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

CLEITON MILANI

PLATAFORMA DE TREINAMENTO INSTRUMENTADA E SISTEMA DE AQUISIÇÃO, ARMAZENAMENTO E TRANSMISSÃO DE DADOS SEM FIO PARA PLATAFORMA DE FORÇA APLICADA AO CICLISMO

Porto Alegre
2014

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

PLATAFORMA DE TREINAMENTO INSTRUMENTADA E SISTEMA DE AQUISIÇÃO, ARMAZENAMENTO E TRANSMISSÃO DE DADOS SEM FIO PARA PLATAFORMA DE FORÇA APLICADA AO CICLISMO

Projeto de diplomação apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para Graduação em Engenharia Elétrica.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Eng. Alexandre Balbinot

Porto Alegre
2014

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho ao meu pai, Elton Milani, por despertar em mim o interesse pela ciência e pela engenharia desde a minha infância.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais, Elton e Sirlei, ao meu irmão, Ernani, pelo apoio incondicional durante o curso de graduação.

Agradeço aos colegas e amigos Jussan Nascimento e Bruno Fetter, pelo apoio concedido ao longo deste trabalho, e por tornarem os desafios deste curso mais alegres.

Agradeço ao CNPq pela bolsa de iniciação científica e pelos recursos financeiros concedidos ao projeto “Desenvolvimento de Células de Carga para Ciclismo” nº 487210/2013-1.

Por fim, agradeço ao Laboratório de Instrumentação Eletro-Eletrônica, e especialmente ao Prof. Alexandre Balbinot, pelo empenho e atenção dedicados a este trabalho.

RESUMO

Este trabalho consiste no desenvolvimento de uma plataforma de treinamento instrumentada do tipo rolo, bem como no desenvolvimento de um sistema de aquisição, armazenamento e transmissão de dados sem fio para uma plataforma de força aplicada ao ciclismo. A plataforma de treinamentos desenvolvida conta com um encoder modelo 2R2000-D-S-CON da empresa Scancon acoplado a um dos rolos que, juntamente com uma placa de prototipagem Arduino UNO, propiciam a medida da velocidade da bicicleta a uma taxa de 20 Hz e o seu envio via serial a um computador. Paralelamente, através do uso de uma placa de prototipagem Arduino MEGA 2560, é realizada a aquisição e digitalização, através do ADC de 10 bits do microcontrolador, dos dados dos 6 canais provenientes do circuito de condicionamento da plataforma de força. Esta plataforma de força foi desenvolvida através do uso de extensômetros nas pedivela de uma bicicleta de competição, possibilitando a medida das componentes perpendicular, paralela e lateral das forças aplicadas pelo ciclista nas pedivela direita e esquerda. Os dados adquiridos são armazenados em cartão um *microSD* de 4 GB, com autonomia de 1997 horas de ensaio, através do módulo *datalogger* Openlog, e enviados via *bluetooth* através do módulo BlueSMIRF Gold. A máxima distância na qual foi possível estabelecer uma conexão estável foi de 16 m, embora o informado pelo fabricante seja de até 100 m. A análise de um ensaio realizado em ambiente externo mostrou picos de força perpendicular de 386 N para a perna esquerda e 182 N para a direita. Em um intervalo de 5 segundos analisado, a cadência foi de 39,34 RPM, e as potências médias das pernas esquerda e direita foram, respectivamente, 64,2 W e 32,0 W, sendo a assimetria entre lados de 47%. A potência média total transferida à coroa no intervalo foi de 98,2 W.

Palavras-chave: Instrumentação Biomédica, Rolo de Treinamentos, Ciclismo, *Bluetooth*, *Datalogger*.

ABSTRACT

This work consists in developing an instrumented roller training platform, as well as developing a data acquisition, storage and wireless transmission system to a cycling applied force platform. The training platform was developed by coupling a 2R2000-DS-CON model encoder from Scancon company to one of the rollers which, together with an Arduino UNO prototyping board, provides a measure of the bicycle's speed at a rate of 20 Hz, submitting it to a computer via serial communication. Alongside, with the use of an Arduino MEGA 2560 prototyping board, the data of the 6 channels from the force platform's conditioning circuit is acquired and digitized by the microcontroller's 10-bit ADC. The load-cell was developed through the use of strain gauges cemented in a competition bicycle's crank arm, allowing the measurement of perpendicular, parallel and lateral forces applied by the cyclist on the right and left crank arms. The acquired data is stored in a 4 GB microSD card, with an autonomy of 1997 hours of testing, by the OpenLog datalogger module, and sent via bluetooth by the BlueSMIRF Gold module. The maximum distance at which it was possible to maintain a stable connection was 16 m, although the manufacturer informed a range of up to 100 m. The analysis of an essay in an external track showed peaks of perpendicular force up to 386 N to the left leg and up to 182 N to the right leg. In a 5 second interval analysis, the cadence was 39,34 rpm, and the left and right legs mean power were 64,2 W and 32,0 W, respectively, with an asymmetry between sides of 47%. The total average power transferred to the crown during this interval was of 98.2 W.

Keywords: Biomedic Instrumentation, Trainning Rollers, Cycling, Bluetooth, Datalogger.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Sistema de coordenadas da força aplicada ao pedal 15
Figura 2. Fases da pedalada 15
Figura 3. Decomposição de forças aplicadas ao pedivela: (a) perpendicular, (b) paralela, (c) lateral 16
Figura 4. Orientação das forças na fase da recuperação: exemplo mais efetivo (a) e menos efetivo (b) 17
Figura 5. Decomposição de forças para diferentes métodos de medida: (a) pedal instrumentado, (b) braços de coroa instrumentados e (c) pedivela instrumentada 19
Figura 6. Ciclista pedalando em uma plataforma do tipo rolo 20
Figura 7. Exemplo de encoder óptico incremental 21
Figura 8. Saída dos canais do encoder em ambos os sentidos de rotação 22
Figura 9. Diagrama de blocos do sistema 24
Figura 10. Rolo de treinamento construído 26
Figura 11. Acoplamento do encoder no rolo 27
Figura 12. Esquemático de conexão encoder - Arduino UNO - PC 29
Figura 13. Fluxograma para aquisição da velocidade do rolo 30
Figura 14. Sistema de medição de velocidade do rolo em uso 31
Figura 15. Velocímetro modelo JY-128 32
Figura 16. Pedivela modelo VERO FSA CK-602 utilizada no projeto 33
Figura 17. Deformação da pedivela para uma força de 800 N aplicada na direção perpendicular 34
Figura 18. Deformação da pedivela para cargas aplicadas nas direções: paralela (a) e lateral (b) 35
Figura 19. Extensômetros cimentados à pedivela 36
Figura 20. Cadeia de medidas proposta para carga na direção perpendicular para a pedivela esquerda 37
Figura 21. Circuito de condicionamento completo do canal 1 39
Figura 22. Ensaio de calibração estática da plataforma de força para componente lateral: (1) Fonte simétrica, (2) multímetros da Tektronix, (3) plataforma de força e (4) carga aplicada com pesos padrão 40

Figura 23. Fluxograma para a aquisição, armazenamento e transmissão via Bluetooth dos dados da plataforma de força pelo sistema embarcado na pedivela 44
Figura 24. Fluxograma da rotina de recebimento e análise dos dados da plataforma de força..... 45
Figura 25. Velocidade medida pelo velocímetro durante o ensaio..... 48
Figura 26. Velocidade medida pelo rolo instrumentado versus tempo 49
Figura 27. Pedivela 2: Carga aplicada na direção perpendicular 50
Figura 28. Acoplamento do sistema na pedivela esquerdo 52
Figura 29. Acoplamento do sistema na pedivela direita..... 53
Figura 30. Ensaio biomecânico com rolo instrumentado 55
Figura 31. Índice de efetividade observado no ensaio sobre o rolo de treinamento..... 56
Figura 32. Picos de força perpendicular em ambas as pedivela no intervalo observado 57
Figura 33. Torque e potência instantâneos no intervalo observado 57
Figura 34. Ensaio em ambiente externo. 58
Figura 35. Índices de efetividade para o ensaio em ambiente externo. 59
Figura 36. Picos de força perpendicular observados no ensaio em ambiente externo . 59
Figura 37. Torque e potência instantâneos para o ensaio em ambiente externo. 60
Figura 38. Forças observadas no primeiro intervalo de 5 segundos analisado..... 61

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características do encoder incremental 2R2000-D-S-CON. 26
Tabela 2. Características da placa de prototipagem Arduino UNO..... 29
Tabela 3. Extensômetro de 350,6 Ω e Fator Gage 2,11..... 35
Tabela 4. Extensômetro de 120,2 Ω e Fator Gage 2,10..... 36
Tabela 5. Características da placa de prototipagem Arduino MEGA 2560. 41
Tabela 6. Calibração estática do canal 4 para um carregamento na direção perpendicular..... 49
Tabela 7. Características dos canais da plataforma de força desenvolvida 52
Tabela 8. Dados biomecânicos observados no ensaio de 25 segundos realizado..... 62

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADC	Analog-to-Digital Converter
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
IEE	Laboratório de Instrumentação Eletro-Eletrônica
ISR	*Interrupt Service Routine*
PWM	*Pulse-Width-Modulation*
RF	Rádio Frequência
SMD	*Surface-Mount Device*
USART	*Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter*

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 12

2 CONTEXTO TEÓRICO 14

2.1 Conceitos fundamentais da biomecânica aplicada ao ciclismo 14

2.1.1 Estudo da força aplicada ao conjunto pedal/pedivela 14

2.1.2 Potência mecânica 18

2.2 Plataforma de treinamento instrumentada 20

2.2.1 Encoder e medição de velocidade 21

3 METODOLOGIA EXPERIMENTAL 24

3.1 Plataforma de treinamento instrumentada 25

3.1.1 Encoder utilizado 26

3.1.2 Aquisição dos dados do encoder 28

3.1.3 Procedimentos experimentais para validação da medida de velocidade através de encoder. 31

3.2 Sistema de aquisição, armazenamento e transmissão sem fio de dados para plataforma de força aplicada ao ciclismo 32

3.2.1 Plataforma de força utilizada 33

3.2.2 Sistema de aquisição de dados com Arduino MEGA 2560 40

3.2.3 Configuração do módulo Bluetooth BlueSMIRF Gold 42

3.2.4 Configuração do módulo Openlog 42

3.2.5 Rotina implementada para a aquisição de dados e procedimento para o tratamento dos dados obtidos através do software MATLAB R2013a 43

3.2.6 Procedimentos para validação do sistema de transmissão sem fio de dados via Bluetooth 46

3.2.7 Ensaios biomecânicos demonstrativos 46

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES 48

4.1 Validação da medição de velocidade pelo rolo de treinamento instrumentado 48

4.2 Validação experimental da célula de carga 49

4.3 Testes e funcionamento do sistema 51

4.3.1 Montagem do sistema na bicicleta 52

4.3.2 Comunicação *Bluetooth* 53

4.3.3 Análise da autonomia do sistema 53
4.3.4 Ensaio biomecânico demonstrativo 54

5 CONCLUSÕES 63

6 PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS 65

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 66

ANEXO A – Rotina ARDUINO para cálculo e envio via serial da velocidade dos rolos 68

ANEXO B – Rotina ARDUINO para aquisição, armazenamento e envio via *bluetooth* dos dados da plataforma de força 70

ANEXO C – Rotina MATLAB para recebimento dos dados enviados via *bluetooth* da plataforma de força e via serial do rolo instrumentado 73

1 INTRODUÇÃO

No ciclismo, o sistema formado pelo ciclista e sua bicicleta apresenta diversas características técnicas que influenciam o desempenho dos atletas de elite, possibilitando assim, o estudo e aplicação da instrumentação biomédica envolvida no movimento da pedalada. Dentre estas características, se destacam os estudos da cadência (BERTUCCI *et al.*, 2005), das forças aplicadas ao pedal (CARPES *et al.*, 2008) e do posicionamento do selim e guidão (RANKIN *et al.*, 2010). Os estudos biomecânicos do movimento e das forças aplicadas normalmente são realizados em laboratório com o auxílio de plataformas de treinamento como bicicletas ergométricas ou rolos de treinamento, de forma a propiciar a reprodutibilidade das condições de ensaio.

De posse de informações como a potência mecânica gerada e, consequentemente, a força aplicada no pedal pelo ciclista, equipes profissionais de ciclismo podem validar suas técnicas de treinamento, além de avaliar a influência de variáveis como a postura do ciclista, a cadência da pedalada, a simetria entre forças, entre outros parâmetros de interesse. É possível encontrar no mercado produtos capazes de medir a força aplicada pelo ciclista em duas dimensões, porém ainda existe a demanda por um sistema capaz de medir esta força tridimensionalmente.

Assim, o presente trabalho tem por objetivo o projeto, o desenvolvimento e a validação de um sistema de aquisição e transmissão de dados sem fio de uma plataforma de força para estudos de fenômenos dinamométricos em três dimensões relacionados com a coordenação da pedalada em uma bicicleta de estrada em ambiente externo ao laboratório. Além disto, foi construído um rolo de treinamento instrumentado capaz de medir a velocidade da bicicleta para fins de estudos do sistema dinamométrico em ambiente de laboratório de forma mais semelhante possível à realidade de competições.

O sistema de aquisição de dados da plataforma de força coleta os dados das componentes da força aplicada à pedivela da bicicleta e possibilita o envio destes a um computador via *Bluetooth* para análise através de gráficos gerados via *software*, além de armazená-los através de um sistema *Datalogger* em um cartão do tipo *microSD*, para análise posterior. também foram realizados testes para garantir a integridade destes dados enviados e armazenados. Paralelamente, o rolo de treinamento será equipado com um *Encoder* incremental e um sistema de aquisição de dados que efetuará o envio de dados via serial a um computador.

Não fazem parte dos objetivos deste trabalho a análise do desempenho de diferentes técnicas de pedalada, ou a verificação da influência de diferentes fatores no desempenho do

ciclista, mas sim o desenvolvimento de uma ferramenta que possibilite este estudo. Este trabalho faz parte da linha de pesquisas de Instrumentação Biomédica do Laboratório de Instrumentação Eletro-Eletrônica (IEE) do Departamento de Engenharia Elétrica (DELET) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), auxiliando, portanto, no desenvolvimento de plataformas experimentais de interesse do grupo de pesquisa. Além disso, este trabalho é parte do Projeto de Pesquisa ME/CNPQ nº 091/2013 – "Desenvolvimento de Células de Carga para Ciclismo" de número 487210/2013-1.

2 CONTEXTO TEÓRICO

2.1 Conceitos fundamentais da biomecânica aplicada ao ciclismo

A biomecânica é a ciência que trata das forças que agem no corpo humano, seus movimentos, os princípios de sua construção e as relações entre sua estrutura e suas funções. O desempenho dos movimentos do corpo humano pode ser aprimorado de diversas maneiras, sendo o estudo da biomecânica o mais indicado para o aprimoramento do desempenho em esportes ou atividades onde a técnica tem uma importância maior do que a capacidade fisiológica ou estrutura física (KNUDSON, 2007).

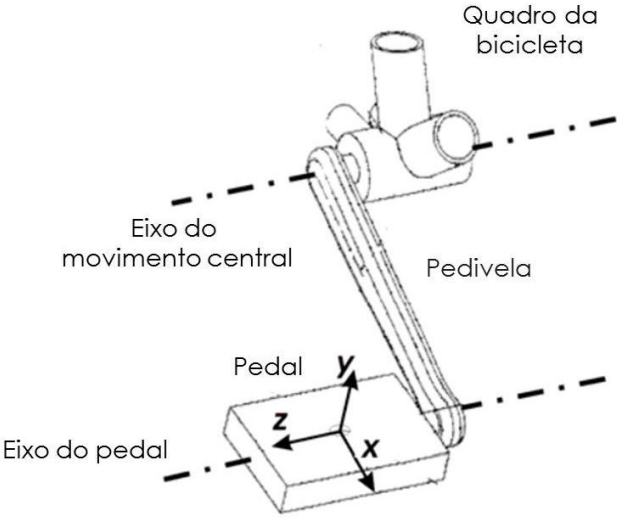
Os estudos de biomecânica se baseiam em um conjunto de métodos de medidas, entre eles: a cinemetria que, com a utilização de câmeras e marcadores reflexivos fixados em locais determinados do corpo, possibilita a determinação da trajetória dos membros; a dinamometria, que determina as componentes de forças aplicadas através de células de carga; e a eletromiografia, que registra a atividade elétrica de um músculo quando este realiza contração (NABINGER, 2006).

2.1.1 Estudo da força aplicada ao conjunto pedal/pedivela

A pedalada é o movimento que caracteriza o andar de bicicleta. Consiste na aplicação pelo ciclista de uma força no pedal, resultando num movimento de rotação da pedivela em torno do eixo central da bicicleta. Por transformar as contrações musculares do atleta em movimento circular da roda, e consequentemente em movimento linear da bicicleta, o estudo da pedalada se revela de extrema importância para a análise do desempenho do ciclista e para o desenvolvimento de bicicletas mais eficientes e ergonômicas.

Os estudos biomecânicos das forças atuantes na pedalada se tornaram populares a partir de 1981, quando os estudos de HULL *et al.* (1981) propuseram o primeiro pedal instrumentado capaz de medir as componentes da força aplicada pelo ciclista em três dimensões. Apenas como exemplo, a Figura 1 apresenta o esboço da pedivela e o correspondente sistema de coordenadas.

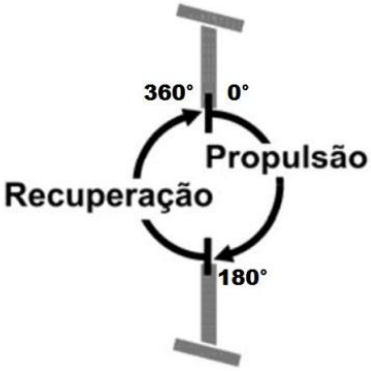
Figura 1 – Sistema de coordenadas da força aplicada ao pedal.



Fonte: Adaptado de (STONE *et al.*, 1993).

A pedalada dos atletas é analisada, usualmente, em regiões pré-determinadas (fases), definidas através de parâmetros geométricos como a posição angular da pedivela (Figura 2). A fase denominada de propulsão corresponde à primeira metade do ciclo completo da pedivela (entre 0° e 180°), e a fase denominada de recuperação corresponde à segunda metade do ciclo (entre 180° e 360°) (NABINGER, 2006).

Figura 2 – Fases da pedalada.



Fonte: Adaptado de (NABINGER., 2006).

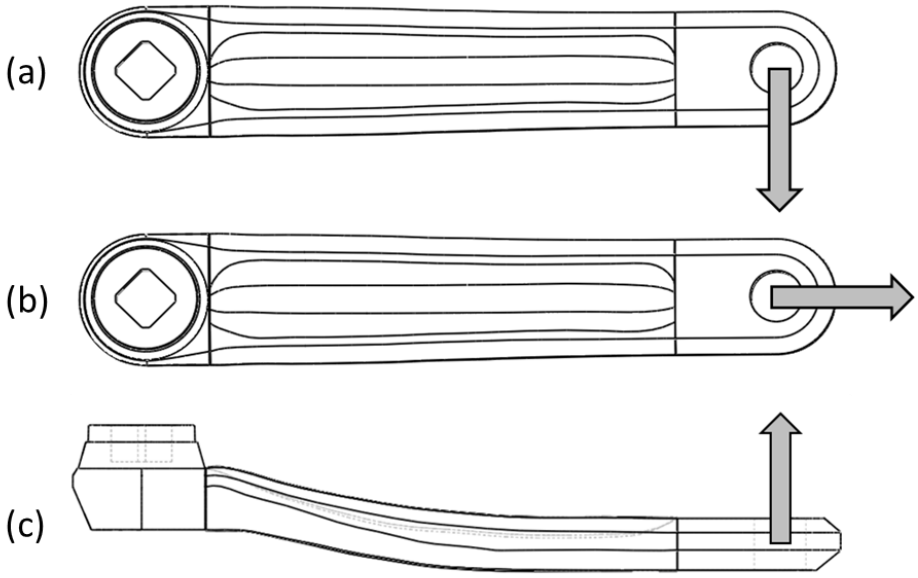
A aplicação da força no pedal gera uma força resultante no braço da pedivela. Esta força é formada por:

– uma componente que atua perpendicularmente à pedivela no plano de rotação da mesma, que é a componente efetiva da força, capaz de movimentar a pedivela;

– uma componente que atua paralelamente à pedivela, sendo esta não efetiva;

– uma componente que atua perpendicularmente à pedivela e perpendicularmente ao plano de rotação da mesma, sendo também não efetiva (ERICSON *et al.*, 1988).

Figura 3 – Decomposição de forças aplicadas ao pedivela: (a) perpendicular, (b) paralela, (c) lateral.



Fonte: Adaptado de (NASCIMENTO, 2014).

