

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

**AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DE CICLISTAS EM
EXERCÍCIO ISOCINÉTICO COM PRODUÇÃO DE
FADIGA: INSTRUMENTAÇÃO, BIOMECÂNICA E
ELETROMIOGRAFIA**

THIAGO RAPOSO MILHOMEM DE CARVALHO

ORIENTADOR: FRANCISCO ASSIS DE OLIVEIRA NASCIMENTO

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

PUBLICAÇÃO: PPGENE.DM – 461/11

BRASÍLIA/DF: DEZEMBRO – 2011

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

**AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DE CICLISTAS EM
EXERCÍCIO ISOCINÉTICO COM PRODUÇÃO DE
FADIGA: INSTRUMENTAÇÃO, BIOMECÂNICA E
ELETROMIOGRAFIA**

THIAGO RAPOSO MILHOMEM DE CARVALHO

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

APROVADA POR:

Francisco Assis de Oliveira Nascimento, DSc.

**Alexandre R. S. Romariz, PhD.
(Examinador Interno)**

**Fabiano P. Schwartz, DSc.
(Examinador Externo)**

BRASÍLIA/DF, 15 DE DEZEMBRO DE 2011.

FICHA CATALOGRÁFICA

CARVALHO, THIAGO RAPOSO MILHOMEM DE

Avaliação do Desempenho de Ciclistas em Exercício Isocinético com Produção de Fadiga: Instrumentação, Biomecânica e Eletromiografia [Distrito Federal] 2011.

xv, 68 p., 210 x 297 mm (ENE/FT/UnB, Mestre, Dissertação de Mestrado – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia.

Departamento de Engenharia Elétrica

1. Biomecânica

2. Fadiga Muscular

3. Eletromiografia

4. Contrações Cíclicas

I. ENE/FT/UnB

II. Título (série)

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

Milhomem, T. R. (2011). Avaliação do Desempenho de Ciclistas em Exercício Isocinético com Produção de Fadiga: Instrumentação, Biomecânica e Eletromiografia. Dissertação de Mestrado em Sistemas Eletrônicos e Automação, Publicação PPGENE.DM-461/11, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 68 p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Thiago Raposo Milhomem de Carvalho.

TÍTULO: Avaliação do Desempenho de Ciclistas em Exercício Isocinético com Produção de Fadiga: Instrumentação, Biomecânica e Eletromiografia.

GRAU: Mestre

ANO: 2011

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

Thiago Raposo Milhomem de Carvalho
Rua 20 Sul, Lote 10, Apartamento 301, Águas Claras.
71.925-360 Brasília – DF – Brasil.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à minha esposa e minha vida, Laura, por todo o amor, paciência e por ter transformado aquilo que sou. Pessoa sem a qual eu deveria reaprender a viver. Agradeço também pela admiração que tem por mim, apesar de qualquer coisa. A admiração é recíproca.

Ao meu irmão e melhor amigo, Paulinho. Se muitas vezes na minha vida escolhi a trilha correta, é porque nela reconheci pegadas.

Ao meu pai, Paulo, pessoa de quem herdei o bom senso, paciência, admiração pelas coisas da vida e amor pelos filhos que ainda terei. Agradeço por tudo aquilo que fez por mim desde sempre. Muito obrigado por tudo.

À minha avó, Terezinha, por todo carinho, ajuda e companheirismo ao longo da minha vida. Também ao meu avô, Wolney (em memória), por ter alegrado a minha infância e minhas lembranças.

À família da minha esposa, em especial à minha sogra, Wanja, por toda a ajuda e diversão que sempre nos deu. Mãe de peixinho peixe é.

À minha cunhada e amiga, Aline, pelo apoio e amizade. Que, junto à minha esposa, alcance sempre o sucesso.

Ao professor e orientador Francisco Assis de Oliveira Nascimento, por toda a paciência, gentileza e conhecimento. Agradeço pela confiança e por me ter permitido conduzir as coisas de acordo com meu julgamento.

Ao professor e co-orientador Jake do Carmo, por toda a colaboração, apoio, confiança e conhecimento, além da imensa gentileza de ter aberto as portas do Laboratório de Biomecânica para a realização deste trabalho.

Ao colega de pesquisas, Wagner, pela amizade, pelas ideias e pelo tempo que passamos nos laboratórios do GPDS e de Biomecânica, além das discussões virtuais.

Ao pessoal do Laboratório de Biomecânica, especialmente à Fernanda e à Marcela, por toda a colaboração, disponibilidade e cordialidade.

A todos os voluntários que, com entusiasmo, participaram dos testes.

Aos pesquisadores dessa linha de pesquisa na UnB – Adson, Jake, Marcelino e Fabiano; entre outros responsáveis pela massa crítica que se tem disponível hoje. Sem estes, começaríamos do zero. Um agradecimento especial ao Fabiano, por sua disposição, empenho e interesse nesta área de pesquisa.

