menezes Matrícula: 13/0167126 *%
%* GRAU: Doutor Data: Início = 07/06/2016 Final = 08/07/2017 *%
% *****%
% *****%

%PONTE SUPERIOR = CANAL 1; PONTE ANTERIOR = CANAL 2

clear all
clc
load 'c:\dados\pedal\CALIBRAÇÃO\2017\07JUN17\v10.txt'; %Carrega v10 do HD
v10m=mean(v10); %Faz a média de cada coluna do arquivo v10
v10m2=v10m(:,1); %Guarda a média dos valores da Ponte Superior em v10m2
v10m3=v10m(:,2); %Guarda a média dos valores da Ponte Anterior em v10m3

load 'c:\dados\pedal\CALIBRAÇÃO\2017\07JUN17\v20.txt'; %Carrega v20 do HD
```

```

v20m=mean(v20); %Faz a média de cada coluna do arquivo v20
v20m2=v20m(:,1); %Guarda a média dos valores da Ponte Superior em v20m2
v20m3=v20m(:,2); %Guarda a média dos valores da Ponte Anterior em v20m3

load 'c:\dados\pedal\CALIBRAÇÃO\2017\07JUN17\v30.txt'; %Carrega v20 do HD
v30m=mean(v30); %Faz a média de cada coluna do arquivo v30
v30m2=v30m(:,1); %Guarda a média dos valores da Ponte Superior em v30m2
v30m3=v30m(:,2); %Guarda a média dos valores da Ponte Anterior em v30m3

load 'c:\dados\pedal\CALIBRAÇÃO\2017\07JUN17\v10h2.txt';
v10h2m=mean(v10h2);
v10h2m2=v10h2m(:,1);
v10h2m3=v10h2m(:,2);
load 'c:\dados\pedal\CALIBRAÇÃO\2017\07JUN17\v10h4.txt';
v10h4m=mean(v10h4);
v10h4m2=v10h4m(:,1);
v10h4m3=v10h4m(:,2);
load 'c:\dados\pedal\CALIBRAÇÃO\2017\07JUN17\v10h6.txt';
v10h6m=mean(v10h6);
v10h6m2=v10h6m(:,1);
v10h6m3=v10h6m(:,2);
load 'c:\dados\pedal\CALIBRAÇÃO\2017\07JUN17\v20h2.txt';
v20h2m=mean(v20h2);
v20h2m2=v20h2m(:,1);
v20h2m3=v20h2m(:,2);
load 'c:\dados\pedal\CALIBRAÇÃO\2017\07JUN17\v20h4.txt';
v20h4m=mean(v20h4);
v20h4m2=v20h4m(:,1);
v20h4m3=v20h4m(:,2);
load 'c:\dados\pedal\CALIBRAÇÃO\2017\07JUN17\v20h6.txt';
v20h6m=mean(v20h6);
v20h6m2=v20h6m(:,1);
v20h6m3=v20h6m(:,2);

```



```

load 'c:\dados\pedal\CALIBRAÇÃO\2017\07JUN17\v30h2.txt';
v30h2m=mean(v30h2);
v30h2m2=v30h2m(:,1);
v30h2m3=v30h2m(:,2);
load 'c:\dados\pedal\CALIBRAÇÃO\2017\07JUN17\v30h4.txt';
v30h4m=mean(v30h4);
v30h4m2=v30h4m(:,1);
v30h4m3=v30h4m(:,2);
load 'c:\dados\pedal\CALIBRAÇÃO\2017\07JUN17\v30h6.txt';
v30h6m=mean(v30h6);
v30h6m2=v30h6m(:,1);
v30h6m3=v30h6m(:,2);