Pode-se medir a eficiência da força aplicada ao longo do ciclo de giro da pedivela, através do índice de efetividade r descrito pela Equação (1):

$$r = \frac{Força\ efetiva\ na\ pedivela\ [N]}{Força\ resultante\ na\ pedivela\ [N]} \tag{1}$$

O índice de efetividade pode assumir valores entre -1 (quando a força efetiva tem o mesmo módulo da força resultante, porém se opõe ao movimento da pedivela) e 1 (quando a força efetiva tem o mesmo módulo da força resultante e se dá no sentido do movimento – caso mais eficaz) (LAZZARI, 2010). Como destaca o estudo de ERICSON *et al.*(1988), sendo as forças no pedal produtos da ação muscular, um baixo índice de efetividade na aplicação da força é entendida como o resultado de um trabalho muscular ineficiente e, portanto, um desperdício de energia.

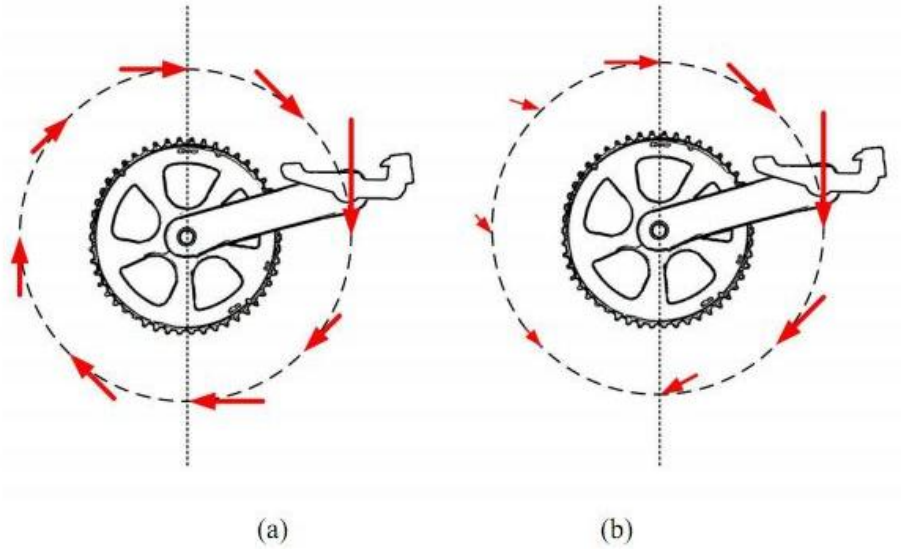
Os estudos de PATTERSON *et al.*(1990) concluíram que o índice de efetividade diminui linearmente com o aumento da cadência de pedalada para uma mesma carga, indicando que a habilidade de direcionamento da força aplicada no pedal também diminui com o aumen-

to da cadência. O índice de efetividade é um indicador direto do desempenho do ciclista, sendo possível diferenciar através deste parâmetro os ciclistas de elite dos demais.

A literatura indica que a fase de recuperação influencia drasticamente na eficiência da pedalada, devido ao fato de que é nesta fase que as forças inefetivas têm maior importância (Figura 4). Os estudos de CANDOTTI (2003) mostram que ciclistas de elite têm uma pedalada mais eficiente do que ciclistas menos especializados, atribuindo-se como causa principal uma maior efetividade na fase de recuperação.

Através do uso de pedais ou pedivelas instrumentados se torna possível, além da análise das forças que propiciam o movimento circular propriamente ditas, o estudo e a comparação das forças aplicadas pelos membros inferiores esquerdo e direito.

Figura 4 – Orientação das forças na fase da recuperação: exemplo mais efetivo (a) e menos efetivo (b).



Fonte: LAZZARI., 2010.

A assimetria bilateral entre as forças aplicadas é alvo de diversos estudos, uma vez que ela pode influenciar negativamente o desempenho do atleta. Segundo a revisão bibliográfica realizada por CARPES (2010), a assimetria apresenta uma grande variação entre diferentes atletas, mas é estatisticamente consistente afirmar que os valores típicos de assimetria entre as forças aplicadas pela perna direita e esquerda ficam entre 5 e 20%, segundo o autor. Porém, apesar de existirem alguns estudos nesta área, os resultados não são conclusivos quanto à influência de fatores como cadência e carga aplicada na assimetria das forças, dificultando, portanto, uma melhor compreensão do fenômeno.

Ao se quantificar a assimetria na pedalada de um determinado ciclista em diferentes faixas de carga e cadência, se torna possível a determinação de estratégias de treinamento

personalizadas com o propósito de diminuir essa assimetria. Desta forma, é possível diminuir as chances de uma lesão no joelho ou uma lesão muscular devida ao sobreuso de um dos membros (LAZZARI, 2010).

A maior parte dos estudos de técnica de pedalada é realizada em ambiente de laboratórios, com o auxílio de rolos de treinamento ou bicicletas ergométricas. Embora sejam de grande valia para a compreensão da dinâmica do processo da pedalada, os testes realizados em laboratório não refletem as condições reais de uma competição, que envolvem variações de inclinação e até mesmo a motivação do atleta durante o período de análise. Através do desenvolvimento de sistemas de transmissão sem fio de dados ou telemetria, é possível construir um sistema de medição das componentes de força aplicadas na pedalada diretamente no ambiente de competição, ou seja, é possível monitorar em tempo real e nas condições reais da pista diversas variáveis físicas de interesse.

2.1.2 Potência mecânica

Durante o movimento da pedalada, o objetivo do ciclista é transmitir um torque ao sistema de engrenagens formado pelas coroas e corrente da bicicleta. Combinando-se a força efetiva aplicada à pedivela com o comprimento da mesma, como, por exemplo, na Equação (2), tem-se o torque transmitido:

$$T = F_{efetiva} \times L \tag{2}$$

onde T [N.m] é o torque transmitido, $F_{efetiva}$ [N] é a componente efetiva da força resultante aplicada à pedivela e L [m] é o comprimento da pedivela.

O trabalho realizado pelo ciclista durante uma revolução completa da pedivela é função do torque aplicado ao longo da revolução, conforme representa a Equação (3):

$$W = \int_{\theta=0}^{2\pi} T(\theta) d\theta \tag{3}$$

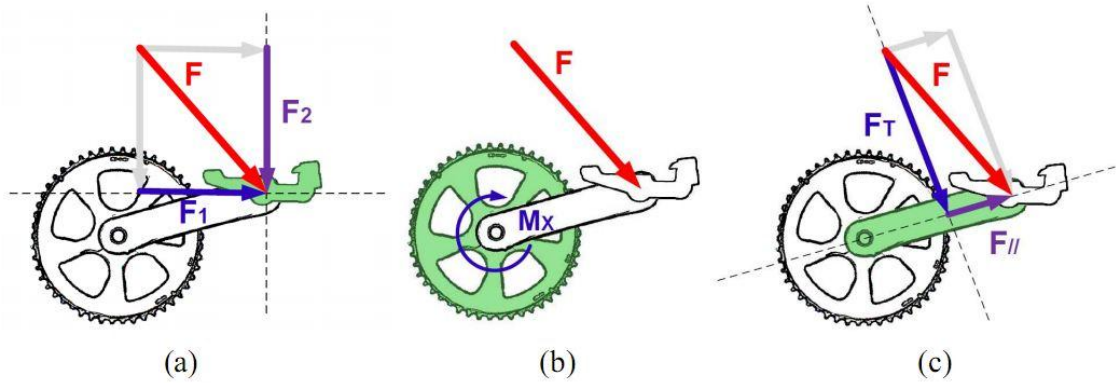
onde W [J] é o trabalho realizado pelo ciclista, θ [rad] é a posição angular da pedivela e $T(\theta)$ [N.m] é o torque transmitido na posição θ.

A potência mecânica é obtida relacionando-se o trabalho produzido com o tempo do ciclo em questão (ver a Equação (4)), sendo possível, no ciclismo, uma análise instantânea ou por um valor médio de n ciclos completos (NABINGER, 2006):

$$P_n = \frac{W}{t_n} \tag{4}$$

onde P_n [W] é a potência média em n ciclos, W [J] é o trabalho produzido e t_n [s] é o intervalo de tempo dos n ciclos.

Figura 5 – Decomposição de forças para diferentes métodos de medida. (a) pedal instrumentado, (b) braços de coroa instrumentados e (c) pedivela instrumentada.



Fonte: LAZZARI., 2010.

Os estudos de LAZZARI (2010) destacam 3 maneiras de se obter o torque aplicado pelo ciclista, possibilitando o cálculo da potência média (Figura 5). O método (a) consiste em medir as componentes da força aplicada ao pedal, sendo necessária a decomposição destas forças em relação ao ângulo formado entre o pedal e o pedivela para a obtenção do torque transmitido. O ponto negativo deste método é a propagação de erros provocados pela incerteza na medida deste ângulo (LAZZARI, 2010). O método (b) consiste em medir a deformação dos braços da coroa, obtendo-se diretamente o torque instantâneo aplicado. É o método mais comum entre os sistemas comerciais de medição de potência. Porém, através deste método não é possível analisar as componentes individuais aplicados pelas pernas direita e esquerda. Já no método (c) o elemento ativo é a pedivela. Deste modo, fica facilitada a obtenção das forças individuais aplicadas, e a obtenção do torque aplicado não requer decomposição de forças, visto que se mede a deformação do braço de alavanca diretamente.

2.2 Plataforma de treinamento instrumentada

Quando se deseja realizar estudos relacionados ao ciclismo em ambiente de laboratório, é necessária a utilização de uma plataforma que possibilite a reprodução dos movimentos do ciclista de maneira estática. Neste contexto, há duas maneiras de se reproduzir estes movimentos que se destacam nos estudos analisados: seja com uma bicicleta ergométrica, como em CANDOTTI (2003), ou com um rolo de treinamento, como fez HULL *et al.* (1981).

O rolo de treinamento é um produto comercialmente disponível no qual se utiliza uma bicicleta convencional sobre três rolos, de maneira que as duas rodas da bicicleta giram. No rolo de treinamento, o ciclista deve se equilibrar como se estivesse pedalando normalmente, e deve pedalar para superar um atrito considerável gerado pelo contato dos pneus com os rolos (HULL *et al.* 1981). Desta forma, o uso de um rolo de treinamento possibilita que estudos sejam realizados em laboratório de forma que o ciclista seja submetido a condições praticamente idênticas às condições de competição.

Figura 6 – Ciclista pedalando em uma plataforma do tipo rolo.

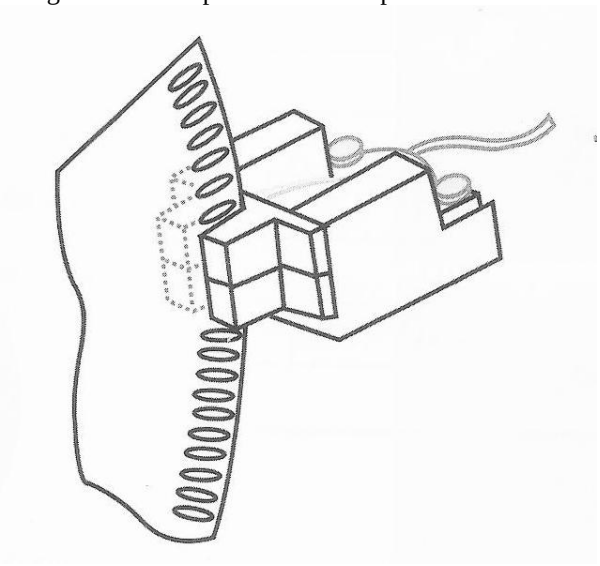
Com a utilização de um rolo de treinamento, é possível ter acesso a mais um parâmetro para possíveis estudos, sendo ele a velocidade das rodas da bicicleta. Este parâmetro pode ser obtido por meio de medidores de velocidade comerciais próprios para uso em bicicletas, que consistem em um imã acoplado à roda e um sensor do tipo *reed-switch* fixo no garfo da bicicleta, gerando um pulso digital a cada volta da roda. Outra maneira de se medir a veloci-

dade, de forma indireta, ao se utilizar um rolo de treinamento é, por exemplo, através de um sensor do tipo encoder acoplado a um dos rolos.

2.2.1 Encoder e medição de velocidade

O encoder é um sensor utilizado para medir a posição angular instantânea ou o deslocamento angular relativo. Um encoder incremental, como pode ser visto na Figura 7, é formado por um disco perfurado, uma fonte luminosa (normalmente lasers ou LEDs) e um sensor óptico (fotodiodos ou fototransistores) (BALBINOT & BRUSAMARELLO, 2011). A fonte luminosa é posicionada em um dos lados do disco e o sensor no lado oposto. Desta forma, com a rotação do disco, se tem entre a fonte luminosa e o sensor óptico ora um espaço livre (furo), ora uma superfície opaca (disco fechado). O resultado é uma saída digital.

Figura 7 – Exemplo de encoder óptico incremental.



Fonte: BALBINOT & BRUSAMARELLO, 2011.

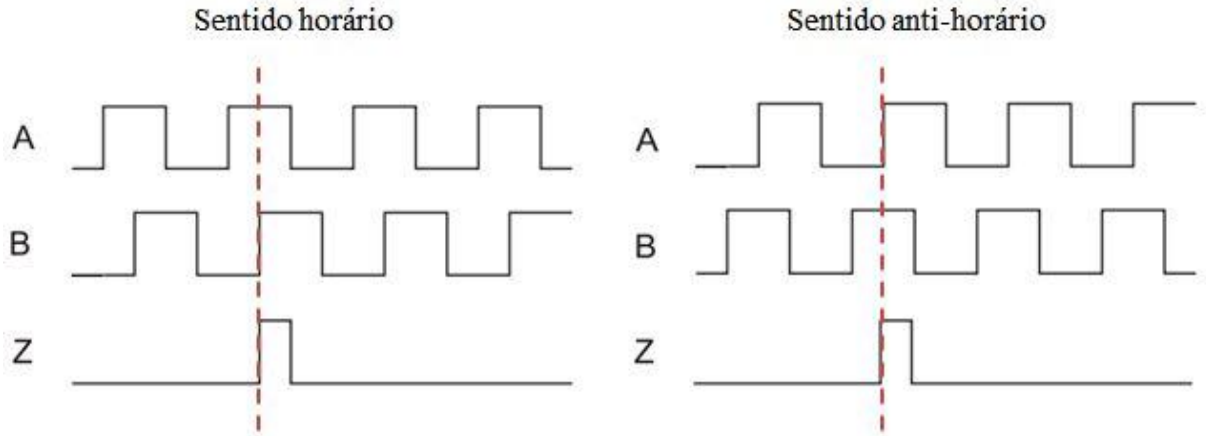
O deslocamento angular é então determinado contando os pulsos gerados no movimento. A resolução máxima é limitada pelo número de furos (janelas transparentes) existentes no disco, podendo ser aumentada através da detecção das bordas das janelas (BALBINOT & BRUSAMARELLO, 2011). Uma vez conhecido o número de pulsos por volta, característica construtiva do sensor, obtém-se a resolução do sensor em graus através da Equação (5):

$$Resolução = \frac{360°}{m}, \tag{5}$$

onde m é o número de pulsos por volta. Encoders especiais normalmente podem chegar a 320000 pulsos por volta ($1{,}125 \times 10^{-3}$ graus por pulso, ou 4,05 segundos de arco por pulso).

Usualmente, os encoders incrementais comerciais possuem 2 conjuntos de fontes luminosas/sensores ópticos defasados entre si por ¼ de ciclo (geralmente canais A e B), são os chamados sinais de quadratura (Histand & Alciatore, 2007). Estes dois sinais são utilizados para determinar o sentido de rotação do sensor, através da detecção de qual deles está adiantado em relação ao outro. Os dois tipos de saída possíveis encontram-se na Figura 8. Geralmente, um terceiro canal (canal Z) fornece 1 pulso por volta, possibilitando assim a contagem de voltas completas e também uma referência da posição inicial.

Figura 8 - Saída dos canais do encoder em ambos os sentidos de rotação.



Quando se deseja determinar a posição, a velocidade e a aceleração de um determinado corpo, pode-se determinar qualquer uma dessas variáveis através da derivada ou integral de uma das outras. Deste modo, em um experimento, basta medir um deles e aplicar o devido processamento matemático para se obter os 3 parâmetros, desde que a variação da distância seja menor que a velocidade média nessa distância (BALBINOT & BRUSAMARELLO, 2011). Porém, é importante observar que a medida direta é a melhor opção, visto que o uso de processamento de dados pode ocasionar diversos problemas de ordem numérica, não sendo, portanto, a maneira mais indicada.

Um encoder incremental pode ser utilizado como tacômetro digital. Com um contador eletrônico de pulsos, é possível calcular a velocidade média de um sistema em função da contagem de pulsos por unidade de tempo. Logo, com um encoder que gera m pulsos por volta, obtém-se a velocidade rotacional n através da Equação (6):

$$n = \frac{N_c}{T_0} \times \frac{1}{m} \tag{6}$$

onde N_c é o número de pulsos observados durante o intervalo de tempo T_0 [s] e m o número de pulsos por volta.

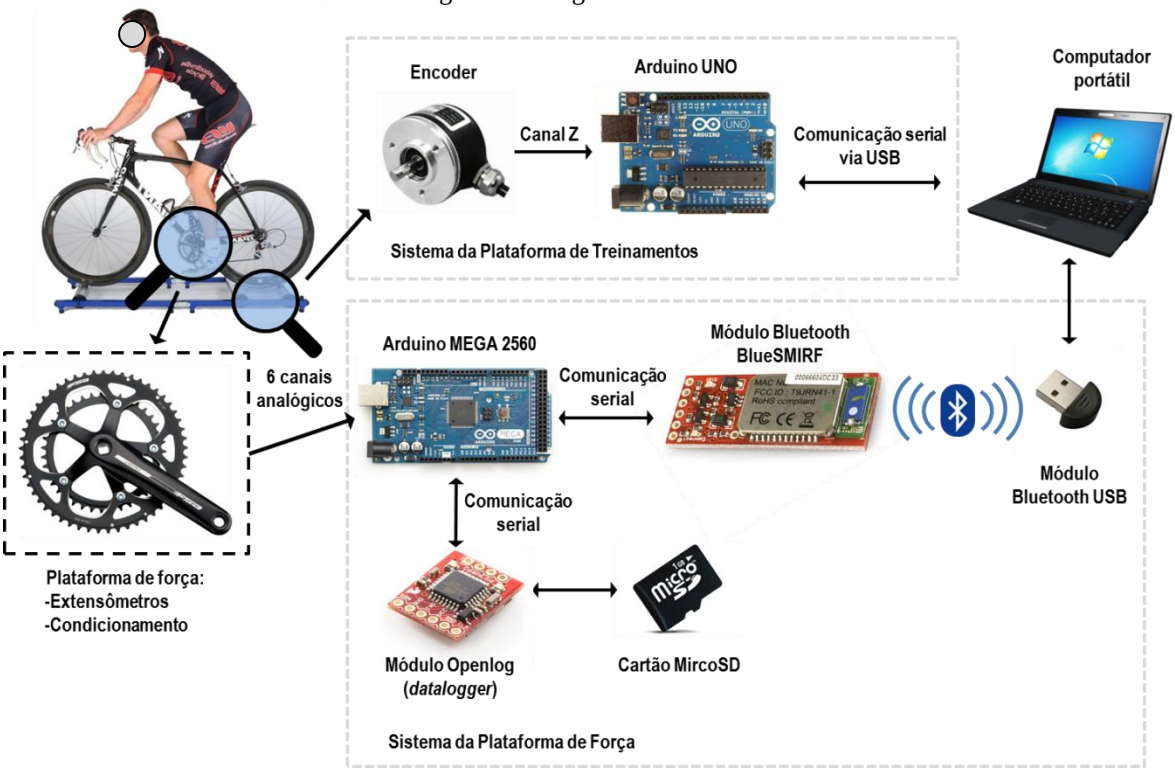
Duas das técnicas utilizadas para se obter uma medida de velocidade através de um encoder incremental são: conectar a saída do sensor a um conversor frequência/tensão, ou ainda interfaceá-la a um microcontrolador programado para aproximar a velocidade do sistema pela variação da distância em função da variação no tempo (BALBINOT & BRUSAMARELLO, 2011).

3 METODOLOGIA EXPERIMENTAL

No presente capítulo são apresentados detalhadamente diversos aspectos do desenvolvimento e testes dos sistemas envolvidos neste trabalho, que foi desenvolvido com recursos do projeto de pesquisa "Desenvolvimento de células de carga para ciclismo", nº 487210/2013-1 (Chamada ME/CNPq Nº 091/2013) sob coordenação do Prof. Dr. Alexandre Balbinot.

Para facilitar a compreensão do contexto geral deste trabalho, a Figura 9 apresenta um diagrama de blocos do sistema desenvolvido. Primeiramente foi desenvolvida uma plataforma de treinamento do tipo rolo, na qual foi acoplado um encoder incremental óptico, juntamente com um sistema microcontrolado para aquisição, tratamento e envio do sinal do encoder via serial a um computador (sistema mestre) para tratamento e análise dos dados de velocidade da plataforma.

Figura 9 – Diagrama de blocos do sistema.