Ao pessoal da secretaria, em especial à Karla. Sem ela, estaríamos todos perdidos.

Por fim, ao CNPq, que financia o futuro do nosso país.

DEDICATÓRIA

À minha esposa, Laura, e ao seu
pai, Gilberto (em memória).

*“A morte é mesmo um mistério...
Tanta dor na despedida!
Mas quem morre perde o corpo...
Nunca perde a luz da vida.”*

Chico Xavier

**RESUMO
AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DE CICLISTAS EM EXECÍCIO
ISOCINÉTICO COM PRODUÇÃO DE FADIGA: INSTRUMENTAÇÃO,
BIOMECÂNICA E ELETROMIOGRAFIA.**

Autor: Thiago Raposo Milhomem de Carvalho

Orientador: Francisco Assis de Oliveira Nascimento

Programa de Pós-graduação em Sistemas Eletrônicos e Automação

Brasília, mês de Dezembro (2011)

Neste trabalho desenvolveu-se instrumentação dedicada para digitalização e tratamento de sinais biomecânicos e biológicos durante a atividade do ciclismo. Estudaram-se o comportamento mioelétrico e biomecânico durante atividades de contrações cíclicas em exercícios isocinéticos com produção de fadiga.

Foram propostos protocolos experimentais e metodologias objetivas para análise do desempenho destes ciclistas, baseando-se nos sinais eletromiográficos e biomecânicos coletados dos mesmos. Na avaliação de desempenho do ciclista, com respeito à técnica particular de pedalar, foi proposta uma metodologia que infere o esforço realizado em prol da geração de torque efetivo em relação ao esforço total despendido durante o exercício. Realizou-se, então, uma análise do comportamento mioelétrico do vasto lateral da perna esquerda de cada ciclista, a partir do processamento e da análise de seu sinal eletromiográfico coletado. Nesta análise foram computados parâmetros descritores da fadiga a partir de segmentos específicos dos sinais de eletromiografia.

Seis ciclistas voluntários participaram das coletas, utilizando o mesmo cicloergômetro, as mesmas sapatilhas e eletrodos para a coleta do sinal eletromiográfico. Não foi observada, a princípio, nenhuma relação direta entre a dinâmica da fadiga e o comportamento do desempenho biomecânico ao longo da fase isocinética do exercício.

Constituem-se contribuições principais deste trabalho: a definição de um critério objetivo para avaliação de desempenho com instrumentação dedicada; a implementação de um conjunto de técnicas associadas de processamento e condicionamento do sinal eletromiográfico para o cálculo dos descritores e uma análise conjunta dos sinais

biomecânicos e eletromiográficos para a verificação da existência de relações diretas entre fadiga e desempenho biomecânico, podendo esta ideia ser estendida a outras modalidades esportivas.

**ABSTRACT
EVALUATION OF CYCLISTS'S PERFORMANCE IN ISOKINETIC
EXERCISES WITH FATIGUE PRODUCTION: INSTRUMENTATION,
BIOMECHANICS AND ELETROMYOGRAPHY.**

Author: Thiago Raposo Milhomem de Carvalho

Supervisor: Francisco Assis de Oliveira Nascimento

Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica

Brasília, month of December (2011)

In this work, dedicated instrumentation for digitizing and biologic and biomechanical signal processing during cycling activities was developed. The myoelectric and biomechanical behaviors during cyclic contractions activities in isokinetic exercises with fatigue production were studied.

Experimental protocols and objective methodologies for these cyclists' performance analysis were proposed, based on the electromyographic and biomechanical signals collected from them. For the cyclist's performance evaluation, regarding the particular pedaling technique, a methodology that infers the effort made in order to generate effective torque in relation to the total effort made during the exercise was proposed. An analysis of the myoelectric behavior of the left leg's vastus lateralis of each cyclist was done, from the processing and analysis of their collected electromyographic signal. In such analysis, fatigue descriptor parameters were computed, based on specific segments of the electromyographic signals.

Six volunteer cyclists participated in the data acquisition, using the same cycle ergometer, the same shoes and electrodes for the electromyographic signal collection. At first, no direct relationship between the fatigue dynamics and the biomechanical performance behavior during the exercise's isokinetic phase was observed.