x=[11.3 21.7 31.9];           %Massa real na vertical em Kg (anilhas + suporte)
%x=[10 20 30];               %Massa real na vertical em Kg (só as anilhas)
y11=[v10m2 v20m2 v30m2];    % Vetor de médias da Ponte superior (v10, v20 e v30)
y12=[v10m3 v20m3 v30m3];    % Vetor de médias da Ponte Anterior (v10, v20 e v30)
                               % y11 = Valor do ADC a converter em Volts
y11=(y11*4.5)/1024;         % 4,5V = Tensão de alimentação de três pilhas
y12=(y12*4.5)/1024;         % 1024 = 2^10 = Valor do ADC de 10 bits

y121=[v10h2m2 v20h2m2 v30h2m2];
y122=[v10h2m3 v20h2m3 v30h2m3];

y121=(y121*4.5)/1024;
y122=(y122*4.5)/1024;

y141=[v10h4m2 v20h4m2 v30h4m2];
y142=[v10h4m3 v20h4m3 v30h4m3];

y141=(y141*4.5)/1024;
y142=(y142*4.5)/1024;

y161=[v10h6m2 v20h6m2 v30h6m2];

```

```
y162=[v10h6m3 v20h6m3 v30h6m3];
```

```
y161=(y161*4.5)/1024;
```

```
y162=(y162*4.5)/1024;
```

```
subplot 211 %Divide a área de plotagem em duas
```

```
plot(x,y11) %Plota a reta
```

```
title('PONTE ANTERIOR - VERT') %Plota na primeira área
```

```
xlabel ('Massa (kg)') %Abicissa em kilograma
```

```
ylabel ('Voltagem (V)') %Ordenada em volts
```

```
grid
```

```
hold
```

```
plot(x,y11,'r*') %Plota o asterisco (*) em vermelho
```

```
xlabel ('Massa (kg)')
```

```
ylabel ('Voltagem (V)')
```

```
hold
```

```
subplot 212
```

```
plot(x,y12)
```

```
title('PONTE SUPERIOR - HOR') %Plota na segunda área
```

```
xlabel ('Massa (kg)')
```

```
ylabel ('Voltagem (V)')
```

```
grid
```

```
hold
```

```
plot(x,y12,'r*')
```

```
xlabel ('Massa (kg)')
```

```
ylabel ('Voltagem (V)')
```

```
hold
```

```
pause
```

```
subplot 211
```

```
plot(x,y121)
```

```
title('PONTE ANTERIOR - H2')
```

```
xlabel ('Massa (kg)')
```

```
ylabel ('Voltagem (V)')
```

```
grid
```

```

hold
plot(x,y121,'r*')
xlabel ('Massa (kg)')
ylabel ('Voltagem (V)')
hold
subplot 212
plot(x,y122)
title('PONTE SUPERIOR - H2')
xlabel ('Massa (kg)')
ylabel ('Voltagem (V)')
grid
hold
plot(x,y122,'r*')
xlabel ('Massa (kg)')
ylabel ('Voltagem (V)')
hold
pause
subplot 211
plot(x,y141)
title('PONTE ANTERIOR - H4')
xlabel ('Massa (kg)')
ylabel ('Voltagem (V)')
grid
hold
plot(x,y141,'r*')
xlabel ('Massa (kg)')
ylabel ('Voltagem (V)')
hold
subplot 212
plot(x,y142)
title('PONTE SUPERIOR - H4')
xlabel ('Massa (kg)')
ylabel ('Voltagem (V)')
grid

```

```

hold
plot(x,y142,'r*')
xlabel ('Massa (kg)')
ylabel ('Voltagem (V)')
hold
pause
subplot 211
plot(x,y161)
title('PONTE ANTERIOR - H6')
xlabel ('Massa (kg)')
ylabel ('Voltagem (V)')
grid
hold
plot(x,y161,'r*')
xlabel ('Massa (kg)')
ylabel ('Voltagem (V)')
hold
subplot 212
plot(x,y162)
title('PONTE SUPERIOR - H6')
xlabel ('Massa (kg)')
ylabel ('Voltagem (V)')
grid
hold
plot(x,y162,'r*')
xlabel ('Massa (kg)')
ylabel ('Voltagem (V)')
hold
pause