Adicionalmente, desenvolveu-se um sistema microcontrolado para a aquisição dos sinais analógicos de tensão elétrica resultantes do circuito de condicionamento da célula de carga dinamométrica utilizada. Após serem digitalizados, os sinais são armazenados em um cartão de memória do tipo *microSD* e também enviados via Bluetooth a um computador. No computador, os sinais digitalizados são coletados, armazenados e posteriormente processados

e apresentados graficamente através do software MatLab R2013a, para análise e interpretação dos resultados.

Cada um dos blocos apresentados na Figura 9 será discutido em detalhes nos subcapítulos do Capítulo 3.

3.1 Plataforma de treinamento instrumentada

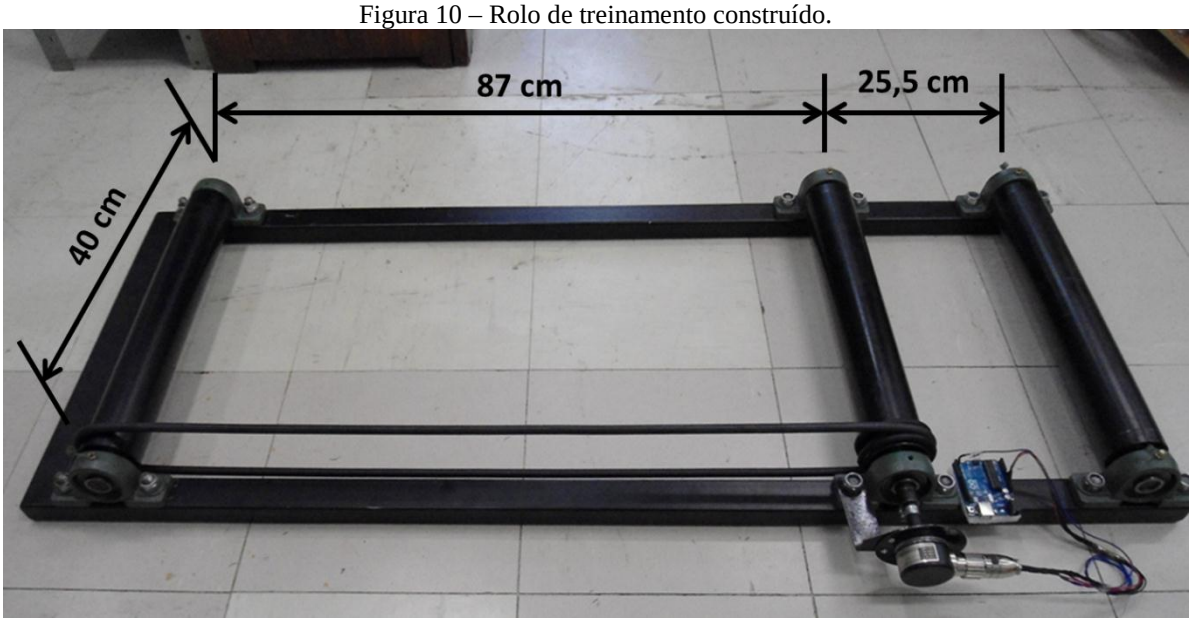
Foi desenvolvida uma plataforma de treinamento do tipo rolo para permitir, em ambiente de laboratório, a simulação das condições reais às quais o atleta é submetido quando em ambiente de competição. Esta plataforma é formada por três rolos de mesmo diâmetro externo, sendo que dois deles se situam sob a roda traseira da bicicleta, e o terceiro se situa sob a roda dianteira (ver Figura 10). O rolo dianteiro é movimentado através de uma correia tracionada por um dos rolos traseiros, sendo estes tracionados diretamente pela roda traseira da bicicleta.

Uma das principais características negligenciadas quando é feito o uso de bicicletas ergométricas para ensaios em laboratório é o fato de o atleta não necessitar manter o equilíbrio lateral durante a pedalada. Com o uso de uma plataforma do tipo rolo, esta necessidade é garantida pelo fato que as duas rodas da bicicleta estão em movimento, de forma que a bicicleta não fique engastada na plataforma, mas sim livre para se movimentar lateralmente sobre os rolos.

Porém para que uma plataforma de treinamento seja interessante do ponto de vista prático, é necessário que haja uma oposição ao movimento das rodas da bicicleta, de forma que o ciclista precisa aplicar um esforço considerável para manter o sistema em movimento. No caso dos rolos de treinamento, essa oposição se dá pelo atrito entre os pneus da bicicleta e os rolos, sendo possível obter certa variação na intensidade desta oposição através da variação do diâmetro dos rolos e da pressão do ar nos pneus da bicicleta.

O rolo de treinamento construído para este projeto é constituído por três tubos de 2,5 polegadas de diâmetro externo por 40 centímetros de comprimento, e pode ser visualizado na Figura 10. Cada rolo é fixado à base através de dois mancais industriais rolamentados. Para possibilitar estudos relacionando as forças aplicadas à pedivela e a velocidade com que as rodas da bicicleta estão girando, desenvolveu-se um sistema para a medição da velocidade de rotação dos rolos. Este sistema é composto por um encoder óptico incremental acoplado a um dos rolos e um sistema de aquisição de dados, de maneira a ser detalhada nos subcapítulos seguintes.

Figura 10 – Rolo de treinamento construído.



3.1.1 Encoder utilizado

O encoder utilizado para monitorar o rolo de treinamento é do tipo incremental, modelo 2R2000-D-S-CON, da empresa dinamarquesa Scancon. A Tabela 1 agrupa um resumo de suas características.

Tabela 1 – Características do encoder incremental 2R2000-D-S-CON.

Forma de onda de saída	Incremental
Resolução	2000 pulsos/volta
Tensão de entrada (V_{in})	4,5 – 30 V
Tensão de saída	Nível lógico baixo: 500 mV máximo Nível lógico alto: (V_{in} - 0,6 V) mínimo
Corrente de saída	30 mA máximo por canal de saída
Rotação máxima	12000 RPM
Saídas	Dois canais (A e B) em quadratura e Índice (Z)
Conector	M23 – 9 pinos

Fonte: Adaptado de 2R Standard Shaft Encoder, 2009.

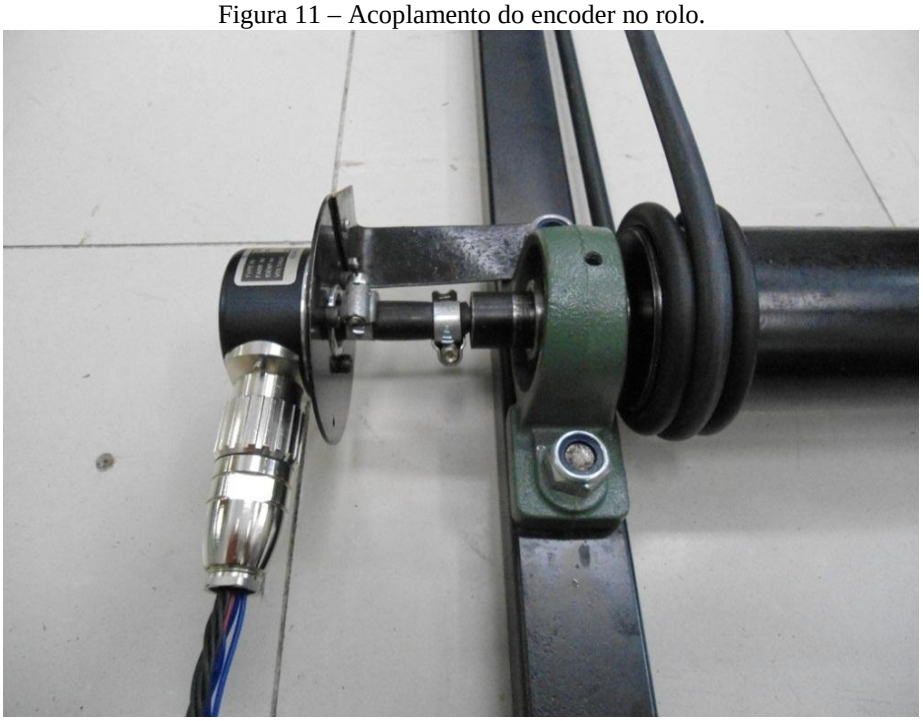
O encoder foi acoplado a um dos rolos da plataforma de treinamento através de uma junta elástica (ver Figura 11), girando, portanto, com a mesma velocidade angular que o rolo. Definiu-se uma velocidade máxima para a borda do pneu da bicicleta em contato com os rolos

de 50 km/h, equivalente a uma velocidade de deslocamento em terra firme de mesmo valor, por ser um valor condizente com a velocidade máxima observada em competições em trechos planos ou de subida, onde a aplicação de potência pelo atleta é mais intensa. Com posse dessa velocidade máxima, e do diâmetro externo dos rolos, é possível obter a rotação máxima à qual estará submetido o encoder, conforme cálculos apresentados pela Equação (7):

$$rpm_{máx} = \frac{50[\frac{km}{h}]}{\pi d\ [km]} \times \frac{1[h]}{60[min]} \cong 4177\ rpm \tag{7}$$

onde d é o diâmetro do rolo [km]. Assim, a velocidade do encoder está seguramente abaixo do valor máximo especificado pelo fabricante de 12000 RPM, evitando, portanto, danos ao conjunto.

Figura 11 – Acoplamento do encoder no rolo.



Como é indicado na Tabela 1, o encoder disponibiliza 3 canais de saída: A e B em quadratura (2000 pulsos por volta) e índice Z (1 pulso por volta). Girando na rotação máxima estabelecida para o projeto, ou seja, 4177 RPM ou aproximadamente 70 rotações por segundo, os canais A e B produzem 140.000 pulsos por segundo enquanto o canal Z produz 70 pulsos por segundo. Como não há a necessidade de saber o sentido da rotação e nem a posição angu-

lar instantânea dos rolos, optou-se por utilizar o canal Z para se obter informações sobre a rotação dos rolos, pois o mesmo é adequado à proposta do rolo de treinamento.

Sabendo-se que o canal Z gera um pulso por volta e conhecendo-se o perímetro dos rolos, obtém-se facilmente a velocidade escalar da superfície externa do pneu, e consequentemente a velocidade relativa da bicicleta (ver Equação (8)):

$$V = \pi d f \tag{8}$$

onde V [m/s] é a velocidade da bicicleta, d [m] é o diâmetro dos rolos, e f [Hz] é a frequência dos pulsos gerados no canal Z do encoder. Deste modo, basta obter a frequência com que os pulsos do canal Z são gerados para caracterizar a velocidade dos rolos.

3.1.2 Aquisição dos dados do encoder

O sistema deve ser capaz de perceber os pulsos do encoder, realizar as operações matemáticas necessárias e, finalmente, enviar a velocidade obtida via serial para um computador. Para a aquisição e tratamento dos dados do encoder utilizado, optou-se pela utilização de uma placa de desenvolvimento Arduino UNO devido ao seu baixo custo, fácil adaptabilidade e enorme comunidade de usuários em fóruns sobre o assunto. Portanto, informações tanto de hardware como de software são abundantes e de fácil acesso.A Tabela 2 apresenta um resumo das características da placa Arduino UNO utilizada.

A placa Arduino UNO está ligada a um computador através de um cabo USB, através do qual será estabelecida uma comunicação serial para envio dos dados obtidos. Além disto, o cabo USB acumula a função de prover a tensão de alimentação da placa de prototipagem. O encoder é alimentado através da saída de tensão regulada em 5V da placa Arduino UNO, e seu canal Z é conectado ao pino 2 de entrada digital. A Figura 12 apresenta um esquemático da ligação entre o encoder, a placa Arduino UNO e o computador utilizados.

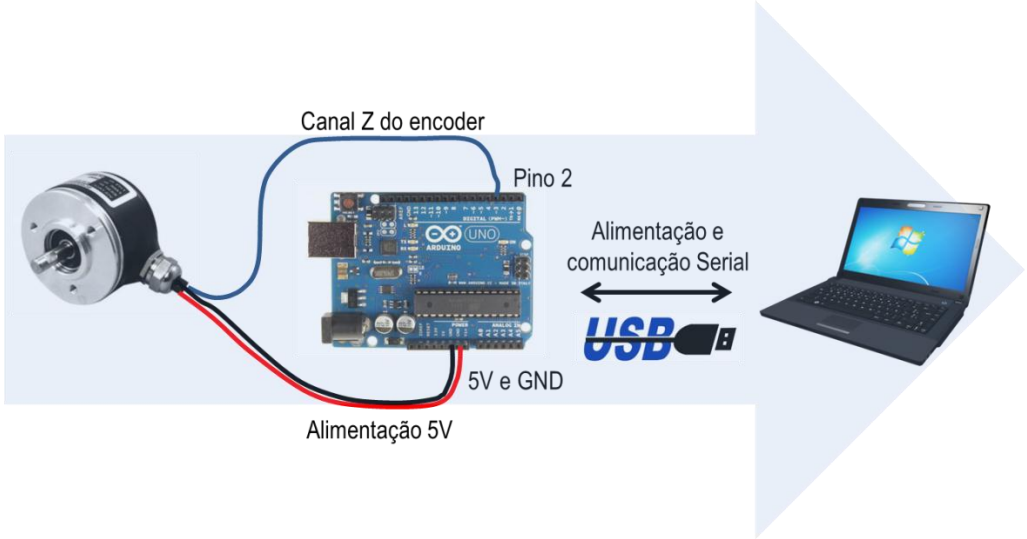
O ambiente de desenvolvimento da plataforma Arduino é o software Arduino IDE. Este ambiente conta com recursos para facilitar a programação por usuários não familiarizados com o desenvolvimento de softwares, possuindo compilador integrado. A linguagem de programação é própria do Arduino, mas é essencialmente um conjunto de funções em C/C++ que podem ser chamadas na linguagem Arduino.

Tabela 2 – Características da placa de prototipagem Arduino UNO.

Microcontrolador	ATmega328
Tensão de operação	5V
Tensão de entrada (recomendada)	7-12V
Pinos de entrada/saída (I/O) digitais	14(dos quais 6 podem ser saídas PWM)
Pinos de entrada analógica	6
Corrente DC por pino I/O	40mA
Corrente DC para o pino de 3,3V	50mA
Memória Flash	32KB(dos quais 0,5KB são utilizados pelo *bootloader*)
SRAM	2KB
EEPROM	1KB
Velocidade de Clock	16MHz

Fonte: Adaptado de (http://arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno).

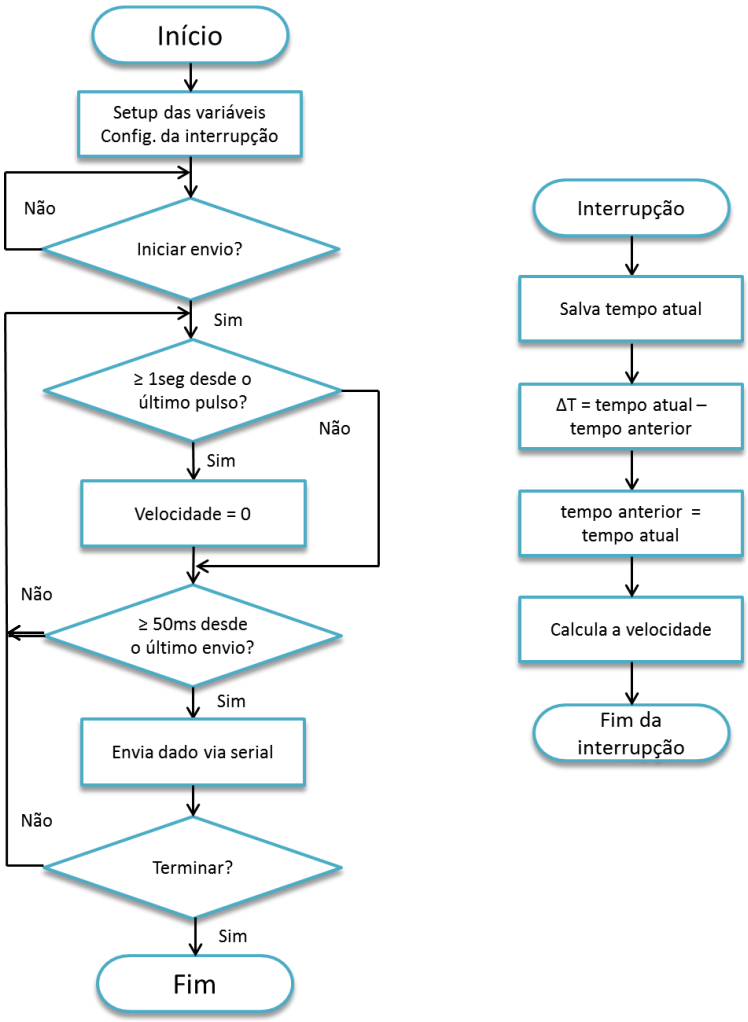
Figura 12 – Esquemático de conexão encoder - Arduino UNO - PC.



A rotina implementada faz uso da função de interrupção externa presente no microcontrolador da placa Arduino UNO. Esta função é bastante simples: ao perceber uma mudança específica em um pino pré-determinado (borda de subida/descida, nível lógico alto/baixo), o microcontrolador interrompe a execução do programa, salva as variáveis em uso neste momento, e então executa uma parte específica do programa chamada *Interrupt Service Routine* (ISR). Após a conclusão da execução da ISR, o programa volta a ser executado exatamente de onde parou. A cada novo evento disparador de interrupção percebido no pino especificado, o

microcontrolador repete este procedimento. O fluxograma deste sistema é apresentado na Figura 13.

Figura 13 – Fluxograma para aquisição da velocidade do rolo.



Interrupções são normalmente utilizadas quando é muito importante que alguma mudança externa seja percebida pelo microcontrolador, como por exemplo um comando do usuário ou mesmo um pulso de um encoder. Assim, com uma interrupção, evita-se que a rotina fique constantemente checando as entradas para verificar se houve uma mudança. Neste contexto, a rotina implementada garante que todos os pulsos gerados pelo encoder sejam interpretados, não havendo perda de informação. Através do software emulador de terminal de porta serial TeraTerm Pro, controla-se o ínicio ou término da análise dos pulsos gerados pelo encoder. A cada novo pulso, é calculada a diferença de tempo entre este e o pulso anterior, obtendo-se a frequência com que os pulsos são gerados, e consequentemente a frequência com que o rolo gira. A frequência é convertida em velocidade através da Equação (8) e é então arma-

zenada em uma variável. Para o caso em que o rolo para de girar, foi previsto na rotina que caso não seja recebido um pulso do encoder em um intervalo de 1 segundo, o que equivaleria a uma velocidade menor que 0,787 km/h, considera-se que o rolo parou. Deste modo, evita-se que, caso o rolo pare repentinamente, a última velocidade calculada seja enviada erroneamente até que seja percebido um novo pulso.

A velocidade calculada é então enviada via serial a uma frequência ajustável, aqui escolhida como 20 Hz. A essa frequência garante-se uma boa resolução para os dados obtidos mesmo em cadências máximas, que podem chegar a 100 RPM, ou seja, para 1 volta completa da pedivela a cada 0,6 segundos aproximadamente, têm-se ainda 8 medidas por volta. Assim, a cada 50 ms é enviado via serial, a uma taxa escolhida de 115200 bps, um valor no formato ASCII, padronizado para 2 casa após a vírgula. Este valor é exibido na tela do software Tera-Term Pro. É importante ressaltar que tanto o microcontrolador quanto o encoder foram previamente testados individualmente com o auxílio de um osciloscópio e um gerador de funções. Desta maneira é possível identificar isoladamente possíveis fontes de erro.

Figura 14 – Sistema de medição de velocidade do rolo em uso.

3.1.3 Procedimentos experimentais para validação da medida de velocidade através de encoder.

Para fins de comparação, utilizou-se um velocímetro modelo JY-128 da empresa MAVIC (ver Figura 15) para medir a velocidade da roda da bicicleta. O velocímetro capta a

rotação da roda dianteira através de um sensor do tipo *reed-switch* acoplado ao garfo dianteiro, que, juntamente com um imã acoplado a um raio da roda, geram um pulso por volta. O velocímetro mede o intervalo de tempo entre os pulsos gerados e, juntamente com o comprimento do perímetro da roda, previamente informado pelo ciclista como sendo 2105 mm, obtém-se a velocidade.

Figura 15 – Velocímetro modelo JY-128.

O objetivo deste teste é comparar a velocidade da borda do pneu da bicicleta de maneira direta (velocímetro com sensor acoplado à roda) e indireta (encoder acoplado ao rolo de treinamento em contato com a borda do pneu).