This work's main contributions are: the definition of an objective criterion for performance evaluation with dedicated instrumentation; the implementation of a set of associated electromyographic signal processing and conditioning techniques in order to compute the descriptors, and a joint analysis of the biomechanical and electromyographic

signals to verify the existence of direct relationships between fatigue and biomechanical performance, with the possibility to extend this idea to other sport modalities.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS	XII
LISTA DE FIGURAS.....	XIII
LISTA DE ABREVIACÕES	XV
1 - INTRODUÇÃO	1
1.1 - JUSTIFICATIVA	2
1.2 - ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	4
2 - SINAIS BIOMECÂNICOS E ELETROMIOGRÁFICOS	5
2.1 - SINAIS BIOMECÂNICOS.....	5
2.2 - SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS.....	11
2.2.1 - Sobre a aquisição do sinal eletromiográfico	11
2.2.2 - Características da atividade mioelétrica em atividades cíclicas com produção de fadiga	13
2.2.3 - Sobre a estacionariedade do sinal eletromiográfico em contrações cíclicas	15
3 - AQUISIÇÃO DOS SINAIS	17
3.1 - INSTRUMENTAÇÃO PARA A AQUISIÇÃO	17
3.1.1 - Aquisição dos sinais biomecânicos	17
3.1.1.1 - Medição das forças nos pedais	18
3.1.1.2 - Sinal do <i>trigger</i>	20
3.1.1.3 - Ângulo do pedal em relação ao pé-de-vela	20
3.1.1.4 - Forças normal e tangencial ao pedal	24
3.1.2 - Aquisição do sinal eletromiográfico	24
3.1.3 - Integração da instrumentação	26
3.2 - PROTOCOLO PARA A AQUISIÇÃO DOS SINAIS	27
3.2.1 - Primeiro teste	27
3.2.2 - Segundo teste	28

4 - TÉCNICAS UTILIZADAS E ANÁLISES.....	29
4.1 - SINAIS BIOMECÂNICOS.....	29
4.1.1 - Análise de eficiência biomecânica da pedalada	29
4.1.1.1 - Sobre o modelo proposto	30
4.1.1.2 - Cálculo da parcela aproveitada e não aproveitada da força aplicada	30
4.1.1.3 - Torque efetivo resultante	32
4.1.1.4 - Fator de aproveitamento das forças aplicadas	38
4.1.1.5 - Força relativa à reação do pé-de-vela	40
4.2 - SINAL ELETROMIOGRÁFICO.....	41
4.2.1 - Cancelamento de ruído do sinal eletromiográfico	42
4.2.2 - Detecção de Envoltória	44
4.2.3 - Identificação das bulhas	46
4.2.4 - Observação da fadiga através do eletromiograma	47
4.2.5 - Sobre os descritores eletromiográficos	52
5 - RESULTADOS.....	54
5.1 - APROVEITAMENTO DOS CICLISTAS AO LONGO DA FIE.....	54
5.2 - ENERGIA DAS BULHAS AO LONGO DA FIE.....	56
5.3 - DESLOCAMENTO ESPECTRAL NA ATIVIDADE MIOELÉTRICA.....	58
6 - CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES	61
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	65
ANEXO – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA.....	68

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 - Pesos utilizados na calibração dos pedais.	19
Tabela 3.2 - Valores calculados de A e B, em cada região da pedalada.	22
Tabela 5.1 - Variação do fator de aproveitamento biomecânico dos ciclistas.	55
Tabela 5.2 - Fator de aproveitamento médio dos sujeitos.	55
Tabela 5.3 - Coeficientes obtidos das regressões lineares dos sinais de energia.....	58
Tabela 5.4 - Coeficientes obtidos das regressões lineares dos sinais de MDF.....	60
Tabela 5.5 - Coeficientes obtidos das regressões lineares dos sinais de MNF.....	61

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Sistema de medições de forças e momentos nas três dimensões e dos ângulos do pé-de-vela em relação à vertical e do pedal em relação à horizontal.	6
Figura 2.2 - Ilustração das forças aplicadas ao pedal durante um ciclo de pedalada.	7
Figura 2.3 - Sistema Esquema ilustrando o recrutamento de músculos durante um ciclo de pedalada.	7
Figura 2.4 - Exemplo de torque efetivo num ciclo completo de pedalada.	8
Figura 2.5 - Exemplo de força normal ao pedal num ciclo de pedalada completo.	8
Figura 2.6 - Exemplo de força tangencial ao pedal num ciclo de pedalada completo.	9
Figura 2.7 - Aproveitamento percentual (em relação às forças totais aplicadas) das forças aplicadas durante um ciclo de pedalada completo.	10
Figura 2.8 - Localização dos eletrodos sobre a fibra muscular, seus respectivos sinais eletromiográficos coletados e suas densidades espectrais de potência dos sinais normalizados.	12
Figura 2.9 - Espectro do sinal eletromiográfico de um ciclo de pedalada da FIE.	14
Figura 2.10 - Espectros de frequência do sinal eletromiográfico no início e no final da FIE, respectivamente.	14
Figura 3.1 - Esquema ilustrando o ângulo do pé-de-vela e a localização do sensor magnético responsável pelo sinal do <i>trigger</i> (esq.) e seu uso (dir.).	20
Figura 3.2 - Ângulo relativo entre o pedal e o pé-de-vela calculado a partir do sinal do goniômetro.	23
Figura 3.3 - Esquema ilustrando as forças e os ângulos medidos no pedal e no pé-de-vela.	23
Figura 3.4 - Força tangencial e força normal ao pedal (esq.) e o pedal utilizado (dir.).	24
Figura 3.5 - Eletromiógrafo utilizado para o registro da atividade mioelétrica.	25
Figura 3.6 - Ilustração da instrumentação integrada.	26
Figura 4.1 - Força perpendicular e força paralela ao pé-de-vela, gerando torque e reação do mesmo, respectivamente.	31
Figura 4.2 - Esquematização do aproveitamento instantâneo da força aplicada num dado instante. O eixo real representa a força aproveitada e o eixo imaginário representa a força que se cancela com a reação do pé-de-vela. O fator de aproveitamento é indicado no diagrama fasorial por $\cos(\alpha)$	31
Figura 4.3 - Inclinação do pedal em relação ao pé-de-vela. Comportamento típico da inclinação em um ciclo completo de pedalada na FIE.	32
Figura 4.4 - Inclinação do pedal em relação à horizontal. Comportamento típico da inclinação em um ciclo completo de pedalada na FIE.	33
Figura 4.5 - Força tangencial ao pedal. Ilustração com as curvas de todas as pedaladas da FIE sobrepostas.	34