clf
subplot 211
plot(x,y11)
title('PONTE ANTERIOR')

```

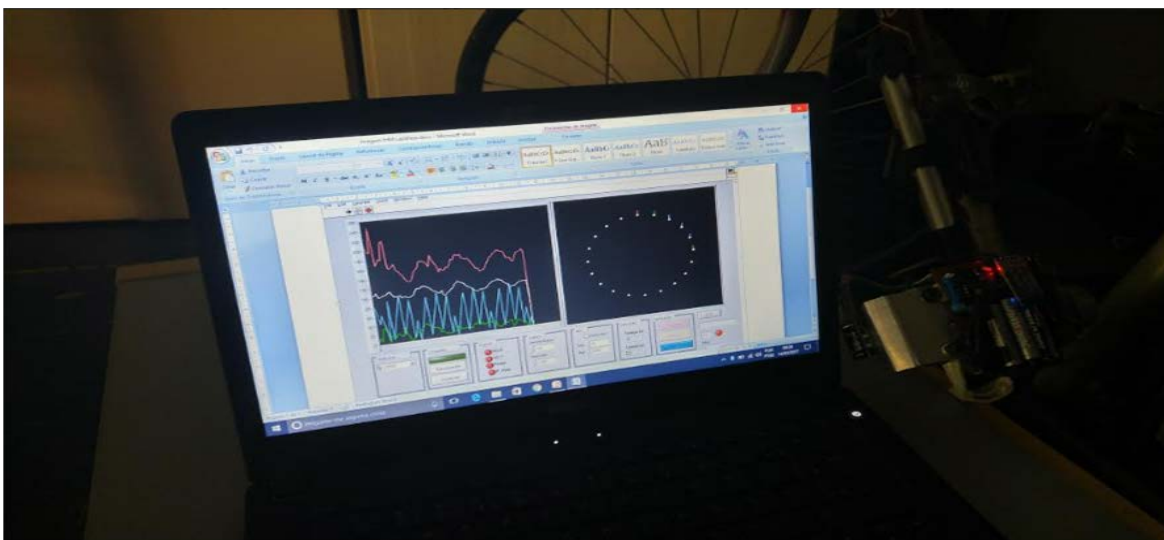
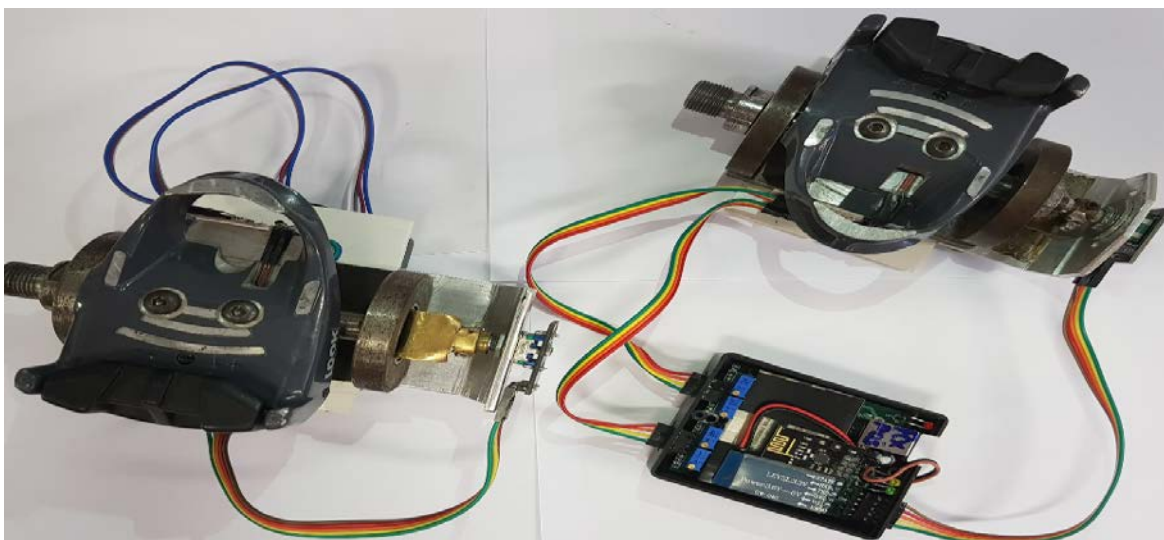
```
xlabel ('Massa (kg)')
ylabel ('Voltagem (V)')
grid
hold
plot(x,y121,'k')
plot(x,y141,'g')
plot(x,y161,'c')
```