3.2 Sistema de aquisição, armazenamento e transmissão sem fio de dados para plataforma de força aplicada ao ciclismo

Para a caracterização da força tridimensional aplicada ao pedal pelo ciclista neste projeto, utilizou-se uma plataforma de força desenvolvida através da cimentação de extensômetros às pedivelas direita e esquerda de uma bicicleta de competição. Suas características construtivas e seu circuito de condicionamento serão detalhados no subcapítulo 3.2.1. Desenvolveu-se então um sistema capaz de digitalizar os sinais analógicos provenientes do circuito de condicionamento da plataforma de força, armazenar estes dados em um cartão do tipo *microSD* e transmiti-los via *bluetooth* a um computador mestre. O objetivo principal deste sis-

tema é, portanto, possibilitar o acesso a informações sobre as forças atuantes na pedivela em ambiente de competição, seja em tempo real ou via uma análise posterior através do sistema de *datalogger* com cartão *microSD.*

3.2.1 Plataforma de força utilizada

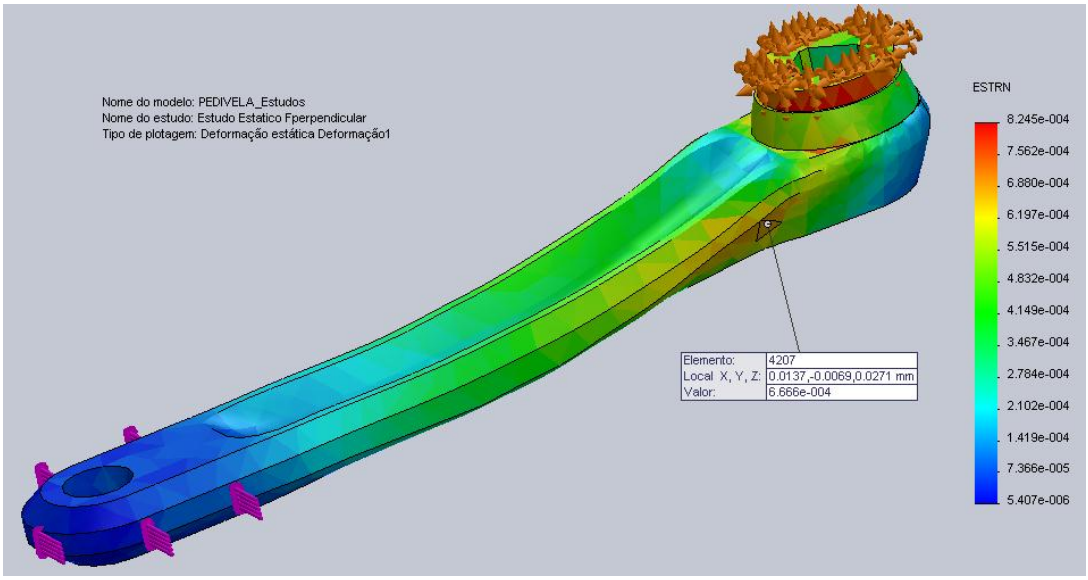
Sendo de interesse deste projeto a medição tridimensional da força aplicada pelo ciclista durante a pedalada, devido a não necessidade de decomposição de forças em função do ângulo como no caso de um pedal instrumentado, e à possibilidade de comparação entre as forças aplicadas pela perna direita e esquerda, optou-se por utilizar um sistema de medição baseado na deformação da pedivela. Assim, através da cimentação de extensômetros às pedivelas comerciais modelo VERO FSA CK-602 (mostrada na Figura 16) de uma bicicleta de competição, obteve-se uma célula de carga que mantém a possibilidade de uso de diferentes pedais e a geometria do conjunto de forma idêntica àquelas utilizadas por ciclistas de elite.

Figura 16 – Pedivela modelo VERO FSA CK-602 utilizada no projeto.

Criando-se um modelo em três dimensões da pedivela utilizada, realizaram-se simulações no software SolidWorks 2011 através das quais foi possível determinar os pontos principais de deformação para cada componente de força a ser medida (NASCIMENTO, 2014). A Figura 17 mostra a deformação da peça para uma força aplicada perpendicularmente ao eixo de rotação da pedivela na posição do eixo do pedal, com uma intensidade de 800N. Definiram-se limites para as forças aplicadas em cada direção como sendo 80 kgf (segundo os estudos de SMAK *et al.*, 1999, a força na direção perpendicular dificilmente supera o peso total

do ciclista) na direção perpendicular, e 20 kgf nas direções lateral e paralela. Estas componentes são consideradas positivas quando possuem o mesmo sentido das componentes representadas na Figura 3.

Figura 17 – Deformação da pedivela para uma força de 800 N aplicada na direção perpendicular.



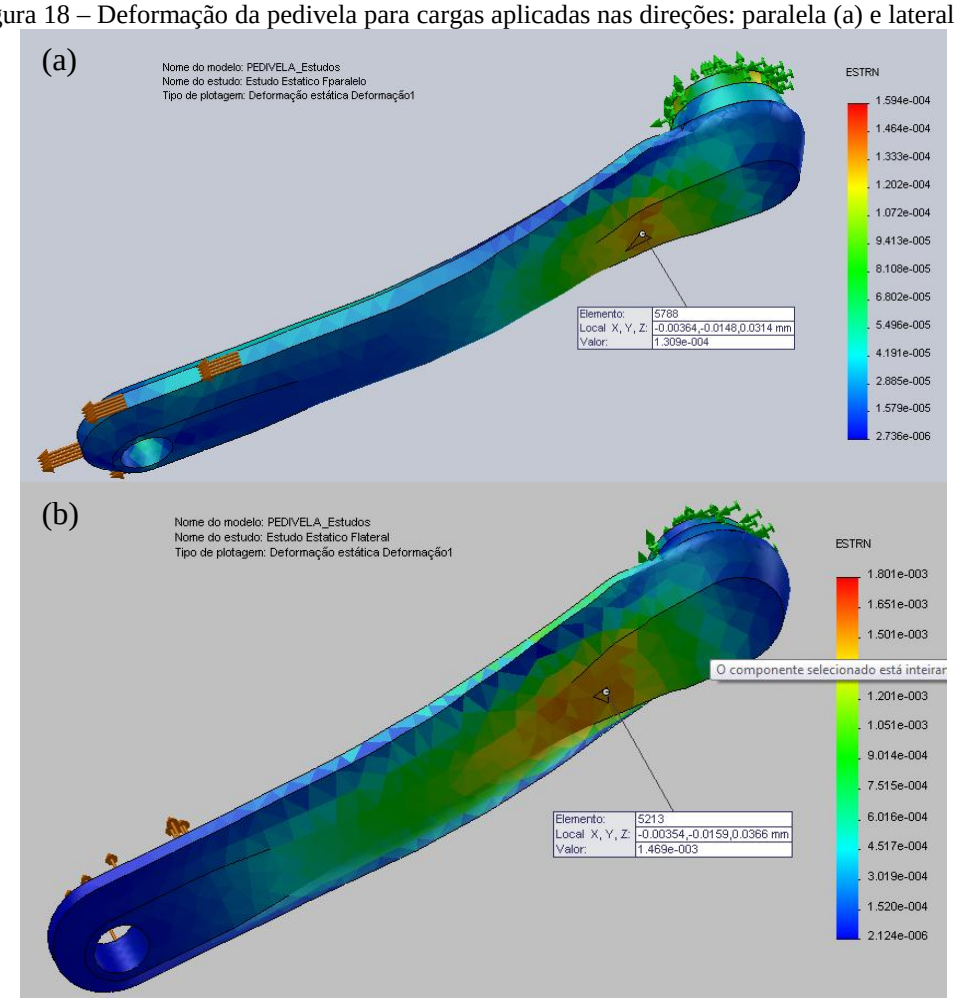
Fonte: (NASCIMENTO, 2014).

Através das simulações estáticas percebeu-se que, devido ao formato tridimensional da peça, quando se aplicam cargas nas direções paralela e lateral, a peça se deforma de maneira semelhante (ver Figura 18). Isto é, quando é aplicada uma carga na direção paralela, a peça se desloca lateralmente devido à curva no formato do braço da pedivela. Desta forma, não será possível isolar as componentes de força paralela e lateral, e a plataforma medirá, então, uma combinação de ambas as componentes.

Conhecendo-se os pontos principais de deformação das peças, procedeu-se para a cimentação dos extensômetros. Visando uma maior sensibilidade, foram utilizadas 2 Pontes de Wheatstone completas para as forças perpendicular e lateral e uma meia ponte com 2 extensômetros *dummies* (para fins de compensação de temperatura) para a força paralela, totalizando-se 12 extensômetros para cada pedivela. Foram utilizados dois modelos de extensômetros da empresa KYOWA, sendo um deles de 350,6 ± 0,6 Ω para as Pontes de Wheatstone das componentes perpendicular e paralela, e o outro de 120,2 ± 0,2 Ω para a componente lateral. As Tabelas 3 e 4 apresentam um resumo das informações dos extensômetros utilizados. A Figura 19 mostra a pedivela com os extensômetros cimentados. Ao se aplicar uma carga na pedivela em qualquer direção há uma deformação tridimensional da estrutura. Os extensôme-

tros, por estarem cimentados à peça, também sofrem deformação, o que causa uma variação na sua resistência elétrica e uma consequente variação na tensão elétrica de saída da Ponte de Wheatstone.

Figura 18 – Deformação da pedivela para cargas aplicadas nas direções: paralela (a) e lateral (b).



Fonte: (NASCIMENTO, 2014).

Tabela 3. Extensômetro de 350,6 Ω e Fator Gage 2,11.

Modelo	KFG-2-350-C1-23
Fator Gage	2,11 ± 1,0 %
Resistência	350,6 ± 0,6 Ω
Compensação de temperatura	Alumínio
a - comprimento da grelha	1 mm
b - largura da grelha	2 mm
c - comprimento da base	4,8 mm
d - largura da base	3,4 mm

Fonte: (KYOWA, 2014).

Tabela 4. Extensômetro de 120,2 Ω e Fator Gage 2,10.

Modelo	KFG-2-120-C1-23
Fator Gage	2,10 ± 1,0 %
Resistência	120,2 ± 0,2 Ω
Compensação de temperatura	Alumínio
a - comprimento da grelha	0,2 mm
b - largura da grelha	1,4 mm
c - comprimento da base	3,3 mm
d - largura da base	2,4 mm

Fonte: (KYOWA, 2014).

Figura 19 – Extensômetros cimentados à pedivela.

Sendo 3 componentes de força em cada pedivela e uma Ponte de Wheatstone para cada componente da força aplicada à pedivela, totalizam-se 6 canais de saída de tensão dos sensores da célula de carga. Para facilitar a compreensão dos estudos realizados, optou-se por numerar os canais da seguinte forma:

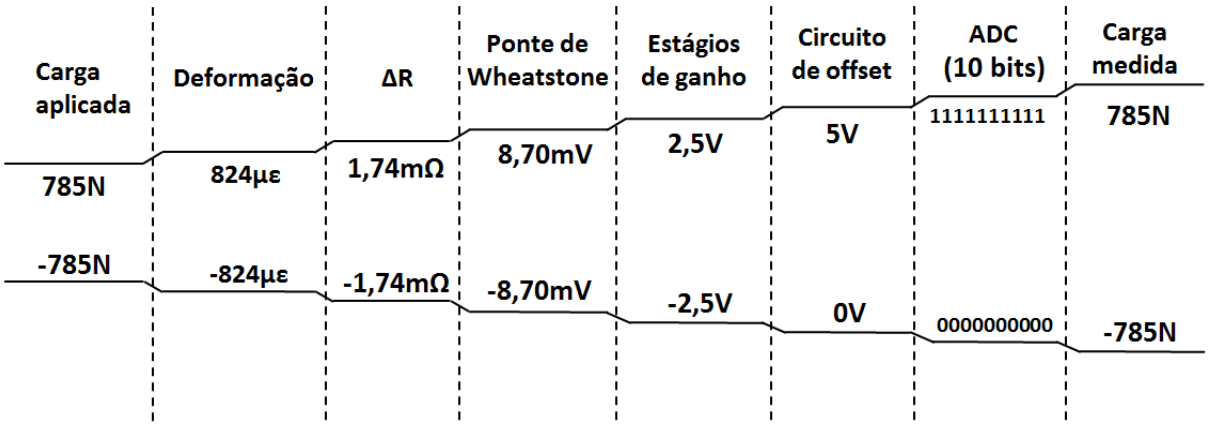
– canais 1, 2 e 3 representam, respectivamente, as componentes perpendicular, paralela e lateral da pedivela esquerda (tendo como referência o ciclista em posição de pedalada);

– canais 4, 5 e 6 representam, respectivamente, as componentes perpendicular, paralela e lateral da pedivela direita.

Para cada canal foi desenvolvido (NASCIMENTO, 2014) um circuito de condicionamento composto por 3 blocos. O primeiro bloco é formado por dois estágios de ganho, o segundo por um filtro passa-baixas *anti-aliasing* e, finalmente, o terceiro bloco é formado por

um circuito de *offset* para ajustar a tensão de saída conforme a *range* de entrada do conversor analógico digital de 10 bits utilizado (ver subcapítulo 3.2.2), de 0 a 5 V. A Figura 20 mostra a cadeia de medidas proposta para o canal 1, com uma carga de 80 kgf. Os demais canais foram projetados de maneira semelhante.

Figura 20 – Cadeia de medidas proposta para carga na direção perpendicular para a pedivela esquerda.



Fonte: (NASCIMENTO, 2014).

O circuito construído é alimentado em +9.6 V e -9 V através de dois conjuntos de baterias. Como a tensão elétrica de saída da Ponte de Wheatstone é proporcional à tensão elétrica de alimentação da mesma, esta alimentação deve ser constante e estável. Desta forma, utilizou-se o circuito integrado de referência de tensão elétrica *REF02* que fornece uma saída de 5,0 V com precisão de $\pm$ 0,3 %. Esta tensão é aplicada às Pontes de Wheatstone dos canais 1 e 2 das pedivela através de um circuito *buffer* com ganho de corrente, composto por um amplificador operacional de precisão *OP07C* e um transistor NPN modelo *BC546*. Para o canal 3, devido ao uso de extensômetros de 120 Ω, a tensão elétrica de alimentação da Ponte de Wheatstone deve ser inferior a 5 V para evitar danos aos sensores por sobrecorrente. Utilizou-se então um circuito integrado modelo *REF03*, que fornece uma tensão de referência de 2,5 V com precisão de $\pm$ 0,6 %. Devido a imperfeições e incertezas nas resistências elétricas dos extensômetros, as Pontes de Wheatstone foram equipadas com circuitos de ajuste de zero, de modo que, através de *trimpots*, seja possível garantir uma tensão nula na saída da ponte quando não há carga na célula de carga.

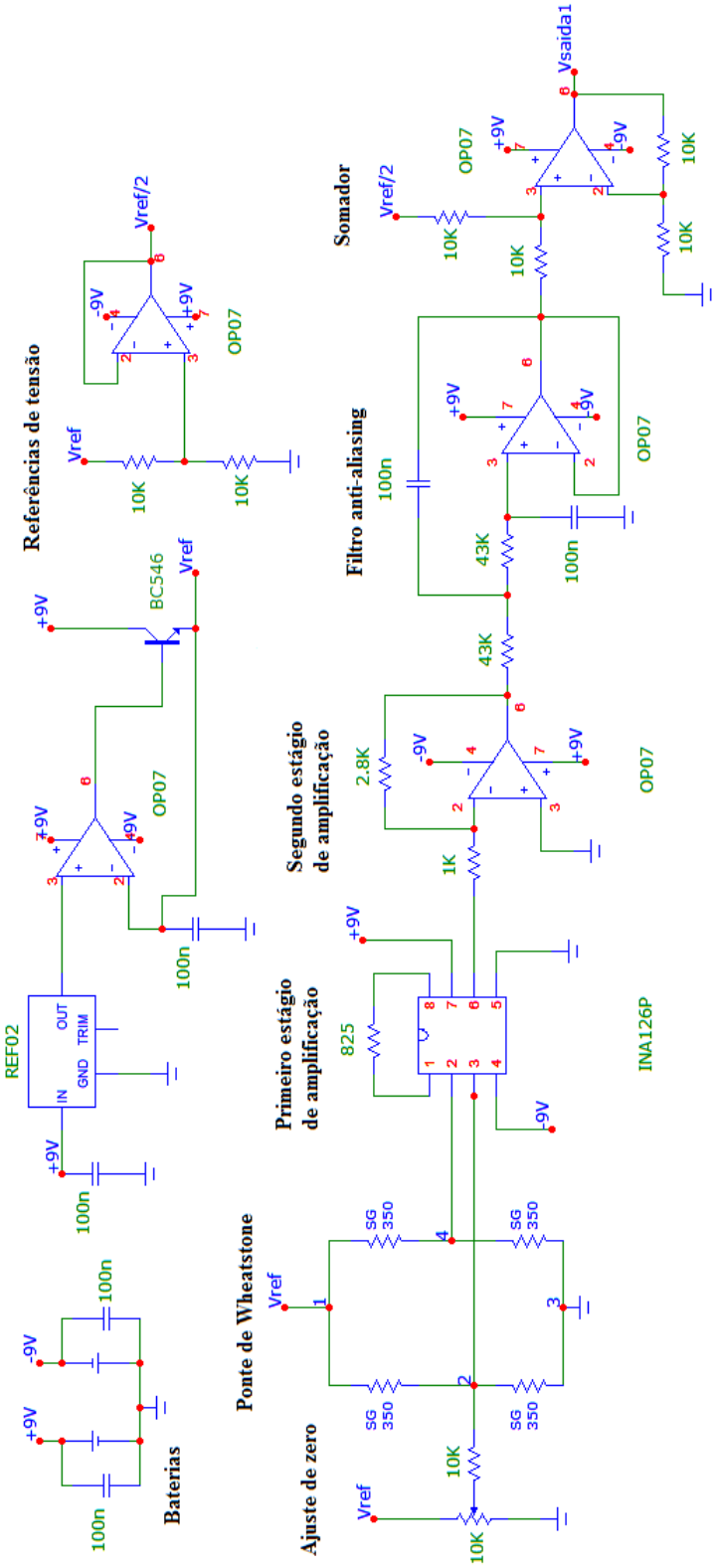
Para o canal 1, o primeiro estágio de ganho é constituído por um amplificador operacional de instrumentação *INA126P*, projetado de modo a proporcionar um ganho de 102 V/V. Em seguida, o segundo estágio de ganho, constituído por um amplificador operacional de precisão *OP07C* proporciona um ganho de 2,8 V/V, totalizando um ganho de 286 V/V após os

dois estágios. Em seguida, tem-se um filtro passa-baixas de segunda ordem de topologia *Sallen-key* com frequência de corte de 37 Hz implementado através de um amplificador operacional *OP07C*. Após o filtro, o sinal possui uma excursão máxima de -2,5 V a 2,5 V, sendo o limite positivo para o caso de uma carga de 80 kgf no sentido positivo e o negativo para a mesma carga aplicada no sentido negativo. Como o conversor analógico digital utilizado requer um sinal de entrada entre 0 e 5 V, implementou-se, através de um amplificador operacional *OP07C*, um circuito somador que adiciona 2,5 V ao sinal de saída do filtro. Deste modo, com uma carga nula aplicada às pedivela, a saída do circuito indicará 2,5 V. A Figura 21 apresenta o circuito de condicionamento completo do canal 1.

O circuito projetado foi então construído em uma placa de circuito impresso para cada braço da pedivela e acoplado às pedivelas da bicicleta de competição, ainda sem serem instaladas na bicicleta, para realizar o procedimento de calibração estática do sistema. Para este procedimento, engastou-se cada pedivela em uma plataforma de testes de maneira similar à sua fixação na bicicleta e aplicaram-se sucessivas cargas até 60 kgf com pesos padrão para a direção perpendicular, e até 20 kgf para as direções lateral e paralela. A alimentação do circuito foi garantida por uma fonte simétrica modelo *POL-16*E da empresa *Politerm*, e a tensão elétrica de saída dos canais do circuito de condicionamento foi verificada através de multímetros digitais com resolução de 6 – 1/2 dígitos modelo *DMM 4050* da empresa *Tektronix*. Na escala utilizada (10 V) a incerteza deste multímetro é de ± 0,0024% da leitura ± 0,0005% da escala. A Figura 22 mostra a estrutura utilizada durante a calibração da célula de carga.

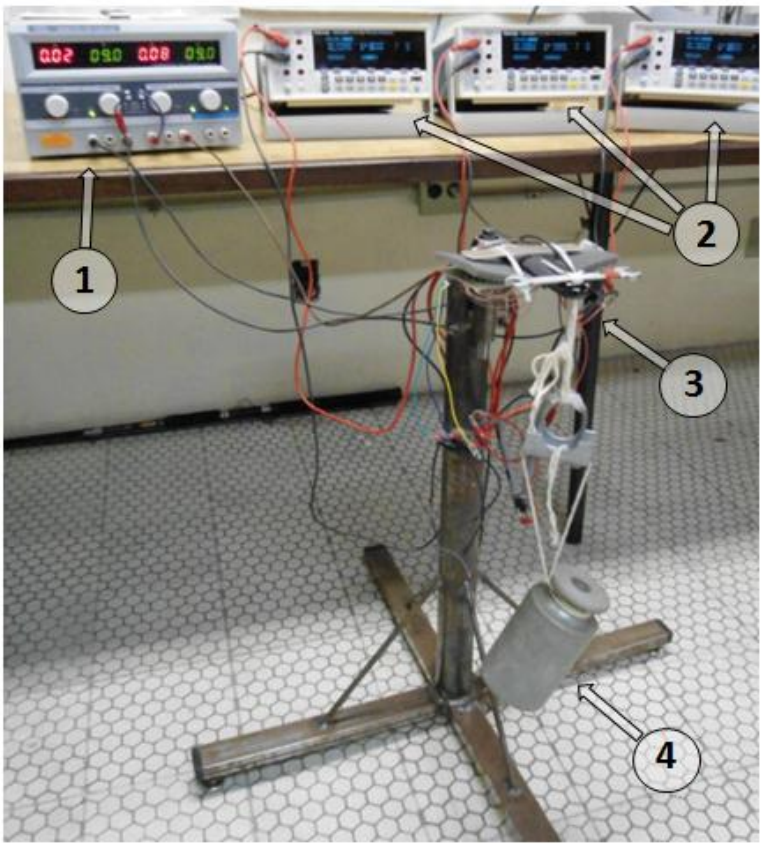
Através deste ensaio de calibração é possível obter a função de transferência experimental da plataforma de força desenvolvida para cada direção de aplicação de carregamento através de uma regressão linear. Obtém-se, então, a sensibilidade da célula de carga, ou seja, a relação entre a variação da tensão elétrica de saída do circuito de condicionamento e a variação da carga aplicada em tal direção.