Figura 4.6 - Comportamento médio das forças tangenciais aplicadas ao pedal do cicloergômetro ao longo dos ciclos da FIE.	35
Figura 4.7 - Força normal ao pedal. Ilustração com as curvas de todas as pedaladas da FIE sobrepostas.	36
Figura 4.8 - Comportamento médio das forças normais aplicadas ao pedal do cicloergômetro ao longo dos ciclos da FIE.	36
Figura 4.9 - Torque efetivo sobre o pé-de-vela. Ilustração com as curvas de todas as pedaladas da FIE sobrepostas.	37
Figura 4.10 - Torque médio efetivo de cada pedalada da FIE.	38
Figura 4.11 - Fator de aproveitamento (instantâneo) ao longo da pedalada. Ilustração com a curva de uma pedalada da FIE.	39
Figura 4.12 - Fator de aproveitamento médio de cada pedalada da FIE.	40
Figura 4.13 - Força reativa do pé-de-vela por amostra. Comportamento em um ciclo da FIE.	40
Figura 4.14 - Força média desperdiçada de cada pedalada da FIE.	41
Figura 4.15 - Diagrama do cancelamento de ruído do sinal de EMG.	42
Figura 4.16 - Exemplo de um segmento de sinal de EMG coletado e após <i>Denoising</i>	43
Figura 4.17 - Exemplo de detecção de envoltória com um circuito analógico.	44
Figura 4.18 - Detecção de envoltória do sinal de EMG.	45
Figura 4.19 - Cálculo da envoltória do sinal eletromiográfico.	45
Figura 4.20 - Resultado da identificação das bulhas no Sinal Eletromiográfico.	47
Figura 4.21 - Comportamento típico da energia do sinal de EMG durante a FIE.	48
Figura 4.22 - Exemplo de MDF ao longo dos ciclos da FIE do experimento.	50
Figura 4.23 - Exemplo de MNF ao longo dos ciclos da FIE do experimento.	50
Figura 4.24 - Espectrograma do sinal de EMG de um dos sujeitos ao longo da FIE.	51
Figura 4.25 - Periodograma do sinal de EMG de um dos sujeitos ao longo da FIE.	51
Figura 5.1 - Fator de aproveitamento dos ciclistas. Valores médios por pedalada.	54
Figura 5.2 - Comportamento médio do fator de aproveitamento biomecânico dos sujeitos em um ciclo. Curva média ao longo da FIE.	56
Figura 5.3 - Energia das bulhas por ciclo do sinal eletromiográfico coletado de cada sujeito e suas respectivas retas obtidas por regressão linear.	57
Figura 5.4 - Valores de frequência de potência mediana calculados para todos os sujeitos, em função dos ciclos ao longo da FIE.	59
Figura 5.5 - Valores de frequência de potência média calculados para todos os sujeitos, em função dos ciclos ao longo da FIE.	60
Figura 5.6 - Coeficientes de deslocamento espectral em função dos ciclos de pedalada. Todos os sujeitos.	62

LISTA DE ABREVIACÕES

DWT	- <i>Discrete Wavelet Transform</i> ou Transformada Wavelet Discreta
EMG	- eletromiografia
EMG-S	- eletromiografia de superfície
FEF	- Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília
FIE	- fase isocinética do exercício
FFT	- <i>Fast Fourier Transform</i> ou Transformada Rápida de Fourier
MDF	- <i>median frequency</i> ou frequência de potência mediana
MNF	- <i>mean frequency</i> ou frequência de potência média
RLC	- resistivo, indutivo e capacitivo
RMS	- <i>root mean square</i> ou raiz da média quadrática
SNR	- <i>signal-to-noise ratio</i> ou relação sinal-ruído