```
plot(x,y11,'r*')
plot(x,y121,'r*')
plot(x,y141,'r*')
plot(x,y161,'r*')
xlabel ('Massa (kg)')
ylabel ('Voltagem (V)')
hold
```

```
subplot 212
plot(x,y12)
grid
title('PONTE SUPERIOR')
xlabel ('Massa (kg)')
ylabel ('Voltagem (V)')
hold
plot(x,y122, 'k')
plot(x,y142,'g')
plot(x,y162,'c')
```

```
plot(x,y12,'r*')
plot(x,y122,'r*')
plot(x,y142,'r*')
plot(x,y162,'r*')
xlabel ('Massa (kg)')
ylabel ('Voltagem (V)')
hold
```

F - FOTOGRAFIAS DO AMBIENTE DE DESENVOLVIMENTO



G - FORÇAS APLICADAS NOS PEDAIS E TRANSMISSÃO BLUETOOTH

Força aplicada nos dois pedais: (a) apenas no pedal esquerdo (b) apenas no pedal direito

(a)

(b)

PEDAL ESQUERDO				PEDAL DIREITO				PEDAL ESQUERDO				PEDAL DIREITO			
0033	0008	0013	0000	0000	0000	-003	0180	0000	0000	-002	0000	0111	0039	-001	0180
0034	0008	0013	0018	0000	0000	-003	0198	0000	0000	-002	0018	0106	0035	-001	0198
0034	0008	0014	0036	0000	0000	-003	0216	0000	0000	-002	0036	0116	0035	-001	0216
0034	0008	0013	0054	0000	0000	-003	0234	0000	0000	-002	0054	0112	0041	-001	0234
0035	0009	0014	0072	0000	0000	-003	0252	0000	0000	-001	0072	0106	0034	-001	0252
0036	0008	0014	0090	0000	0000	-003	0270	0000	0000	-002	0090	0116	0035	-001	0270
0036	0009	0013	0108	0000	0000	-003	0288	0000	0000	-001	0108	0104	0040	-001	0288
0036	0009	0014	0126	0000	0000	-003	0306	0000	0000	-002	0126	0102	0033	-001	0306
0035	0009	0013	0144	0000	0000	-003	0324	0000	0000	-002	0144	0110	0033	-001	0324
0035	0009	0013	0162	0000	0000	-003	0342	0000	0000	-002	0162	0098	0038	-001	0342
0035	0009	0013	0180	0000	0000	-003	0000	0000	0000	-001	0180	0093	0032	-001	0000
0035	0009	0013	0198	0000	0000	-003	0018	0000	0000	-002	0198	0102	0036	-001	0018
0034	0008	0013	0216	0000	0000	-003	0036	0000	0000	-002	0216	0091	0038	-001	0036
0035	0009	0013	0234	0000	0000	-003	0054	0000	0000	-001	0234	0088	0032	-001	0054