Figura 21 – Circuito de condicionamento completo do canal 1.



Fonte: (NASCIMENTO, 2014).

Figura 22 – Ensaio de calibração estática da plataforma de força para componente lateral: (1) Fonte simétrica, (2) multímetros da Tektronix, (3) plataforma de força e (4) carga aplicada com pesos padrão.



Fonte: (NASCIMENTO, 2014).

3.2.2 Sistema de aquisição de dados com Arduino MEGA 2560

Conforme especificado nos objetivos do projeto, o sistema deve ser capaz de armazenar e transmitir via *bluetooth* os sinais gerados pelo circuito condicionador da célula de carga. Para realizar esta tarefa, são utilizados três dispositivos, uma placa de prototipagem Arduino MEGA 2560, um módulo *datalogger* Openlog e um módulo *bluetooth* BlueSMIRF Gold.

A Tabela 5 apresenta um resumo das características da placa Arduino MEGA 2560. A funcionalidade desta placa é semelhante àquela da placa Arduino UNO, porém a MEGA possui um maior número de entradas analógicas, 4 vias de comunicação serial (USART) e 6 pinos que disparam interrupções externas, possibilitando, assim, futuras expansões e adição de novas funções ao projeto.

Tabela 5 – Características da placa de prototipagem Arduino MEGA 2560.

Microcontrolador	ATmega2560
Tensão de operação	5V
Tensão de entrada (recomendada)	7-12V
Pinos de entrada/saída (I/O) digitais	54(dos quais 15 podem ser saídas PWM)
Pinos de entrada analógica	16
Corrente DC por pino I/O	40mA
Corrente DC para o pino de 3,3V	50mA
Memória Flash	256KB(dos quais 8KB são utilizados pelo *bootloader*)
SRAM	8KB
EEPROM	4KB
Velocidade de Clock	16MHz

Fonte: Adaptado de (http://arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardMega2560).

A alimentação do sistema é compartilhada com o circuito de condicionamento da plataforma de força, de modo que a placa Arduino é alimentada em 9.6V. Os sinais dos 6 canais analógicos provenientes do circuito de condicionamento da plataforma de força são conectados às entradas analógicas da placa Arduino MEGA, e então digitalizados pelo conversor analógico/digital (ADC) do microcontrolador através da função *analogRead()* já presente na biblioteca de funções do Arduino IDE. O ADC do microcontrolador da placa Arduino MEGA possui 10 bits de resolução e tensão de entrada de 0 V a 5 V, gerando, portanto, um valor entre 0 a 1023, conforme a Equação (9):

$$Valor\ digital = \frac{Valor\ analógico}{5} \times 1023 \tag{9}$$

onde $Valor\ analógico$ é a tensão elétrica [V] aplicada ao pino de entrada analógica em questão e $Valor\ digital$ é um valor do tipo *integer* a ser processado pela rotina desenvolvida. Para diminuir as flutuações na medida do ADC, utilizou-se a saída de tensão de referência de 5 V do circuito integrado *REF02* como tensão de referência para a conversão.

3.2.3 Configuração do módulo Bluetooth BlueSMIRF Gold

Como o sistema construído deve ficar acoplado à pedivela da bicicleta, a rotação do mesmo impede a utilização de cabos para a comunicação serial com um computador. Isto, aliado à premissa de acesso às informações de força aplicada à pedivela em ambiente de competição e a possibilidade de expansão do projeto para incorporar uma conexão com dispositivos móveis (celular/tablet), levou à escolha do uso do módulo Bluetooth BlueSMIRF Gold. O módulo pode ser alimentado com uma fonte de tensão elétrica entre 3,3 V e 6 V, e propicia uma comunicação serial sem fio, podendo trabalhar em qualquer taxa de transmissão entre 2400 e 115200 bps. Operando na banda de frequência entre 2,4 e 2,524 GHz, segundo os dados do fabricante, sua antena interna possibilita alcances de até 100 metros em campo aberto (RN-41 – CLASS 1 BLUETOOTH MODULE, 2011).

A alimentação do módulo *bluetooth* é feita pela saída de tensão elétrica regulada de 5V da placa Arduino MEGA 2560, e os pinos de TX e RX do módulo são conectados aos respectivos pinos de RX1(pino 19) e TX1(pino 18) da porta Serial número 1 da placa Arduino. Uma vez estabelecida a conexão entre o módulo *bluetooth* e o Arduino, foi possível configurar a velocidade desta conexão para 115200 bps.

Ao ligar o módulo, este envia sinais para que possa ser identificado e emparelhado por outros dispositivos *bluetooth*. Uma vez que os dispositivos estejam emparelhados, inicia-se o serviço *Serial Port Profile* (SPP), que emula uma comunicação serial virtual entre os dois dispositivos. Deste modo, o módulo funciona como um meio de transmissão de dados transparente, ou seja, qualquer dado recebido através da conexão *bluetooth* é transmitido pelo pino TX do módulo, e qualquer dado enviado para o pino RX do módulo é transmitido através da conexão *bluetooth.* Paralelamente, como o computador utilizado não possuía opção de comunicação via *bluetooth*, foi utilizado um módulo *bluetooth* USB WRL-09434.

3.2.4 Configuração do módulo Openlog

Para garantir o acesso às informações das forças aplicadas às pedivelas mesmo em situações em que não é possível garantir o funcionamento do link *bluetooth*, utilizou-se o módulo *datalogger* Openlog. Este módulo aceita alimentação de 3.3V a 12V, e se comunica via serial a uma taxa que pode ser escolhida entre 2400 e 115200 bps. Foi escolhida uma taxa de 9600 bps para a gravação dos dados em um cartão do tipo microSD com formatação do tipo FAT16 de 4 GB.

O módulo é alimentado através do pino de saída de tensão elétrica regulada de 3.3V da placa Arduino MEGA 2560, e, similarmente ao módulo *bluetooth*, tem seus pinos de TX e RX conectados aos pinos RX2 (pino 17) e TX2 (pino 16) da porta Serial número 2 do Arduino. O funcionamento do módulo é extremamente simples, sendo que, a cada vez que o circuito é ligado, é criado um novo arquivo sequencial de texto do tipo "LOG00001.TXT". Assim, o arquivo com o maior número é o arquivo mais recentemente criado. Em seguida, basta enviar os dados que se deseja salvar neste arquivo via serial no formato ASCII ao módulo.

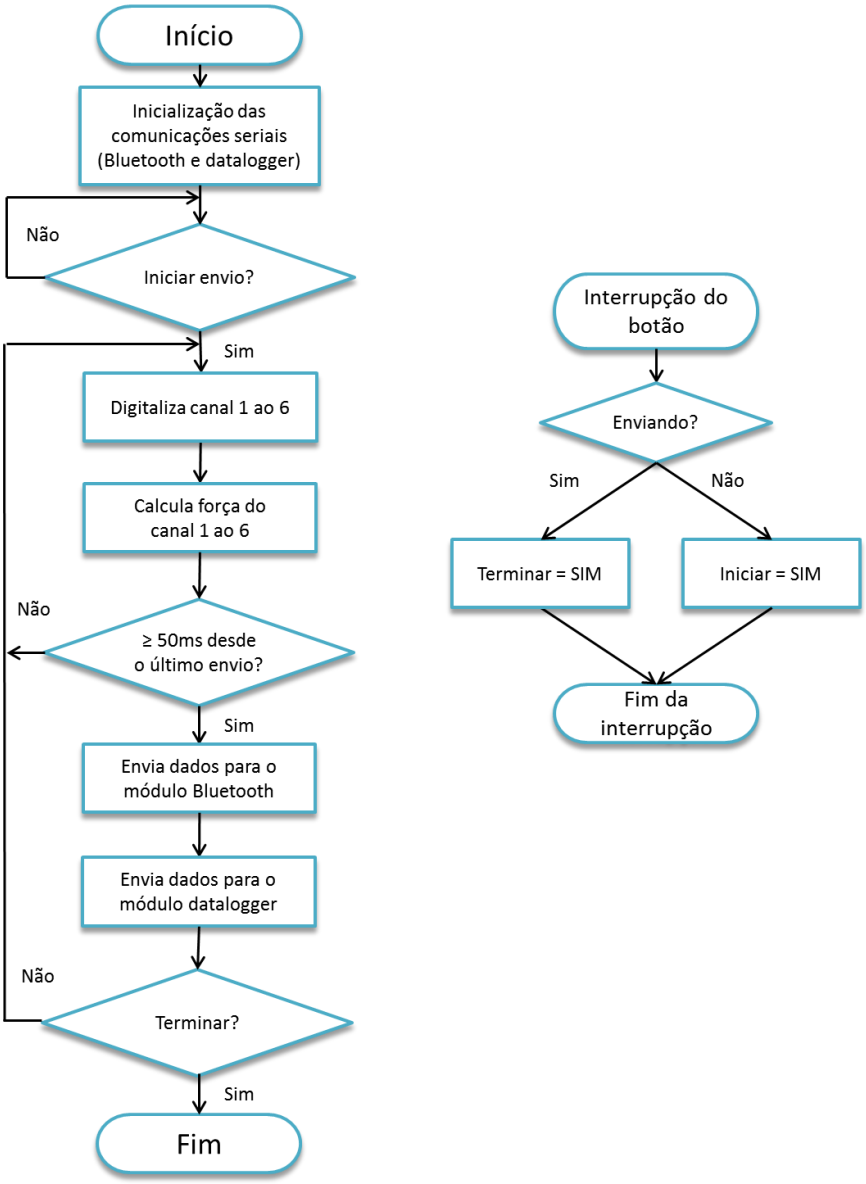
3.2.5 Rotina implementada para a aquisição de dados e procedimento para o tratamento dos dados obtidos através do software MATLAB R2013a

O fluxograma da rotina implementada no microcontrolador da placa Arduino MEGA 2560 é apresentado na Figura 23. Basicamente, uma vez que é enviado do computador um comando via serial para que se inicie a leitura e transmissão dos dados da plataforma de força, o microcontrolador inicia a digitalização dos 6 canais provenientes do circuito de condicionamento da célula de carga, um após o outro de maneira contínua, e armazena uma média dos últimos valores medidos para cada canal em variáveis. Em seguida, são calculados os valores de força de cada canal, convertendo-se a tensão elétrica do canal em um valor em Newtons através da sensibilidade da plataforma de força naquele canal. Então, a uma frequência ajustável, escolhida neste caso como 20Hz, o microcontrolador envia os dados ao módulo *bluetooth* e ao módulo *datalogger* sequencialmente, isto é, um canal após o outro, e ao final um caractere "-", com a finalidade de separar um envio do outro. Este processo é repetido até que seja enviado do computador um comando via serial para que o envio seja encerrado. Adicionalmente, é possível iniciar ou encerrar o armazenamento de dados através de uma rotina de interrupção externa ativada pela borda de subida de um aperto do botão acoplado ao pino 2 da placa Arduino MEGA através de um resistor *pull down*.

Paralelamente, implementou-se uma rotina no software Matlab R2013a para coordenar a aquisição de dados da plataforma de força e em seguida possibilitar a visualização destes dados em forma de gráficos de força versus tempo. A Figura 24 apresenta um fluxograma desta rotina. É possível selecionar a frequência do recebimento (que deve ser a mesma do envio, configurada no microcontrolador da placa Arduino MEGA), e também o período de tempo durante o qual se deseja receber os dados. Assim, calcula-se o número de amostras a serem recebidas para cada canal. Em seguida, inicia-se a comunicação *bluetooth* com o módu-

lo BlueSMIRF Gold, e o computador envia um comando via serial para que se inicie o envio de dados da parte do sistema embarcado na pedivela.

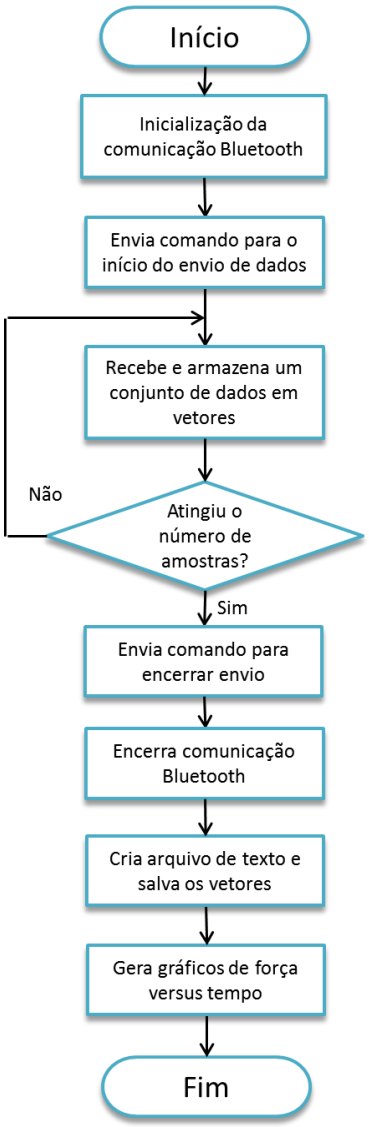
Figura 23 – Fluxograma para a aquisição, armazenamento e transmissão via Bluetooth dos dados da plataforma de força pelo sistema embarcado na pedivela.



O computador recebe então um conjunto de 6 valores no formato ASCII com ponto flutuante, e os armazena em 6 vetores, sendo 1 para cada canal da plataforma de força. Este processo se repete até que o número de amostras selecionado seja atingido. Em seguida, encerra-se a comunicação com o sistema embarcado e cria-se um arquivo de texto no qual são salvos os 6 vetores resultantes. Finalmente, um gráfico de força versus tempo é gerado para

cada pedivela (esquerda e direita), onde são mostradas as curvas de força de cada um dos 3 canais de cada lado.

Figura 24 – Fluxograma da rotina de recebimento e análise dos dados da plataforma de força.



Finalmente, implementou-se ainda uma rotina no software Matlab R2013a capaz de, além de coordenar e receber os dados de força enviados pelo sistema embarcado na pedivela, receber os dados de velocidade enviados pelo sistema do rolo de treinamento. Deste modo, quando os ensaios são realizados em laboratório, é possível visualizar as forças atuantes na pedivela juntamente com a velocidade da roda no momento observado.

3.2.6 Procedimentos para validação do sistema de transmissão sem fio de dados via Bluetooth

Para fins de validação do sistema de transmissão sem fio de dados, realizaram-se dois ensaios. No primeiro deles, testa-se a integridade dos dados transferidos via bluetooth enviando-se do sistema embarcado para o computador um conjunto pacotes, à mesma taxa de envio de 115200 bps e a uma frequência de envio de 20 Hz. O conjunto de valores enviados em formato ASCII são valores sequenciais de “00” à “99”. Os valores enviados são recebidos pelo módulo bluetooth acoplado ao computador, que é gerenciado pelo software Matlab R2013a. O software armazena os dados recebidos em um arquivo de texto, linha à linha, para análise posterior. Este ensaio é realizado de maneira estática e, posteriormente, em condições de operação normal com a bicicleta em movimento sobre o rolo de treinamento.

O segundo ensaio realizado visa determinar a maior distância entre o computador e a bicicleta na qual é possível garantir um link de conexão bluetooth com segurança. Neste contexto, implementou-se uma rotina para um envio constante nas mesmas características do uso normal do sistema, e distanciou-se a bicicleta até que se percebesse a perda da conexão, quando era, então, verificada a distância.

3.2.7 Ensaios biomecânicos demonstrativos

Com os sistemas da plataforma de força e seu circuito de condicionamento e o de aquisição, armazenamento e transmissão sem fio de dados integrados e acoplados à bicicleta, realizaram-se ensaios biomecânicos demonstrativos para validar o seu funcionamento. Inicialmente realizaram-se estudos em ambiente de laboratório, com o auxílio do rolo de treinamento instrumentado desenvolvido neste trabalho, sendo assim possível analisar as informações das forças aplicadas juntamente com a velocidade da roda da bicicleta durante o ensaio. Posteriormente, realizaram-se ensaios em ambiente externo, buscando simular condições reais de competição.

Através das componentes de força medidas nestes ensaios, é possível extrair informações sobre a pedalada do ciclista, como cadência, assimetria entre lados, e o torque e potência instantâneos e médios. Uma vez obtida a força perpendicular em cada pedivela, o cálculo do torque e potência instantâneos se dá pelas Equações (10) e (11):

$$T = F \times d \tag{10}$$

onde T é o torque em N.m, F é a força em N, neste caso a componente perpendicular da força aplicada, e d é a distância em metros entre o eixo de giro e o ponto de aplicação da força (braço de alavanca). No caso da pedivela, é a distância entre o eixo do movimento central e o eixo do pedal, que, para a peça utilizada, é igual a 175 mm.

$$P = T \times \omega \tag{11}$$

onde P é a potência em Watts, T é o torque aplicado em N.m e ω é a velocidade angular em rad/s. No caso de uma bicicleta, a velocidade angular da pedivela é mais usualmente medida em RPM, sendo chamada de cadência. Adaptando-se a Equação (11), obtém-se a Equação (12) para o cálculo da potência instantânea através da cadência:

$$P = \frac{T \times 2\pi \times C}{60} \tag{12}$$

onde P é a potência em Watts, T é o torque aplicado em N.m e C é a cadência da pedalada em RPM.

A assimetria em relação às forças efetivas aplicadas pelas pernas direita e esquerda é obtida conforme (CARPES *et* al, 2007) , através da Equação (13):

$$A\% = \frac{F_{ED} - F_{END}}{F_{ED}} \times 100 \tag{13}$$

onde $A\%$ é a assimetria em %, F_{EM} é a força efetiva da perna dominante (maior módulo) e F_{END} é a força efetiva da perna não dominante. Pode-se ainda calcular a assimetria entre a potência aplicada por cada perna.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

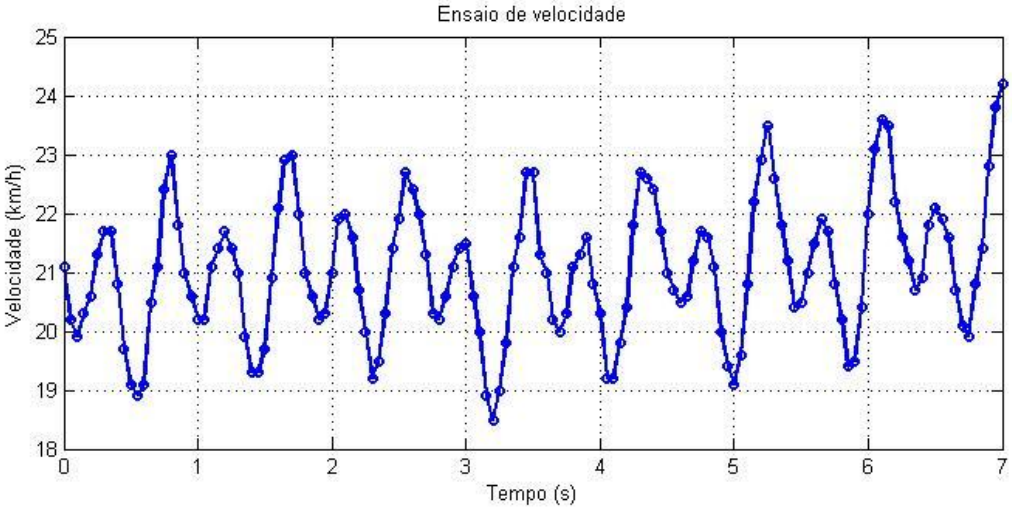
4.1 Validação da medição de velocidade pelo rolo de treinamento instrumentado

O objetivo deste procedimento é comparar a medida de velocidade obtida de maneira indireta pelo sistema formado pelo encoder e o rolo de treinamento com a medida obtida de maneira direta pelo velocímetro comercial. Durante este ensaio, o ciclista buscou manter uma velocidade de 21 km/h observada através do velocímetro modelo JY-128 acoplado à roda dianteira, e simultaneamente armazenava-se o valor de velocidade obtido indiretamente através do encoder acoplado ao rolo. A Figura 25 mostra a velocidade medida pelo velocímetro durante o ensaio, e a Figura 26 mostra, em um intervalo de 7 segundos do ensaio, a velocidade medida pelo sistema do rolo de treinamento ao longo do ensaio realizado. Não foi possível obter informações detalhadas sobre a frequência de leitura ou a precisão do velocímetro utilizado.