1 – INTRODUÇÃO

O uso de técnicas não invasivas e o desenvolvimento de metodologias para avaliar o desempenho de esportistas vêm sendo um fator determinante no sucesso dos mesmos, assim como no cuidado para a longevidade da prática esportiva. A preocupação com o tempo efetivo da atividade profissional de atletas cresceu consideravelmente nas últimas décadas. Pode-se, como curiosidade, exemplificar com o caso de jogadores de futebol que, atualmente, atuam profissionalmente aos 40 anos de idade, algo impensável décadas atrás, quando, frequentemente, lesões os tiravam da profissão precocemente (Ribeiro, 2005). É um fato que o tempo útil de contribuição dos atletas tem aumentado em razão do desenvolvimento de técnicas para avaliação de desempenho e mensuração dos impactos particulares que cada modalidade esportiva produz na resistência fisiológica do atleta devido à frequência da prática. Com isso, atletas vêm, também, atingindo metas antes consideradas inatingíveis, com o apoio de procedimentos diversos oriundos de estudos médicos, físico-educacionais, e de engenharia voltada ao suporte destes.

No âmbito das engenharias, significativa parte de sua contribuição está no desenvolvimento e melhora de instrumental que mesure as variáveis fisiológicas do sujeito no momento do treinamento, e de técnicas de processamento de sinais para a extração de características, apoio à decisão e à interpretação dos dados fisiológicos, biomecânicos etc., sejam para o processamento em tempo real, seja para o posterior processamento dos dados e sinais registrados.

Os dois fatores básicos, segundo Dantas (1998), para o controle do treinamento de atletas (e também de adeptos amadores da prática desportiva) são o volume da atividade física e sua intensidade. Por volume entende-se uma medida de quantidade da atividade realizada, como sua duração, distância total percorrida etc., sendo uma medida de cunho global, envolvendo todo o treinamento e sendo, além disso, de mensuração relativamente simples. Por intensidade entende-se uma medida de qualidade e de características fisiológicas instantâneas apresentadas pelo sujeito no momento da prática, medidas estas relacionadas às suas ações motoras, como forças aplicadas e potência da resistência oferecida pelos equipamentos (e.g., cicloergômetros, pesos de levante etc.), respostas cardiovasculares do indivíduo (esforços abruptos das fibras musculares, frequência dos batimentos cardíacos, pressão sanguínea, concentração de determinadas substâncias no sangue etc.). Com base nos fatores de volume e intensidade, é possível decidir quais

atividades podem ser realizadas e de que maneira devem ser realizadas por um indivíduo, visando seu proveito e sua segurança contra a ocorrência de lesões. Tais sugestões são passíveis de estudo tanto para atletas quanto para indivíduos sedentários, em especial, àqueles que necessitem de acompanhamento fisioterápico.

1.1 – JUSTIFICATIVA

Há um crescente interesse no estudo do desempenho de esportistas, em especial de ciclistas, no âmbito acadêmico. Alguns fatores que contribuem para esse interesse são os desafios encontrados quando os ciclos de contrações estudados não são mais isométricos, mas sim dinâmicos.

Com as análises realizadas neste trabalho, poderão ser relacionados descritores biomecânicos e eletromiográficos, e então verificar o comportamento da eficiência e do aproveitamento das forças ao longo de toda a fase isocinética do exercício (FIE), interpretando-se os parâmetros cinéticos do experimento e verificando-se sua correlação com os parâmetros fisiológicos.

Serão analisados neste estudo, portanto, parâmetros biomecânicos e fisiológicos de ciclistas, a partir do registro dos sinais coletados dos mesmos num banco de dados. O parâmetro fisiológico em questão é a atividade mioelétrica do músculo vasto lateral dos ciclistas. Para isso são coletados os sinais através de um eletromiógrafo, que registra os sinais na forma de tensão elétrica fornecidos pelo eletrodo fixado à perna esquerda do ciclista. Estes sinais serão utilizados para a análise de vários parâmetros, como deslocamento de espectro, picos de energia, relações temporais com parâmetros biomecânicos etc. Os parâmetros biomecânicos a serem analisados são o torque efetivo, fator de aproveitamento da pedalada (ou fator de desempenho biomecânico, definido no quinto capítulo) reação do pé-de-vela às forças aplicadas, entre outros. Por fim, objetiva-se, através de uma descrição objetiva de desempenho de ciclistas, verificar se há alguma relação direta entre o processo de fadiga e o desempenho biomecânico.