0034	0009	0014	0252	0000	0000	-003	0072	0000	0000	-002	0252	0101	0033	-001	0072
0035	0009	0013	0270	0000	0000	-003	0090	0000	0000	-001	0270	0095	0038	-001	0090
0035	0009	0013	0288	0000	0000	-003	0108	0000	0000	-001	0288	0093	0032	-001	0108
0035	0009	0013	0306	0000	0000	-003	0126	0000	0000	-002	0306	0105	0033	-001	0126
0036	0009	0013	0324	0000	0000	-003	0144	0000	0000	-001	0324	0099	0039	-001	0144
0035	0009	0014	0342	0000	0000	-003	0162	0000	0000	-002	0342	0100	0033	-001	0162
0037	0010	0013	0000	0000	0000	-003	0180	0000	0000	-001	0000	0108	0040	-001	0180
0038	0010	0014	0018	0000	0000	-003	0198	0000	0000	-002	0018	0106	0040	-001	0198
0041	0012	0013	0036	0000	0000	-003	0216	0000	0000	-003	0036	0108	0034	-001	0216
0040	0012	0013	0054	0000	0000	-003	0234	0000	0000	-001	0054	0119	0034	-001	0234
0039	0011	0013	0072	0000	0000	-003	0252	0000	0000	-002	0072	0112	0039	-001	0252

(a) Força aplicada nos dois pedais simultaneamente (b) transmissão via Bluetooth

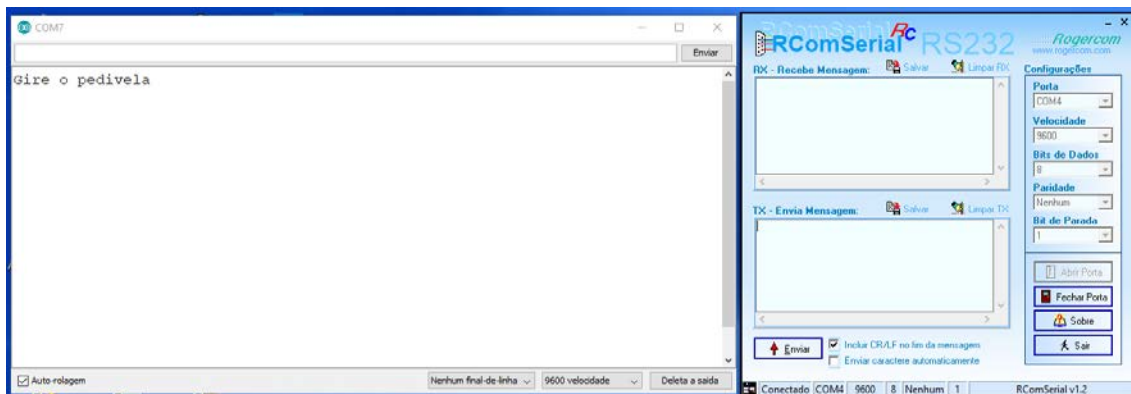
(a)

(b)

PEDAL ESQUERDO				PEDAL DIREITO				PEDAL ESQUERDO				PEDAL DIREITO			
0085	0038	-001	0180	0063	0061	-001	0000	0087	0029	-002	0000	0049	0053	0000	0180
0086	0037	-002	0198	0065	0041	-001	0018	0080	0035	-002	0018	0053	0052	0000	0198
0083	0037	-002	0216	0061	0036	-001	0036	0084	0036	-001	0036	0049	0036	0000	0216
0083	0042	-002	0234	0069	0078	-001	0054	0082	0034	-002	0054	0056	0054	0000	0234
0080	0035	-002	0252	0056	0068	-001	0072	0080	0036	-003	0072	0055	0033	0000	0252
0086	0045	-002	0270	0049	0042	-001	0090	0085	0039	-002	0090	0051	0043	0000	0270
0089	0042	-002	0288	0076	0071	-001	0108	0082	0028	-002	0108	0050	0051	0000	0288
0085	0040	-001	0306	0067	0044	-001	0126	0085	0039	-001	0126	0054	0035	0000	0306
0084	0039	-002	0324	0071	0075	-002	0144	0079	0033	-002	0144	0051	0042	0000	0324