Figura 25 – Velocidade medida pelo velocímetro durante o ensaio.

A Figura 26 mostra, como esperado, que a velocidade medida pelo rolo oscila em torno de 21 km/h, sendo a velocidade média obtida no intervalo de 7 segundos observado igual a 21,1 km/h. Esta oscilação na medida de velocidade através do encoder, observada como picos e vales no sinal, reflete a aplicação de força nas pedivelas, que é diferente em cada posição do ciclo da pedivela. Pode-se ainda observar que a força aplicada à pedivela de um dos lados contribui mais com o aumento da velocidade, possivelmente devido a uma assimetria entre as forças aplicadas em cada lado. O subcapítulo 4.3.4 investiga mais detalhadamente o fenômeno da assimetria.

Figura 26 – Velocidade medida pelo rolo de treinamento instrumentado *versus* tempo.



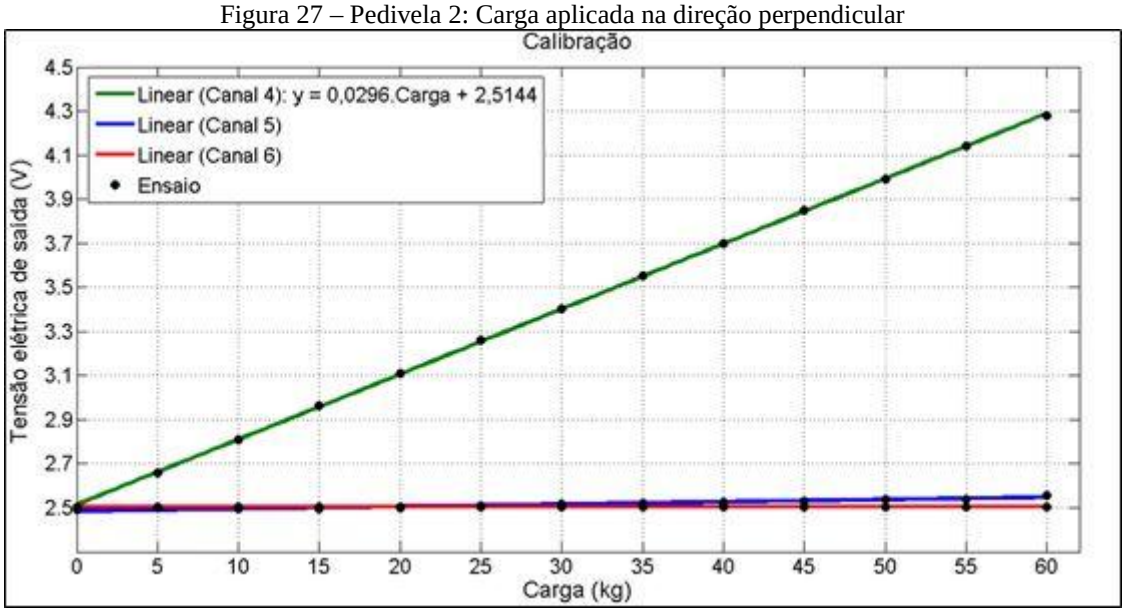
4.2 Validação experimental da célula de carga

Para obter a função de transferência experimental da célula de carga realizou-se um ensaio de calibração estática. Observaram-se as saídas em tensão elétrica do circuito de condicionamento quando diferentes cargas eram aplicadas nas 3 direções definidas. A Tabela 6 mostra as tensões verificadas na saída do canal 4 (força perpendicular) da pedivela 2 (com coroa) com diferentes cargas aplicadas na direção perpendicular (NASCIMENTO, 2014). Com essas informações, realizou-se uma regressão linear através do método dos mínimos quadrados no software Matlab R2013a, obtendo-se assim a função de transferência experimental deste canal do sistema (ver Figura 27) dada pela Equação (13).

Tabela 6 – Calibração estática do canal 4 para um carregamento na direção perpendicular.

Carga (kgf)	**Força (N)**	**Saída do canal 4 (V)**	**Carga (kgf)**	**Força (N)**	**Saída do canal 4 (V)**
0	0	2,504865	35	343,23	3,550583
5	49,03	2,659751	40	392,26	3,696789
10	98,07	2,810658	45	441,30	3,848954
15	147,10	2,962846	50	490,33	3,991676
20	196,13	3,108665	55	539,33	4,141909
25	245,16	3,261315	60	588,40	4,279325
30	294,20	3,400777			

Figura 27 – Pedivela 2: Carga aplicada na direção perpendicular



Fonte: (NASCIMENTO, 2014).

$$V_{saída4} = 0{,}0296 \times \text{Carga(kgf)} + 2{,}514 \quad ou$$
$$V_{saída4} = 0{,}003018 \times \text{Força(N)} + 2{,}514 \tag{13}$$

onde $V_{saída4}$ (V) é a tensão elétrica de saída do canal 4 do sistema. Derivando-se a função de transferência experimental obtida em relação à carga ou à força, tem-se a sensibilidade de saída do canal 4 da plataforma de força, 29,6 mV/kgf ou 3,018 mV/N (NASCIMENTO, 2014). Como o ADC da placa Arduino MEGA 2560 possui 10 bits de resolução e uma *range* de entrada de 0 a 5 V, a resolução de entrada do canal 4 do sistema é obtida através da Equação (14):

$$q_{kgf} = \frac{q_{ADC}}{S_{kgf}} = \frac{5[V]/2^{10}}{29{,}6 \times 10^{-3}\left[\frac{V}{kgf}\right]} = 0{,}165\ kgf \quad ou$$
$$q_N = \frac{q_{ADC}}{S_N} = \frac{5[V]/2^{10}}{3{,}018 \times 10^{-3}\left[\frac{V}{N}\right]} = 1{,}619\ N \tag{14}$$

onde q_{kgf} e q_N são respectivamente a resolução de entrada do sistema em [kgf] e em [N], S_{kgf} e S_N são respectivamente a sensibilidade da plataforma de força em $\left[\frac{V}{kgf}\right]$ e $\left[\frac{V}{N}\right]$, e q_{ADC} é a resolução de entrada do ADC em [V].

Calculou-se então o Erro de Linearidade da função de transferência experimental segundo BALBINOT & BRUSAMARELLO (2011), conforme a Equação (15):

$$Erro\ de\ Linearidade\ \% = 100 \times \frac{Dif_{máx}}{FE_s} = 100 \times \frac{0{,}009568V}{4{,}279325V} = 0{,}2236\% \tag{15}$$

onde $Dif_{máx}$ [V] é o máximo desvio dos pontos medidos em relação a curva calculada por regressão linear e FE_s [V] é o fundo de escala de saída observado (neste caso, a tensão observada para uma carga de 60 kg). O erro de linearidade deste canal corresponde a um erro na entrada de 0,323 kg ou 3,17 N.

Os outros canais do sistema foram calibrados e analisados de maneira semelhante à apresentada para o canal 4, e os resultados e características de cada um deles são apresentados na Tabela 7. Conforme foi verificado nas simulações de deformação da peça, a deformação devida à aplicação de força na direção lateral é cerca de 16 vezes maior do que aquela devida à aplicação de força na direção paralela (NASIMENTO, 2014). Assim, utilizou-se a função de transferência para um carregamento na direção lateral tanto para os canais 3 e 6 (força lateral) quanto para os canais 2 e 5 (força paralela), para evitar a saturação do sistema.

Tabela 7 – Características dos canais da plataforma de força desenvolvida.

Canal	**Limites de carga (kgf)**	**Função de transferência (V)**	**Sensibilidade (V/kgf)**	**Erro de Linearidade (%)**	**Erro correspondente na entrada (kg)**
1	80	S1 = 0,0307.Carga + 2,5015	0,0307	0,0942	0,133
2	20	S2 = 0,1194.Carga + 2,4986	0,1194	0,1164	0,047
3	20	S3 = 0,1237.Carga + 2,5033	0,1237	0,125	0,050
4	80	S4 = 0,0296.Carga + 2,5144	0,0296	0,2236	0,323
5	20	S5 = 0,1214.Carga + 2,4964	0,1214	0,1267	0,051
6	20	S6 = 0,1189.Carga + 2,4935	0,1189	0,1398	0,057

4.3 Testes e funcionamento do sistema

Neste subcapítulo serão apresentados e discutidos os resultados dos testes preliminares do sistema de aquisição de dados, bem como os dos ensaios de calibração do sistema de me-

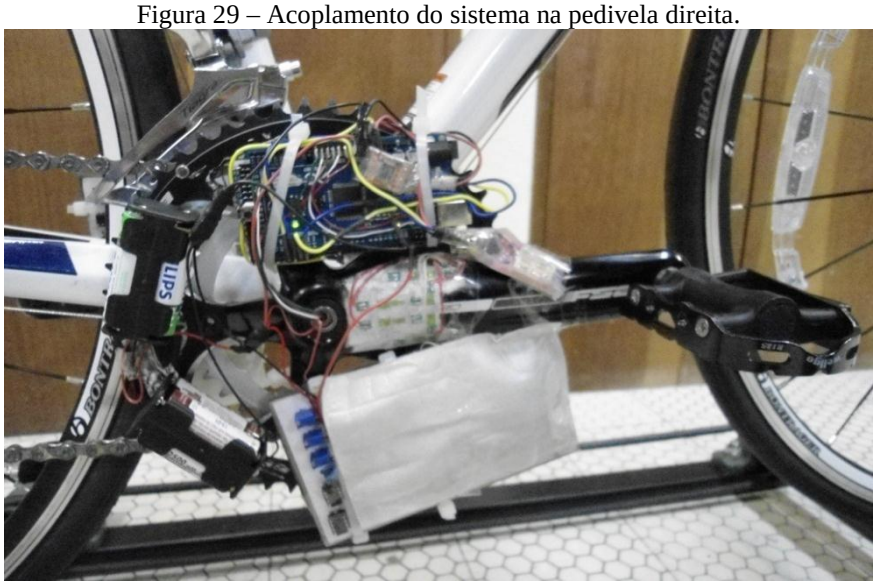
dição de forças. Finalmente, serão apresentados os resultados de ensaios biomecânicos com o sistema completo instalado na bicicleta.

4.3.1 Montagem do sistema na bicicleta

Para a montagem do sistema na bicicleta, fixou-se a placa de circuito impresso do circuito de condicionamento dos canais 1, 2 e 3 na respectiva pedivela esquerda, juntamente com as baterias utilizadas para fornecer a tensão elétrica negativa de -9 V. As saídas destes canais passam então por um furo usinado que atravessa o movimento central da bicicleta, eixo rolamentado que une os braços da pedivela. Na pedivela direita, acoplados às coroas da bicicleta estão o circuito de condicionamento dos canais 4, 5 e 6, juntamente com o conjunto de baterias que fornecem a tensão elétrica positiva de 9,6V. Também acoplado à pedivela direita está o sistema de aquisição, armazenamento e transmissão sem fio dos dados da plataforma, formado pela placa Arduino MEGA 2560, o módulo *bluetooth* BlueSMIRF Gold e o módulo *datalogger* Openlog. As baterias, circuitos e módulos foram acoplados à estrutura das pedivela com o auxílio de cintas plásticas e fita adesiva dupla-face. As Figuras 28 e 29 ilustram o sistema inteiramente montado na bicicleta de competição.

Figura 28 – Acoplamento do sistema na pedivela esquerdo.

Figura 29 – Acoplamento do sistema na pedivela direita.



4.3.2 Comunicação *Bluetooth*

Com o sistema já montado na bicicleta, realizaram-se testes de integridade dos dados recebidos pelo computador via *bluetooth*. Realizou-se o envio durante 5 minutos, primeiramente com a bicicleta estática, e posteriormente com a bicicleta em movimento sobre os rolos de treinamento, sempre a uma distância menor que 5 m. Para os 6000 pacotes enviados, verificou-se que em ambos os ensaios, uma vez estabelecida a conexão, não houve perda de dados. Em seguida, visando verificar o alcance da conexão *bluetooth*, aumentou-se a distância entre o sistema e o computador até que a conexão fosse perdida. Embora o fabricante do módulo *bluetooth* afirme que o módulo é capaz de manter uma conexão estável em distância de até 100 m em campo aberto, nos ensaios realizados a maior distância na qual se conseguiu realizar o envio de dados foi 16 metros (em visada direta).

4.3.3 Análise da autonomia do sistema

No sistema desenvolvido, existem dois elementos que, se esgotados, impossibilitam o seu correto funcionamento. São eles a carga da bateria e o espaço livre no cartão *microSD*. Para investigar a capacidade de armazenamento em horas de gravação do cartão utilizado, realizou-se um ensaio de 1 minuto com envio de dados a 20 Hz e verificou-se que o tamanho do arquivo de texto gerado foi de 35 kB. Já para um ensaio de 2 minutos com envio a 20 Hz novamente, verificou-se um tamanho de arquivo de 70 kB. Realizaram-se ainda testes de 5, 10

e 20 minutos, obtendo, respectivamente, 175 kB, 351 kB e 703 kB. Percebe-se que o tamanho do arquivo gerado segue uma taxa de aproximadamente 35 kB por minuto de ensaio. Deste modo, conclui-se que a autonomia do sistema em relação ao armazenamento de dados no cartão de 4 GB utilizado é de aproximadamente 1997 horas de ensaio.

Visando estimar a autonomia das baterias utilizadas, inicialmente verificou-se o consumo de corrente elétrica do sistema desenvolvido. Para isto, alimentou-se o circuito com +9 V e -9 V através de uma fonte simétrica modelo *POL-16*E da empresa *Politerm*. Mediu-se individualmente o consumo do circuito de condicionamento de cada pedivela (3 canais) com o multímetro digital com resolução de 6 – 1/2 dígitos modelo *DMM 4050* da empresa *Tektronix*, obtendo-se uma corrente elétrica de 77 mA drenada da fonte de alimentação em tensão positiva, e 25 mA para a fonte de tensão negativa. Finalmente, alimentou-se em 9 V a placa Arduino MEGA com os módulos *bluetooth* e *datalogger* conectados à ela, obtendo-se um consumo de cerca de 150 mA durante o envio de dados via *bluetooth*, e cerca de 100 mA em modo de espera (sem enviar ou gravar dados). Somando-se os consumos, têm-se que o circuito drena 50 mA da fonte de tensão negativa, e até 300 mA da fonte de tensão positiva.

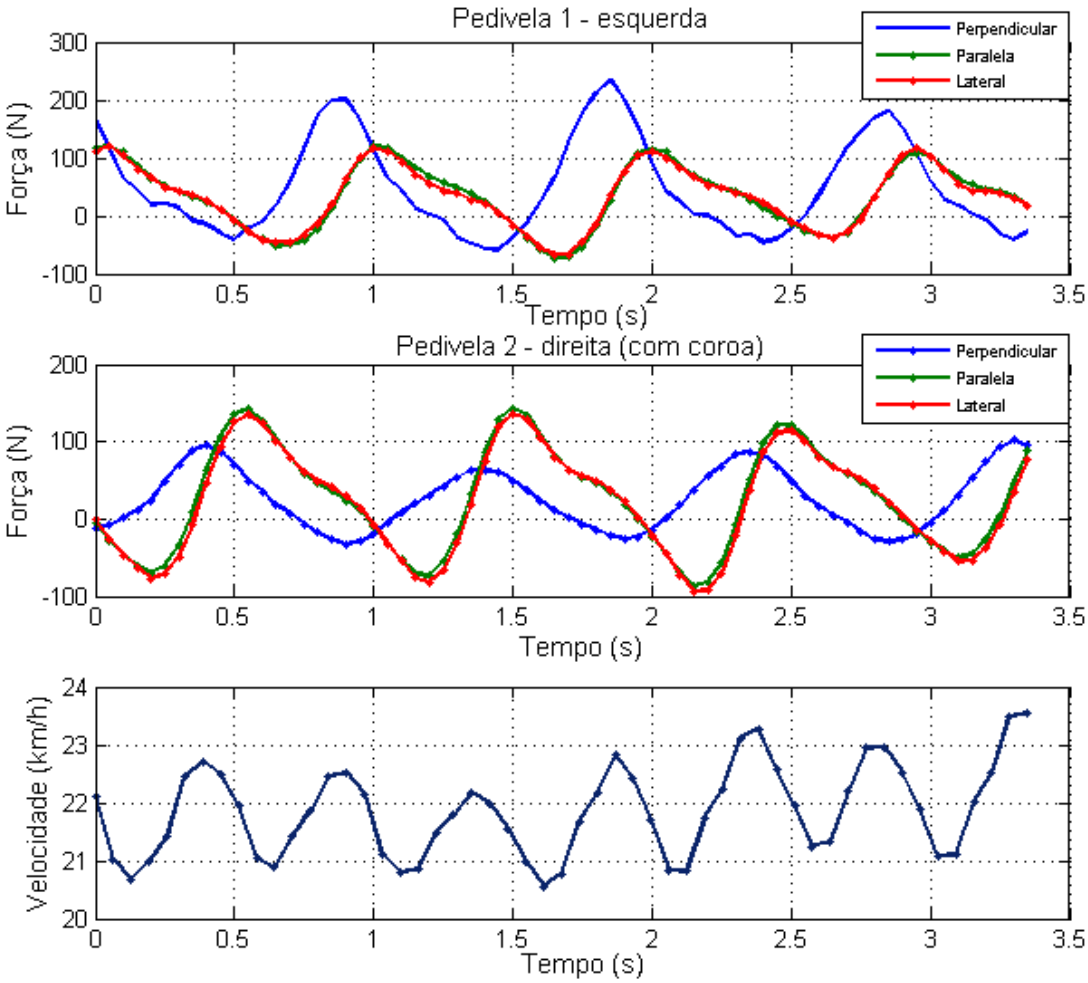
De posse destas informações, e levando em conta o espaço físico disponível para posicionar as baterias nas pedivela, optou-se por utilizar duas baterias de 9 V e 400 mAh cada em paralelo para fornecer a tensão elétrica negativa, e um conjunto de 8 baterias AA de 1,2 V e 2300 mAh cada em série, totalizando 9,6 V para a alimentação de tensão positiva. Analisando estas capacidades de maneira teórica, obtém-se uma autonomia de 16 horas para a alimentação e tensão negativa, e aproximadamente 7,5 horas para a positiva. Porém, ao fornecer uma corrente elétrica, há uma queda na tensão das baterias. Sabe-se que o circuito integrado *REF02* é capaz de fornecer a tensão de referência com a precisão nominal desde que sua alimentação seja igual ou superior a 7 V. Então, estima-se que a autonomia do sistema, garantindo-se a estabilidade da tensão de referência fornecida pelo *REF02* seja de aproximadamente 4 horas. Esta estimativa é dada com base em medições da tensão elétrica das baterias durante os ensaios realizados.

4.3.4 Ensaio biomecânico demonstrativo

No primeiro ensaio realizado, utilizando o rolo de treinamento instrumentado, o ciclista amador buscou manter uma velocidade constante com o auxílio do velocímetro. Adquiriram-se, então, via *bluetooth*, os dados do circuito de condicionamento da plataforma de força

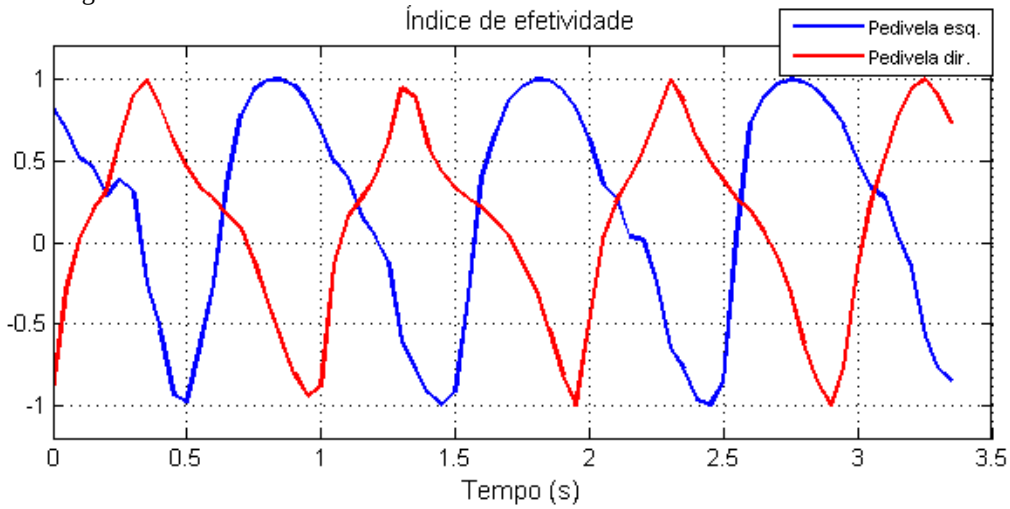
durante 40 segundos. Simultaneamente, os dados da velocidade do rolo eram adquiridos via serial. A Figura 30 mostra um intervalo de 3,35 segundos retirado deste ensaio:

Figura 30 – Ensaio biomecânico com rolo instrumentado.