Andrade (2006) desenvolveu metodologias para a análise do comportamento mioelétrico, utilizando eletromiografia de superfície (EMG-S) para a coleta eletromiográfica. Em seu trabalho, descreveu três protocolos de aquisição dos sinais, um com carga crescente e velocidade constante, outro com carga constante e velocidade crescente e, por último, carga e velocidade constantes, com uma alta potência de

resistência utilizada para a carga. O protocolo de aquisição deste trabalho coincide com o terceiro utilizado por Andrade (2006). Foi também o protocolo de aquisição utilizado por Carmo (2003), que além dos sinais eletromiográficos, realizou a coleta de sinais biomecânicos, assim como no presente trabalho. Ambos mostraram, também, o deslocamento para baixas frequências nos espectros dos sinais de EMG. Neste trabalho, este deslocamento também é calculado, ao longo da FIE, em especial, à beira da exaustão do sujeito, colaborando-se com esta hipótese acima, onde verificam-se não-estacionariedades nos sinais de eletromiografia (EMG), sugeridos pelo seu deslocamento espectral. Esta colocação está de acordo com a hipótese de Bonato (2001), que sugere que não estacionariedades lentas nos descritores eletromiográficos são causados por modificações nos conteúdos de frequência ao longo do tempo, que por sua vez, são causadas, pelo processo da ocorrência da fadiga. Mais que isso, Bonato (2001) sugere que a ocorrência da fadiga se inicia, praticamente, simultaneamente e continuamente com as primeiras contrações musculares realizadas no exercício. Já DeLuca (1984) sugere que a fadiga muscular é um processo gradativo, temporalmente dependente, onde a contração muscular se mantém sem alterações no desempenho biomecânico.

Neste trabalho mostra-se que, de fato, podem ocorrer variações no desempenho biomecânico de ciclistas quando submetidos a contrações dinâmicas, em exercício isocinético com uma alta potência de resistência do cicloergômetro. Desempenhos de ciclistas podem melhorar ou piorar com a aproximação da fadiga, indicando-se que o fato é que, geralmente, independente de melhoras ou pioras, alguma mudança ocorre no desempenho do ciclista com a aproximação da fadiga.

Como contribuições deste trabalho, podem-se citar a definição de um critério objetivo para avaliação de desempenho com instrumentação dedicada, a implementação de um conjunto de técnicas associadas de processamento e adaptação do sinal de EMG para o cálculo dos descritores, uma análise conjunta dos sinais biomecânicos e eletromiográficos, verificação da existência de relações entre fadiga e desempenho biomecânico, a colaboração para a criação de um sistema para obtenção de base de dados para *feedback* e posterior avaliação e treinamento, consistindo-se em uma ideia que pode ser continuada para outras modalidades esportivas.

1.2 – ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Tais análises permitem avaliar a eficiência local e global do treinamento do ciclista, nas formas de aproveitamento instantâneo, aproveitamento médio e variação do aproveitamento ao longo da atividade. Para poder mensurar tais sinais, conta-se com a coleta de sinais auxiliares, relativos a variáveis cinéticas do experimento (movimentação do pedal, giro do pé-de-vela e forças aplicadas sobre o pedal). Para isso, conta-se com uma instrumentação proposta para tal. Para a avaliação dos parâmetros, conta-se com uma metodologia de análise aliada à instrumentação realizada.

No primeiro capítulo justificou-se o trabalho, relacionando-se as contribuições, explicando seus objetivos e fornecendo-se uma prévia da metodologia adotada.

No segundo capítulo, são descritas as características mais importantes e de interesse dos sinais biomecânicos e eletromiográficos, sua natureza, formato e mensuração.

No terceiro capítulo descreve-se a instrumentação utilizada para coletar estes sinais e contornar alguns problemas de medidas e pré-processamento, de maneira a representá-los de forma viável para seu processamento propriamente dito.

No quarto capítulo são descritas as técnicas utilizadas para o processamento destes sinais, avaliação dos parâmetros citados anteriormente, bem como uma discussão sobre a interpretação destes descritores utilizados no trabalho. Avaliam-se estes sinais no âmbito de seu comportamento temporal e frequencial, seus detalhes apresentados na ocorrência de fadiga, extraindo-se as informações de interesse, além de informações de utilidade para os ciclistas, como a parcela produtiva da energia despendida (isto é, as parcelas que geram trabalho efetivo durante a atividade) servindo como um *feedback* para que avaliem suas técnicas empregadas na prática corriqueira do esporte. São também relacionados os descritores eletromiográficos e biomecânicos, comentando-se sobre estas relações.

No quinto capítulo são apresentados os resultados obtidos com os experimentos realizados com os ciclistas. São comentadas as características individuais que apresentam e comparadas as suas técnicas, que são interpretadas pelos descritores biomecânicos e, por fim, seus parâmetros fisiológicos apresentados.