0084	0038	-002	0342	0075	0073	-001	0162	0079	0029	-002	0162	0053	0037	0000	0342
0093	0041	-002	0000	0077	0081	-001	0180	0095	0054	-002	0180	0041	0030	0000	0000
0086	0043	-002	0018	0073	0057	-001	0198	0081	0031	-002	0198	0047	0044	0000	0018
0084	0041	-001	0036	0067	0039	-001	0216	0083	0035	-002	0216	0049	0048	0000	0036
0084	0041	-002	0054	0077	0078	-001	0234	0082	0038	-002	0234	0053	0048	0000	0054
0085	0038	-001	0072	0069	0073	-001	0252	0085	0034	-003	0252	0050	0044	0000	0072
0084	0037	-002	0090	0077	0075	-001	0270	0081	0029	-002	0270	0052	0046	0000	0090
0089	0034	-002	0108	0064	0058	-001	0288	0085	0036	-002	0288	0048	0046	0000	0108
0100	0055	-002	0126	0075	0082	-001	0306	0083	0031	-002	0306	0064	0039	0000	0126
0078	0031	-002	0144	0056	0065	-001	0324	0080	0034	-002	0324	0061	0043	0000	0144
0092	0045	-002	0162	0068	0071	-001	0342	0078	0031	-001	0342	0045	0038	0000	0162
0098	0053	-002	0180	0067	0071	-001	0000	0088	0043	-002	0000	0045	0034	0000	0180
0082	0033	-002	0198	0064	0071	-001	0018	0080	0037	-002	0018	0046	0036	0000	0198
0086	0040	-002	0216	0066	0039	-001	0036	0082	0040	-002	0036	0051	0043	0000	0216
0089	0040	-002	0234	0065	0043	-001	0054	0080	0032	-002	0054	0066	0058	0000	0234
0083	0039	-001	0252	0063	0039	-001	0072	0084	0036	-002	0072	0055	0058	0000	0252

H - LAYOUT DAS INTERFACES DE RECEPÇÃO BLUETOOTH E NOVA IHM

Interface em repouso

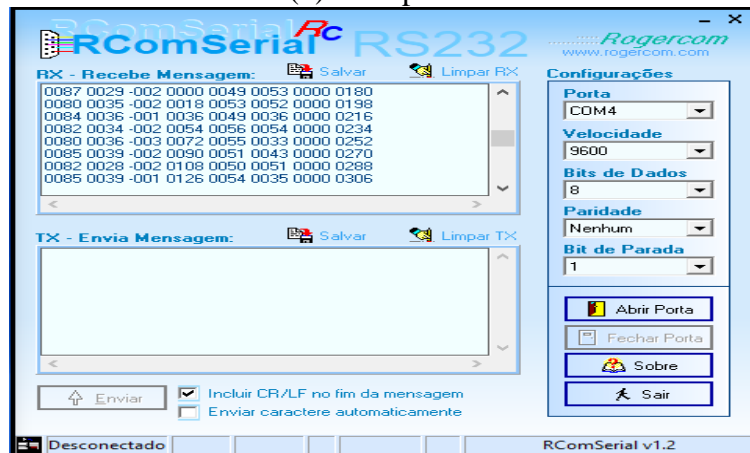


Dois pedais com transmissão via Bluetooth

(a) Pedal esquerdo

```
COM7  
0087 0029 -002 0000  
0080 0035 -002 0018  
0084 0036 -001 0036  
0082 0034 -002 0054  
0080 0036 -003 0072  
0085 0039 -002 0090  
0082 0028 -002 0108  
0085 0039 -001 0126  
0079 0033 -002 0144  
0079 0029 -002 0162  
0095 0054 -002 0180  
0081 0031 -002 0198  
0083 0035 -002 0216  
0082 0038 -002 0234
```

(b) Dois pedais



Layout da nova IHM