Analisando-se a figura 30 é possível perceber a contribuição de cada ciclo da pedalada de cada lado da pedivela na elevação da velocidade, sendo que a velocidade média do intervalo de tempo analisado é de 21,85 km/h. A força lateral tem um máximo de 125 N na pedivela esquerda, e de 137 N na pedivela direita. Calcularam-se, em seguida, os índices de efetividade das forças aplicadas em cada pedivela, conforme a Equação (1), sendo a força efetiva aquela aplicada na direção perpendicular, e a força resultante o somatório vetorial das forças medidas. O índice de efetividade instantâneo neste intervalo de tempo é apresentado, para cada pedivela, na Figura 31:

Figura 31 – Índice de efetividade observado no ensaio sobre o rolo de treinamento.

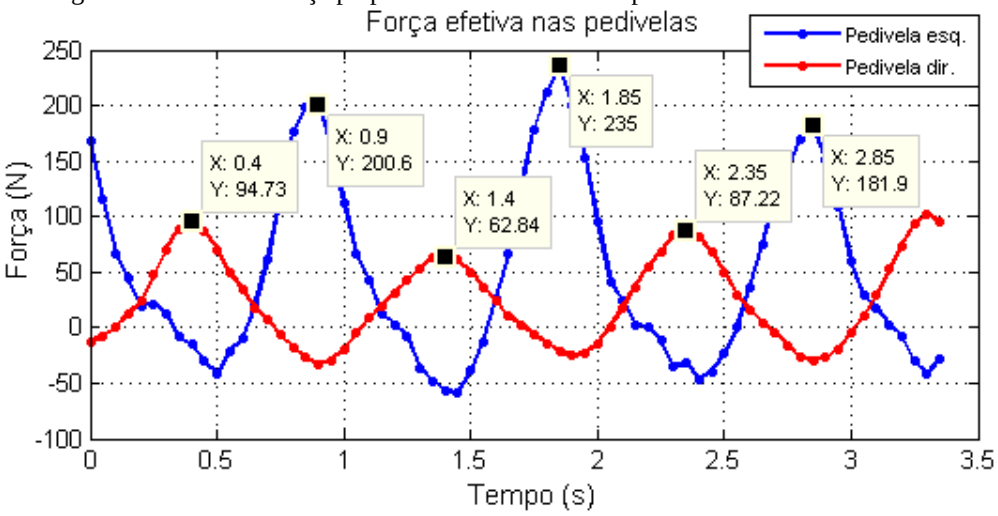


Nota-se que, assim como os picos das forças perpendiculares, os índices de efetividade das pedivela direita e esquerda se intercalam no tempo, devido ao acoplamento físico das pedivelas ao eixo do movimento central em direções opostas. Neste intervalo de tempo analisado, os índices de efetividade médios obtidos foram de 17,6% para a pedivela esquerda e 12,7% para a pedivela direita. Percebe-se que, mesmo as forças laterais tendo um valor semelhante em ambas as pedivelas, a força perpendicular aplicada com mais intensidade pelo ciclista na pedivela esquerda colabora para um maior índice de efetividade nas forças aplicadas neste lado. A partir destes dados, um treinador pode desenvolver estratégias de treinamento específicas para corrigir essa diferença entre lados.

A partir dos pontos destacados na Figura 32, e com o auxílio da Equação (13), calculou-se a assimetria média do intervalo de tempo do ensaio observado. A assimetria média obtida foi de 61,6%, sendo verificadas as assimetrias mínima e máxima respectivamente de 51,6% e 73,1%. Segundo os estudos de BERTUCCI *et al.* (2012) com ciclistas de elite, foram verificadas assimetrias de forças de até 38%. Portanto, tratando-se de um ciclista amador, e tendo sido o teste realizado com carga leve (rolo de treinamentos em velocidade baixa), os valores obtidos para a assimetria de forças são maiores do que aqueles verificados na bibliografia.

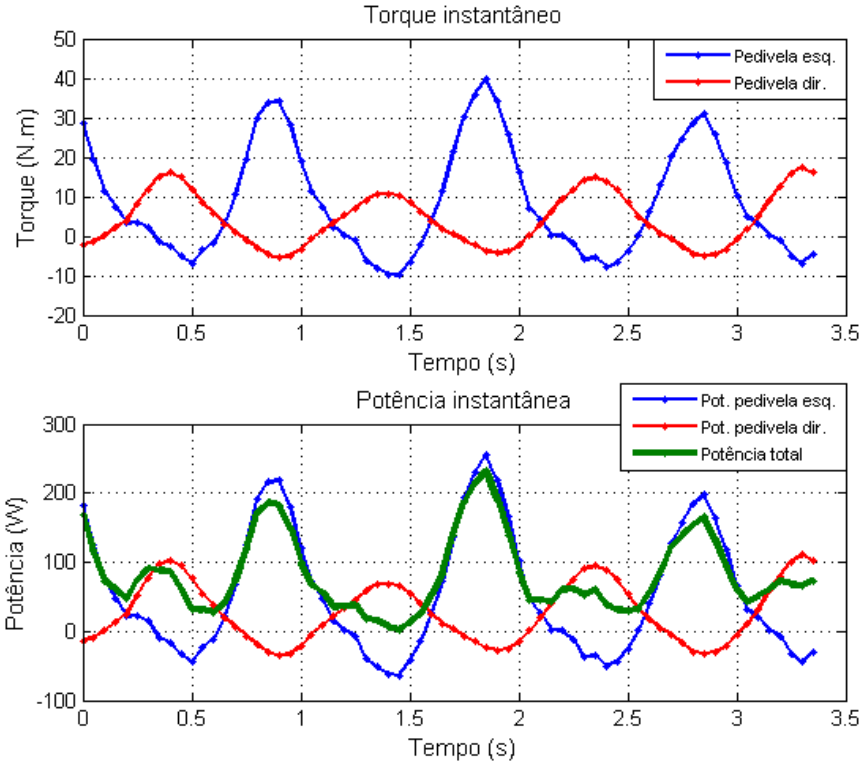
Embora o sistema construído não possua um medidor do ângulo da pedivela, é possível estimar a cadência da pedalada do ciclista considerando-se que o pico de força efetiva observado em um ciclo da pedivela acontece sempre na mesma posição angular. Esta aproximação se justifica uma vez que a componente perpendicular da força aplicada pelo ciclista é máxima quando esta forma um ângulo de 90° com a pedivela. Desta forma, ainda da Figura 32, extrai-se que a cadência média do intervalo observado é de 61,05 RPM.

Figura 32 – Picos de força perpendicular em ambas as pedivela no intervalo observado.



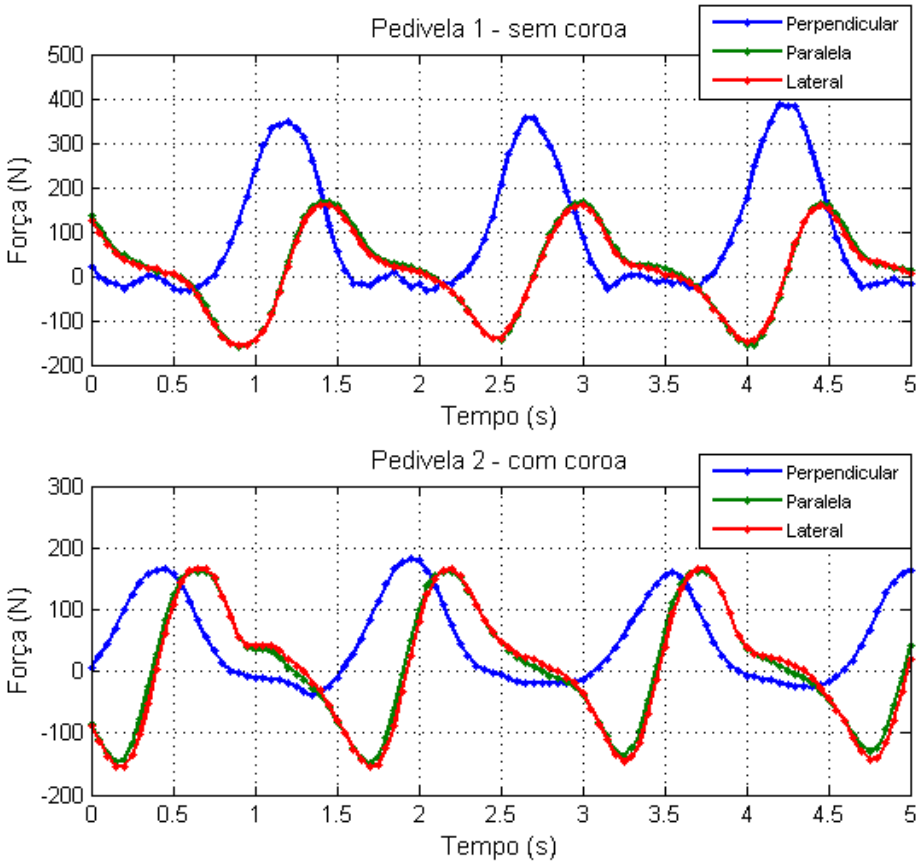
De posse da cadência no intervalo, e calculando-se o torque instantâneo em cada ponto, obtém se a potência instantânea aplicada em cada pedivela, conforme a Figura 33. Observou-se um torque máximo de 39,94 N.m para a pedivela esquerda e de 17,38 N.m para a pedivela direita. A potência média observada produzida pela perna esquerda é de 55,6 W, e para a direita, 25,8 W. A potência média total, isto é, aquela transferida ao conjunto coroa/corrente, é de 81,4 W. A assimetria entre as potências médias aplicadas pelas pernas direita e esquerda é de 53,6%.

Figura 33 – Torque e potência instantâneos no intervalo observado.



No segundo ensaio realizado, o mesmo ciclista pedalou por cerca de 3 minutos em ambiente externo, em uma pista fechada. Os dados foram armazenados pelo sistema *datalogger* no cartão *mircoSD* acoplado à bicicleta. Terminados os testes, os dados do cartão *microSD* foram analisados no computador com o auxílio do software Matlab R2013a. Verificou-se que, mesmo com o terreno plano, foi possível aplicar níveis maiores de força em comparação com os ensaios no rolo de treinamento, como é mostrado na Figura 34, onde é mostrado um trecho de 5 segundos do ensaio realizado em ambiente externo.

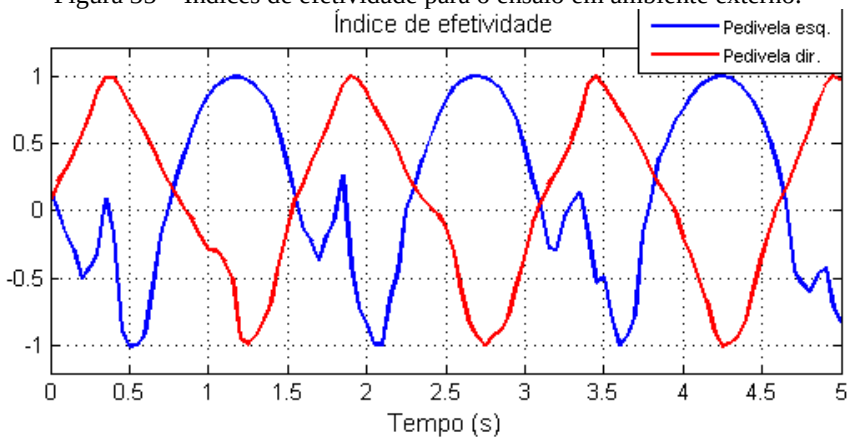
Figura 34 – Ensaio em ambiente externo.



Com a bicicleta em contato com o solo, o ciclista consegue aplicar forças de maior intensidade no pedal da bicicleta. Neste caso, percebe-se um pico de 386 N para a força na direção perpendicular na pedivela esquerda, e de 182 N para a força perpendicular na pedivela direita. Para a pedivela esquerda, a força lateral chega a 166 N no sentido positivo e a 160 N no sentido negativo. Já para a pedivela direita, têm se um máximo de 165N no sentido positivo e 155 N no sentido negativo.

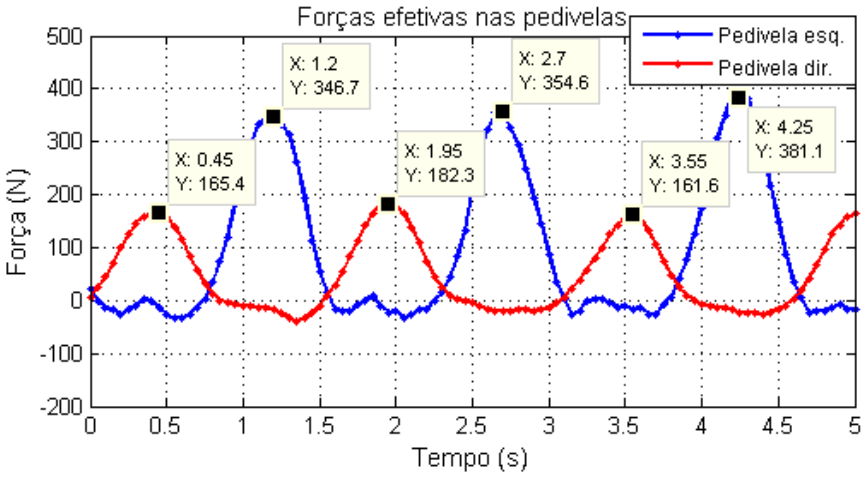
Procedeu-se então para o cálculo do índice de efetividade das forças atuantes nas pedivelas (ver figura 35). Obteve-se, então, um índice de efetividade médio de 19,1% para a pedivela esquerda, e de 6,72% para a direita. Nota-se que o aumento das forças aplicadas pelo ciclista proporcionou, no caso da pedivela esquerda, um aumento da efetividade. Porém, para a pedivela direita, a efetividade da aplicação das forças diminuiu. No caso de um atleta profissional, estas informações poderiam auxiliá-lo na elaboração de um programa de treinamento específico para aumentar a eficiência da aplicação de forças com uma determinada perna.

Figura 35 – Índices de efetividade para o ensaio em ambiente externo.



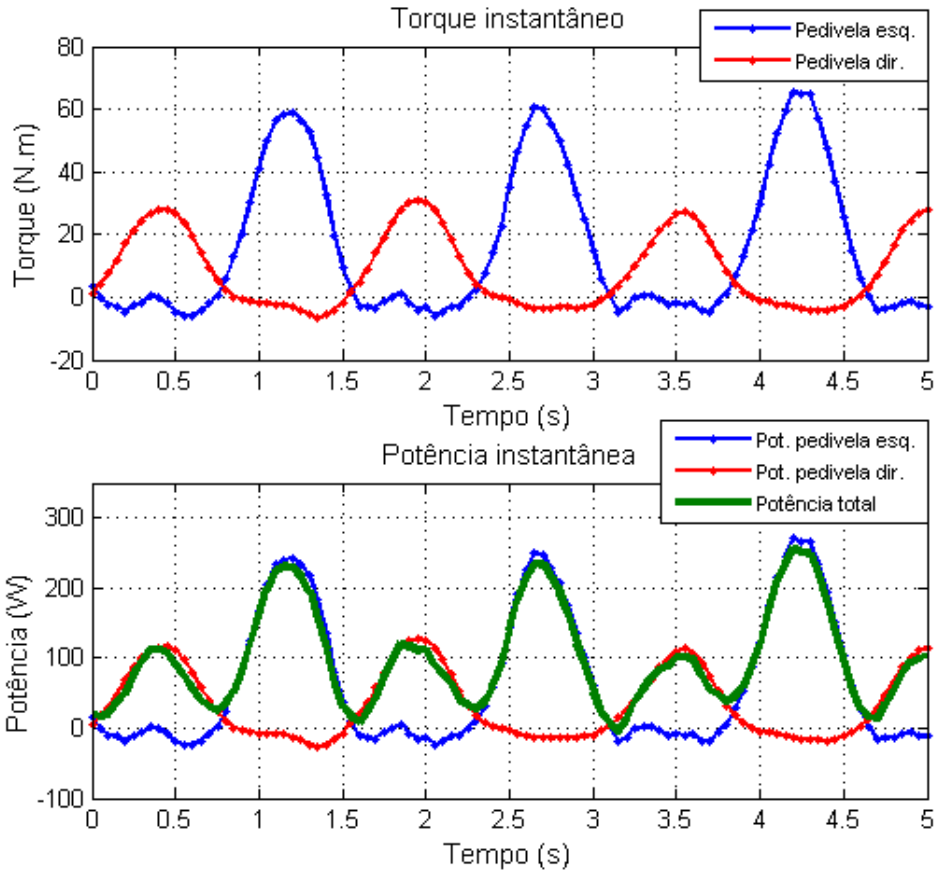
Similarmente ao ensaio realizado nos rolos de treinamento, calculou-se a assimetria entre as forças máximas aplicadas em cada pedivela. Obteve-se uma assimetria média de 51,8%, sendo a mínima assimetria verificada de 47,1%, e a máxima de 57,4%. Observa-se que, com uma oposição maior ao movimento da bicicleta no caso do ensaio em pista (inércia do conjunto bicicleta/ciclista), a assimetria média entre lados diminuiu com o aumento da magnitude das forças envolvidas.

Figura 36 – Picos de força perpendicular observados no ensaio em ambiente externo.



Assim como no ensaio em laboratório, estimou-se a cadência média no intervalo observado através dos picos de força perpendicular medidos. Deste modo, a cadência média observada foi de 39,34 RPM. Em comparação com o ensaio em laboratório, percebe-se que a cadência é menor, devido principalmente à maior oposição ao movimento da bicicleta. Com posse dessas informações, partiu-se para o cálculo do torque e potência, conforme Figura 37.

Figura 37 – Torque e potência instantâneos para o ensaio em ambiente externo.



O pico máximo de torque observado no intervalo analisado é de 65,58 N.m para a pedivela esquerda e 30,98 N.m para a direita. A potência média aplicada de maneira efetiva pela perna esquerda no intervalo é de 64,2 W, e pela perna direita, 34,0 W. A potência média total no intervalo, aquela transferida à coroa, ficou em 98,2 W. Percebe-se que, mesmo tendo os picos de torque máximo praticamente dobrado em comparação com o ensaio realizado em laboratório, a potência média total aplicada pelo ciclista na direção perpendicular aumentou apenas 20 %. Isto se deve à aplicação deste torque a uma cadência menor, em comparação ao ensaio sobre os rolos de treinamento, devido à maior oposição ao movimento da bicicleta no caso desta andando normalmente sobre o solo. Ainda neste ensaio, verificou-se que a assime-

tria entre a potência média aplicada por cada um dos lados para o intervalo analisado é de 47%.

Dando continuidade às análises, realizou-se um ensaio de 25 segundos sobre o rolo de treinamentos. Dividiu-se então estes 25 segundos em 5 intervalos de 5 segundos cada (a Figura 38 mostra o primeiro deles), os quais foram analisados individualmente de maneira semelhante à apresentada nos ensaios anteriores. Deste modo, extraiu-se de cada intervalo as informações de velocidade média, índice de efetividade de cada lado e cadência médios no intervalo, potência média de cada lado, potência média total e assimetria em relação à potência média. Os dados obtidos foram então comparados com seus valores médios para o ensaio inteiro. A Tabela 8 agrupa os resultados obtidos.

Figura 38 – Forças observadas no primeiro intervalo de 5 segundos analisado.