Finalmente, no sexto capítulo, são apresentadas as conclusões retiradas deste estudo e perspectivas para a continuação das pesquisas, tanto relativas à instrumentação para a análise quanto relativas às técnicas de processamento de sinais para a análise propriamente dita.

2 – SINAIS BIOMECÂNICOS E ELETROMIOGRÁFICOS

Neste capítulo serão examinados fundamentos e princípios dos sinais tratados neste trabalho, os sinais biomecânicos e eletromiográficos. Tais sinais permitem, através das interfaces apropriadas, a análise da atividade ciclística de uma forma prática e objetiva, extraindo-se os parâmetros de acordo com a abordagem desejada. Para isso, há a necessidade de um entendimento de como se comportam estas entidades durante uma atividade que exija razoável esforço por parte dos esportistas.

2.1 – SINAIS BIOMECÂNICOS

A motivação no estudo dos sinais biomecânicos de ciclistas se deve, em especial, pela necessidade da análise da ocorrência de lesões nos atletas, seja pela prática demasiada, seja pela prática de forma inadequada (postura incorreta, mau posicionamento dos membros etc.). Tais lesões são relativamente frequentes em competidores profissionais, ocorrendo predominantemente nos joelhos destes atletas. Para uma adequada análise fenomenológica das causas destas lesões, é de suma importância a correta mensuração dos sinais das forças aplicadas nos pedais. Tais informações obtidas destes sinais também se revelam úteis no estudo da fadiga de músculos das pernas, possibilitando-se sugerir, se necessário, formas alternativas de pedalar, de forma a prolongar o tempo da atividade antes da ocorrência da fadiga. Outra contribuição oriunda das investigações dos sinais biomecânicos se refere à análise da eficiência da pedalada do ciclista, no que se refere ao aproveitamento da energia gasta, análise esta a ser abordada neste trabalho. Além disso, a mensuração de descritores biomecânicos permite o desenho de formatos adequados de quadros de bicicleta para específicas finalidades, como melhora do aproveitamento dos esforços e minimização dos impactos sobre o ciclista. Não só quadros de bicicleta, como pedais, coroas, catracas, dimensões de pé-de-vela também podem ser projetados e personalizados, aumentando-se significativamente a eficiência em treinos e competições. Há toda uma indústria ainda relativamente em aberto para se explorarem as características individuais de cada ciclista (principalmente ciclistas competidores profissionais) com a finalidade de tais projetos personalizados e mesmo o planejamento de atividades e treinamentos específicos, que visem melhorar ou corrigir quaisquer detalhes intrínsecos à

técnica própria do atleta. A primeira proposta a repercutir no meio acadêmico para o registro de sinais biomecânicos de ciclistas foi de Hull e Davis (1981), que propuseram um sistema de medição de forças e ângulos no pedal e pé-de-vela. Neste sistema, medem-se as forças nas 3 direções, F_x , F_y e F_z , os momentos respectivos a estas forças, M_x , M_y e M_z e os ângulos Φ da posição do pé-de-vela em relação ao eixo vertical e θ da inclinação do pedal em relação à horizontal, como mostrado na Figura 2.1.

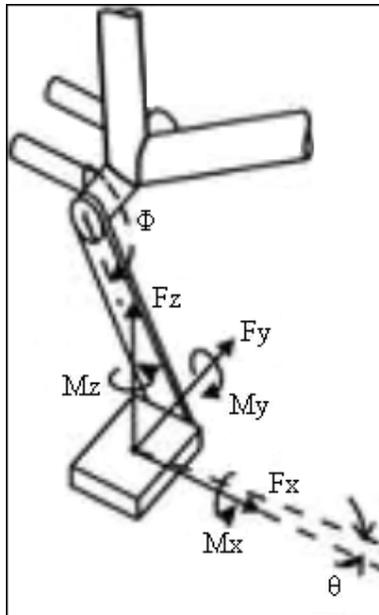


Figura 2.1: Sistema de medições de forças e momentos nas três dimensões e dos ângulos do pé-de-vela em relação à vertical e do pedal em relação à horizontal.

O ângulo do pedal em relação à horizontal é encontrado por uma simples combinação linear entre o ângulo medido do pedal em relação ao pé-de-vela e o ângulo do pé-de-vela em relação à vertical.

Um fato bastante conhecido consiste na não-uniformidade das forças horizontal e vertical e do torque efetivo durante um ciclo de pedalada. Tal comportamento é o fator determinante na avaliação da eficácia da pedalada do atleta. A situação ideal compreende o torque máximo possível, caso no qual o ciclista aplica as forças ao pedal sempre na direção perpendicular ao pé-de-vela, e sempre no sentido da rotação do mesmo. Mas sabe-se que, dificilmente, as forças aplicadas resultam em toda sua poção na direção perpendicular, ou sequer se mostram no sentido do giro do pé-de-vela, como exemplifica a Figura 2.2.