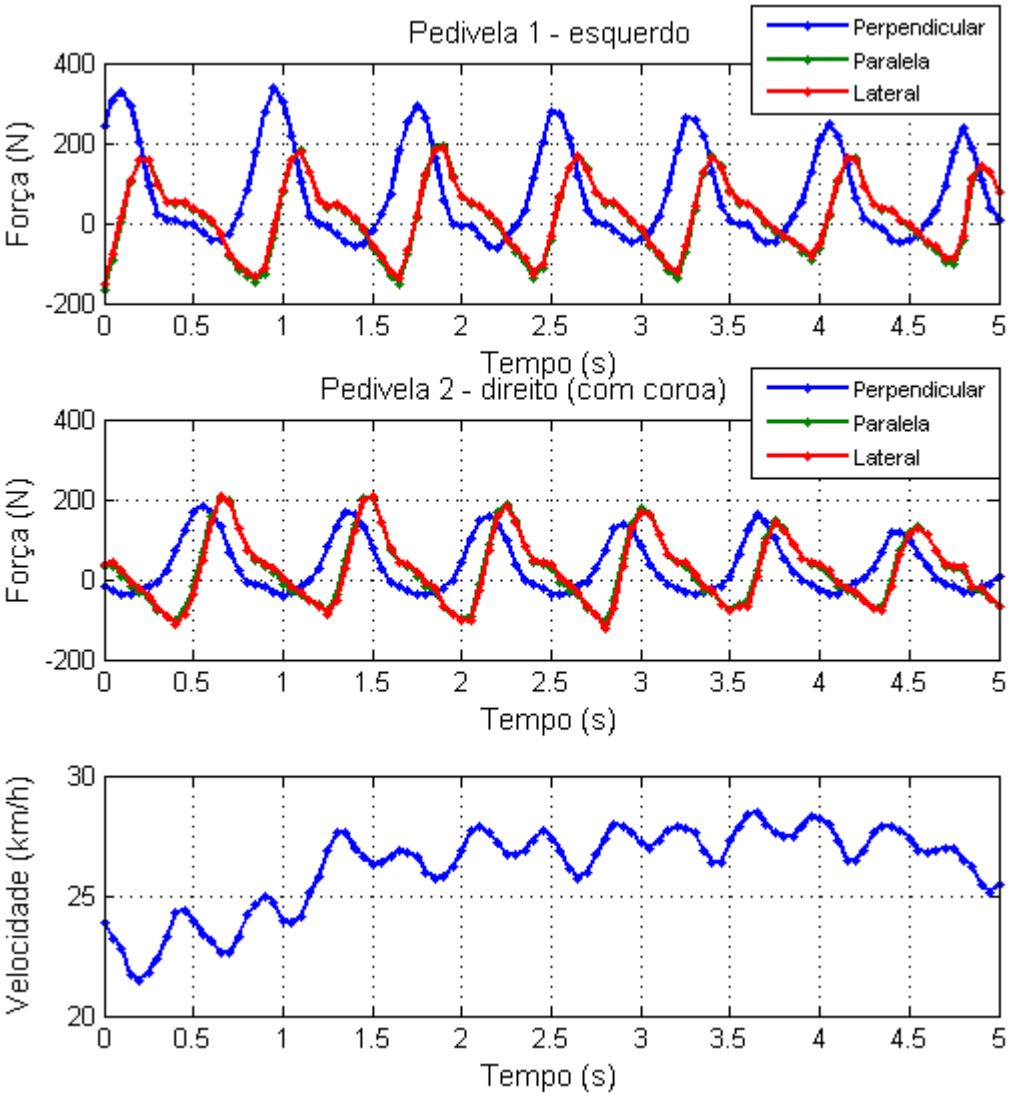


Tabela 8 – Dados biomecânicos observados no ensaio de 25 segundos realizado.

Intervalo de tempo (s)	**Velocidade média (km/h)**	**Índice de efetividade médio**		**Cadência média (RPM)**	**Potência média (W)**		**Assimetria em relação à potência**	**Potência média total (W)**
		Esquerda	**Direita**		**Esquerda**	**Direita**		
0-5	26,55	16,65%	0,94%	76,60	104,2	42,9	58,8%	147,1
5-10	26,31	9,01%	5,92%	75,95	74,1	40,9	44,8%	115,0
10-15	24,99	9,14%	0,56%	72,29	59,8	22,9	61,7%	82,7
15-20	23,10	8,52%	0,26%	66,67	48,3	18,4	61,9%	66,7
20-25	24,59	7,36%	5,37%	71,64	49,2	25,1	49,0%	74,3
TOTAL	25,04	10,42%	2,14%	72,29	66,5	29,3	55,9%	95,8

Percebe-se que a potência média total é diretamente proporcional à velocidade no intervalo, ou seja, para vencer os maiores atritos presentes em velocidades maiores, o ciclista deve fornecer uma potência maior para manter a velocidade. Nota-se a dominância da perna direita, que colabora mais significativamente para a potência média, sendo que a assimetria entre lados chega a 61,9%. Esta dominância se dá pela combinação da aplicação de forças de maior intensidade pela perna esquerda, assim como uma maior eficiência na aplicação destas forças pela perna esquerda. Como o ensaio foi inteiramente realizado com a mesma relação de engrenagens (marchas) na bicicleta, nota-se a relação direta entre a cadência e a velocidade dos rolos.

5 CONCLUSÕES

A revisão bibliográfica realizada neste trabalho acerca da biomecânica e da instrumentação biomecânica aplicadas ao ciclismo propiciou um primeiro contato com esta ciência e com as forças envolvidas no movimento da pedalada. Foi possível compreender as variáveis de estudo, e perceber a possibilidade de obtê-las de diferentes formas, assim como a possibilidade de estudar a influência de umas sobre as outras.

O desenvolvimento do rolo de treinamentos instrumentado possibilitou a medição da velocidade dos rolos através do uso de um encoder acoplado a um dos rolos. Nos ensaio realizados, é possível perceber a oscilação entorno de uma velocidade média, produto do movimento da pedalada, conforme era esperado. Como um diferencial em relação aos trabalhos publicados anteriormente, o rolo instrumentado desenvolvido possibilita a análise da velocidade juntamente com as forças aplicadas pelo ciclista, o que abre um campo para novos estude biomecânica.

O sistema de aquisição, armazenamento e transmissão sem fio de dados se mostrou eficiente, possibilitando o envio sem perdas de dados do sistema acoplado à bicicleta, que, por estar em rotação, inviabiliza a utilização de cabos. O alcance do link de conexão *bluetooth*, embora seja informado pelo fabricante do módulo utilizado como sendo de 100 m em campo aberto, se mostrou muito inferior, com uma distância máxima obtida nos ensaios de 16 m. Este baixo alcance inviabiliza o envio de dados via *bluetooth* em ambiente de competição, porém o sistema de *datalogger* supre este objetivo principal com eficiência. No entanto, o envio de dados via *bluetooth* segue sendo interessante por possibilitar, futuramente, uma integração com dispositivos móveis como celulares ou tablets.

O sistema de armazenamento de dados apresentou uma autonomia de 1997 horas de ensaios com o cartão *microSD* de 4 GB utilizado. Porém, a autonomia do sistema completo é limitada pela capacidade das baterias utilizadas para prover alimentação aos circuitos, que é de aproximadamente 4 horas.

Os ensaios biomecânicos demonstrativos realizados em pista apresentaram resultados satisfatórios, sendo possível observar picos de forças aplicadas na pedivela esquerda da ordem de 386 N na direção perpendicular, gerando uma potência total média de 98,2 W no intervalo de tempo analisado, com assimetria entre lados de 47% segundo o critério da potência média.

A análise dos resultados obtidos leva à conclusão de que o objetivo principal, o desenvolvimento de um sistema de aquisição, armazenamento e transmissão sem fio para a plataforma de forças aplicada ao ciclismo, foi atingido de maneira satisfatória. Adicionalmente,

este trabalho serve como base para a continuação do desenvolvimento do Projeto de Pesquisa ME/CNPQ nº 091/2013 – “Desenvolvimento de Células de Carga para Ciclismo” de número 487210/2013-1, assim como engrandece a linha de pesquisas de instrumentação biomédica do Laboratório IEE da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

6 PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS

A seguir são apresentadas propostas para a continuação do desenvolvimento do sistema de medição de forças e aquisição de dados que é parte do Projeto de Pesquisa ME/CNPQ nº 091/2013 – "Desenvolvimento de Células de Carga para Ciclismo" de número 487210/2013-1. São elas:

– Confecção do circuito de condicionamento da célula de carga utilizando tecnologias mais avançadas, como componentes SMD e placas de circuito impresso *double layer*, a fim de minimizar ao máximo o tamanho final.

– Integrar o microcontrolador responsável pela aquisição e tratamento dos dados e, possivelmente, o módulo *bluetooth* na placa de circuito impresso construída, ainda com a finalidade de minimizar o espaço necessário para acoplar o sistema à bicicleta.

– Desenvolver um software próprio (em C ou C++) para a aquisição dos dados via serial e *bluetooth* dos sitemas desenvolvidos, evitando assim a necessidade de adaptação das funções existentes em softwares como o Matlab.

– Ampliar a portabilidade do sistema desenvolvendo um aplicativo Android para adquirir os dados via bluetooth com um celular, e, possivelmente, integrar estes dados com a posição e velocidade através do GPS do celular, além de armazenar os dados em seu cartão de memória (possibilidade de criar um produto).

– Realizar melhorias no circuito de alimentação, buscando aumentar a autonomia do sistema, e diminuir o espaço necessário para sua montagem. Desenvolver um sistema de recarga das baterias sem a necessidade de removê-las da bicicleta.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALCIATORE, D. G.; HISTAND, M. B. **Introduction to Mechatronics and Measurement Systems**. 3.ed. Nova York: Editora McGraw Hill, 2007.

BALBINOT, A.; BRUSAMARELLO, V. J. **Instrumentação e Fundamentos de Medidas, v.2**. 2.ed. Rio de Janeiro: Editora LTC, 2011.

BERTUCCI, W.; GRAPPE, F.; GIRARD, A.; BETIK, A.; ROUILLON, J. D. Effects on the Crank Torque Profile When Changing Pedalling Cadence in Level Ground and Uphill Road Cycling. **Journal of Biomechanics**, [S.l.], v.38, p.1003–1010, 2005.

LAZZARI, C. D. **Desenvolvimento e estudo de uma plataforma biomecânica aplicada ao ciclismo. Trabalho de Conclusão.** UFRGS, 2010.

CANDOTTI, C. T. **Características Biomecânicas e Fisiológicas da Técnica de Pedalada de Ciclistas e Triatletas. Tese (Doutorado em Ciências do Movimento Humano).** Porto Alegre: UFRGS, 2003.

CARPES, F. P.; MOTA, C. B.; FARIA, I. E. Literature Review On The Bilateral Asymmetry During Running and Cycling – A Review Considering Leg Preference. **Journal of Physical Therapy in Sport.** [S.1], v.11, p.136-142, 2010.

CARPES, F. P.; ROSSATO, M.; FARIA, I. E.; MOTA, C. B. Bilateral Pedaling Asymmetry During a Simulated 40-km Cycling Time-Trial. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, [S.l.], v.47, p.45–51, 2008.

ERICSON, M. O.; NISELL, R. Efficiency of Pedal Forces During Ergometer Cycling. **International Journal of Sports Medicine**, [S.l.], v.9, n.1, p.118–122, 1988.

HULL, M. L.; DAVIS, R. R. Measurement of Pedal Loading in Bicycling: 1. instrumentation. **Journal of Biomechanics**, [S.l.], v.14, p.843–855, 1981.

HULL, M. L.; GONZALEZ, H. Multivariable Optimization of Cycling Biomechanics. **Journal of Biomechanics**, [S.l.], v.22, p.15–41, 1989.

HULL, M. L.; GONZALEZ, H. K. The Effect of Pedal Platform Height on Cycling Biomechanics. **International Journal of Sport Biomechanics**, [S.l.], v.6, n.1, p.1–17, 1990.

KNUDSON, D. **Fundamentals of Biomechanics**. 2.ed. California, USA: Springer, 2007. v.1.

NABINGER, E. **Análise Dinamométrica Tridimensional da Pedalada de Ciclistas. Tese** (Doutorado em Engenharia Mecânica). Porto Alegre: UFRGS, 2006.

NASCIMENTO, J. S. B. **Desenvolvimento de Uma Plataforma de Força Para Análise Tridimensional da Força Aplicada Pelo Ciclista.** Projeto de diplomação**.** Porto Alegre: UFRGS, 2014.

PATTERSON, R. P.; MORENO, M. I. Bicycle pedaling forces as a function of pedaling rate and power output. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.22, n.4, p. 512-516, 1990.

RANKIN, J. W.; NEPTUNE, R. R.. The Influence of Seat Configuration on Maximal Average Crank Power During Pedaling: A Simulation Study. **Journal of Applied Biomechanics**, [S.l.], v.26, p.493-500, 2010.

STONE, C.; HULL, M. L. Rider/Bicycle Interaction Loads During Standing Treadmill Cycling. **Journal of Applied Biomechanics.** [S.l.], v.9, p.202–218, 1993.

RN-41 - Class 1 Bluetooth Module. Roving Networks. www.rovingnetworks.com: [s.n.], 2009.

2R Standard Shaft Encoder. Scancon Industrial Encoders. www.scancon.dk: [s.n.], 2009.

ANEXO A – Rotina ARDUINO para cálculo e envio via serial da velocidade dos rolos

```
volatile float deltat;
volatile float freq;
volatile unsigned long int tempoAnterior;
volatile unsigned long int tempoatualmilis;//
volatile unsigned long int tempoAtual;
volatile unsigned long int tempoAtual2;
volatile float circ = 1.25*0.0254*2.0*3.1415;
volatile float vel = 0;
volatile int cont=0;
volatile unsigned long int tempoParado;
volatile unsigned long int tempoparadomilis;//
volatile unsigned long int deltatParado;
unsigned long int tempo_ultimo_envio;
unsigned long int tempo_atual_serial;
unsigned long int deltatSerial;
int flag=0;
volatile unsigned long tempo_ultima_int = 0;
volatile unsigned long tempo_int;
volatile unsigned long debounce_time = 10; //milisegundos

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  tempoAnterior = micros();
  tempo_ultimo_envio = millis();
  attachInterrupt(0, pulse_in, RISING);
}

void loop()
{
  if(flag==0&&Serial.available() > 0){
    if(Serial.read()=='c'){
     flag=1;
    }}
  else if(flag==1&&Serial.available() > 0){
    if(Serial.read()=='p'){
     flag=0;
    }}
  else {
  tempoParado = micros();
  tempoparadomilis=millis();
  //deltatParado = tempoParado - tempoAnterior;
  deltatParado = tempoparadomilis - tempoatualmilis;
  if(deltatParado >= 1000)// || vel > 100)
  {
    vel = 0;
```

```
    cont=cont+1;
  }
  tempo_atual_serial = millis();
  deltatSerial = tempo_atual_serial - tempo_ultimo_envio;
  if (deltatSerial >= 50 && flag==1)
  {
    tempo_ultimo_envio = tempo_atual_serial;
    Serial.println(vel);
  }}}

void pulse_in()
{
  tempoAtual = micros();
  deltat = tempoAtual - tempoAnterior;
  if(deltat>1500)
  {
  tempoAnterior = tempoAtual;
  tempoatualmilis=millis();
  freq=1000000/deltat;
  vel = freq * circ * 3.6;
  }}
```

ANEXO B – Rotina ARDUINO para aquisição, armazenamento e envio via *blue-tooth* dos dados da plataforma de força

```
int adc1,adc2,adc3,adc4,adc5,adc6;
unsigned long tempo1serial;
unsigned long tempo2serial;
unsigned long tempo3serial;
unsigned long deltatserial;
volatile unsigned long tempo_ultima_int = 0;
volatile unsigned long tempo_int;
volatile unsigned long debounce_time = 100; //milisegundos

const int freqEnvio = 20; //Hz
int tempoEnvio;
int flag=0;

const int numLeituras = 5;
int canal1[numLeituras], canal2[numLeituras], canal3[numLeituras], canal4[numLeituras], canal5[numLeituras], canal6[numLeituras];
int index = 0;
int total1,total2,total3,total4,total5,total6 = 0;

void setup(){
  digitalWrite(13,LOW);
  Serial1.begin(115200);
  Serial2.begin(9600);
  delay(2000);
  tempo1serial = millis();
  tempoEnvio=(1000/freqEnvio);
  attachInterrupt(0, leBotao, RISING);
  analogReference(EXTERNAL);
}

void enviaBT(){
  tempo2serial = millis();
  deltatserial = tempo2serial - tempo1serial;
  if(deltatserial>=tempoEnvio){
    Serial1.println(adc1);
    Serial1.println(adc2);
    Serial1.println(adc3);
    Serial1.println(adc4);
    Serial1.println(adc5);
    Serial1.println(adc6);
    Serial1.println('-');
    tempo1serial = tempo2serial;
  }}

void enviaSD(){
  if(deltatserial>=tempoEnvio){
```

```
    Serial2.println(adc1);
    Serial2.println(adc2);
    Serial2.println(adc3);
    Serial2.println(adc4);
    Serial2.println(adc5);
    Serial2.println(adc6);
    Serial2.println('-');
    tempo1serial = tempo3serial;
  } }

void leAdcs(){
  total1 = total1 - canal1[index];
  canal1[index]=analogRead(0);
  total1 = total1 + canal1[index];
  adc1 = total1/numLeituras;

  total2 = total2 - canal2[index];
  canal2[index]=analogRead(1);
  total2 = total2 + canal2[index];
  adc2 = total2/numLeituras;

  total3 = total3 - canal3[index];
  canal3[index]=analogRead(2);
  total3 = total3 + canal3[index];
  adc3 = total3/numLeituras;

  total4 = total4 - canal4[index];
  canal4[index]=analogRead(3);
  total4 = total4 + canal4[index];
  adc4 = total4/numLeituras;

  total5 = total5 - canal5[index];
  canal5[index]=analogRead(4);
  total5 = total5 + canal5[index];
  adc5 = total5/numLeituras;

  total6 = total6 - canal6[index];
  canal6[index]=analogRead(5);
  total6 = total6 + canal6[index];
  adc6 = total6/numLeituras;

  index=index +1;
  if (index >= numLeituras){
    index=1 ; }
}

void leBotao(){
  tempo_int = millis();
  if(tempo_int - tempo_ultima_int > debounce_time){
    if(flag == 0){
```

```
    flag = 1;
    }
    else if(flag == 1){
    flag = 0;
    } }
  tempo_ultima_int = tempo_int;
}

void loop(){
  if (flag==0){
   if(Serial1.available() > 0 && Serial1.read()=='c'){
     flag=1;
   } }
  else if(flag==1 && Serial1.available() > 0 && Serial1.read()=='p'){
     flag=0;
   }
  else {
  leAdcs();
  enviaBT();
  enviaSD();
  }}
```

ANEXO C – Rotina MATLAB para recebimento dos dados enviados via *blueto-oth* da plataforma de força e via serial do rolo instrumentado

```
clc;
clear all;
close all;
tempo_de_leitura=10; %segundos
amostras=tempo_de_leitura*20; %freq de leitura=20 hertz
deltat=tempo_de_leitura/amostras;

x = 0:deltat:tempo_de_leitura;
canal1 = zeros(1, amostras+1);
forca1 = zeros(1, amostras+1);
canal2 = zeros(1, amostras+1);
forca2 = zeros(1, amostras+1);
canal3 = zeros(1, amostras+1);
forca3 = zeros(1, amostras+1);
canal4 = zeros(1, amostras+1);
forca4 = zeros(1, amostras+1);
canal5 = zeros(1, amostras+1);
forca5 = zeros(1, amostras+1);
canal6 = zeros(1, amostras+1);
forca6 = zeros(1, amostras+1);
vetorvel = zeros(1, amostras+1);

arduino = Bluetooth('IEE_Bike_Dyno_BT',1);
encoder = serial('COM11','BaudRate',9600);
fopen(arduino);
fopen(encoder);
fprintf(arduino,'%s','c');
flag=0;
fprintf(encoder,'%s','c');

while flag == 0
    y = fscanf(arduino,'%c');
    doubley = double(y);
    if doubley(1) == 45
        flag = 1;
    end
end

for i = 1:amostras
   y = fscanf(arduino,'%d');
   canal1(i)= y;
   y = fscanf(arduino,'%d');
   canal2(i)= y;
   y = fscanf(arduino,'%d');
   canal3(i)= y;
   y = fscanf(arduino,'%d');
```

```
  canal4(i)= y;
  y = fscanf(arduino,'%d');
  canal5(i)= y;
  y = fscanf(arduino,'%d');
  canal6(i)= y;
  y = fscanf(arduino);
  vel = fscanf(encoder,'%f');
  vetorvel(i)= vel;
end

fprintf(arduino,'%s','p');
fclose(arduino);
fprintf(encoder,'%s','p');
fclose(encoder);

 forca1=(((canal1*(5.0/1023.0))-2.5)/0.0307)*9.8066;
 forca2=(((canal2*(5.0/1023.0))-2.5)/0.1194)*9.8066;
 forca3=(((canal3*(5.0/1023.0))-2.5)/0.1237)*9.8066;
 forca4=(((canal4*(5.0/1023.0))-2.5)/0.0296)*9.8066;
 forca5=(((canal5*(5.0/1023.0))-2.5)/0.1214)*9.8066;
 forca6=(((canal6*(5.0/1023.0))-2.5)/0.1189)*9.8066;

f=fopen('ensaio1.txt','w');
fprintf(f,'%  .2f',x);
fprintf(f,'\n');
fprintf(f,'%  .2f',canal1);
fprintf(f,'\n');
fprintf(f,'%  .2f',canal2);
fprintf(f,'\n');
fprintf(f,'%  .2f',canal3);
fprintf(f,'\n');
fprintf(f,'%  .2f',canal4);
fprintf(f,'\n');
fprintf(f,'%  .2f',canal5);
fprintf(f,'\n');
fprintf(f,'%  .2f',canal6);
fprintf(f,'\n');
fprintf(f,'%  .2f',vetorvel);
fclose(f);

subplot(2,1,1);
plot(x,forca1,x,forca2,x,forca3)
h=legend('Canal 1','Canal 2','Canal 3')
title('Pedivela 1 - sem coroa');
xlabel('Tempo');
ylabel('Newtons');
subplot(2,1,2);
plot(x,vetorvel);
title('Velocidade');
xlabel('Tempo');
```

```
ylabel('km/h');

figure()
subplot(2,1,1);
plot(x,forca4,x,forca5,x,forca6)
h=legend('Canal 4','Canal 5','Canal 6')
title('Pedivela 2 - com coroa');
xlabel('Tempo');
ylabel('Newtons');
subplot(2,1,2);
plot(x,vetorvel);
title('Velocidade');
xlabel('Tempo');
ylabel('km/h');
```