Figura 2.2: Ilustração das forças aplicadas ao pedal durante um ciclo de pedalada.

Percebe-se que na primeira metade do ciclo (fase de potência), as forças, apesar de estarem no mesmo sentido do giro do pé-de-vela, em geral não estão perpendiculares ao mesmo. Já na segunda metade do ciclo (fase de recuperação), sequer gera-se torque efetivo. Ou seja, é gerado um torque, porém o mesmo está no sentido oposto ao giro do pé-de-vela, sendo este movimentado a partir da força aplicada pela outra perna do ciclista, que neste momento está na fase de potência (e vice-versa). Raramente consegue-se puxar o pedal para cima, na segunda fase (de recuperação) com uma força que supere aquela da outra perna, que está na fase de potência (empurrando para baixo). Isto se deve, também, às dimensões dos músculos recrutados em cada uma das duas fases, como é mostrado na Figura 2.3.

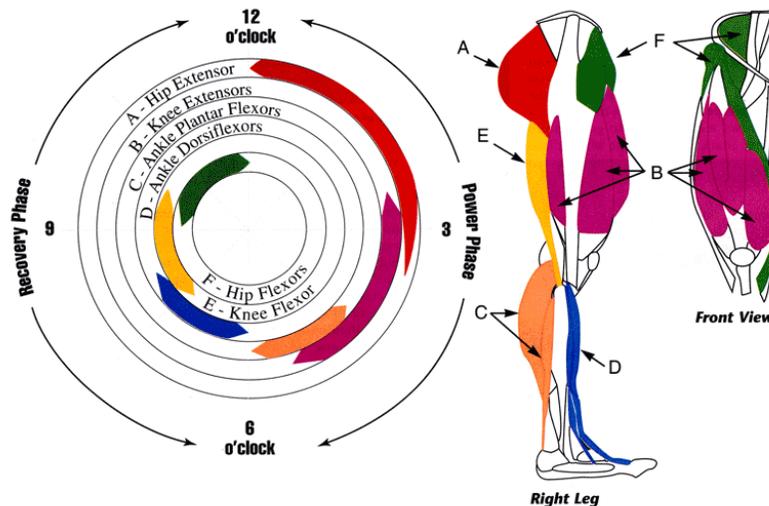


Figura 2.3: Esquema ilustrando o recrutamento de músculos durante um ciclo de pedalada (Costan e Pantea, 2010).

Pode-se observar que os músculos com potenciais mais significativos para geração de forças – chamados de músculos geradores de potência (ou *power-generating muscles*) – são recrutados na fase de potência do ciclo de pedalada, enquanto os músculos com potenciais menos significativos para realização de tarefas de potência são recrutados na fase de recuperação. Um típico sinal de torque efetivo ao longo de um ciclo de pedalada resultante é mostrado na Figura 2.4.

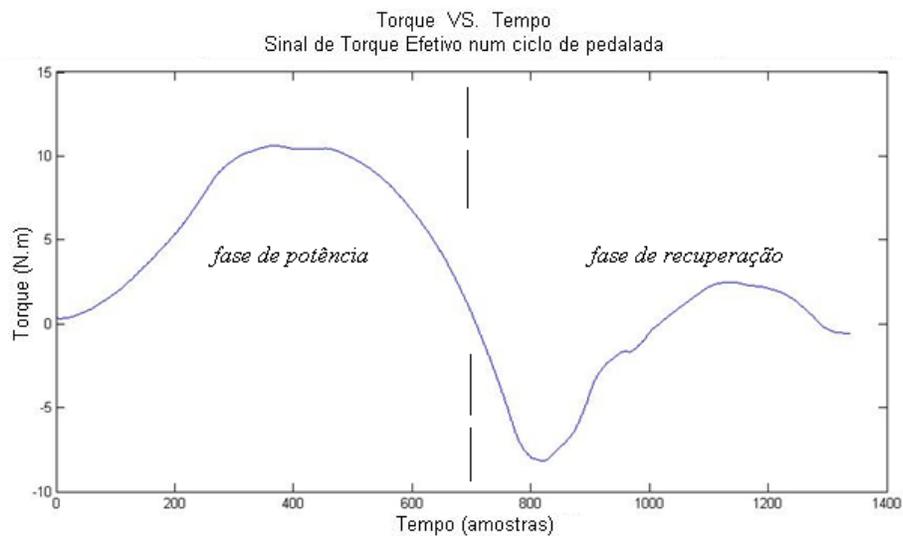


Figura 2.4: Exemplo de torque efetivo num ciclo completo de pedalada.

Podem ser observados nas figuras 2.5 e 2.6 exemplos de forças normais e tangenciais aplicadas ao pedal, respectivamente.

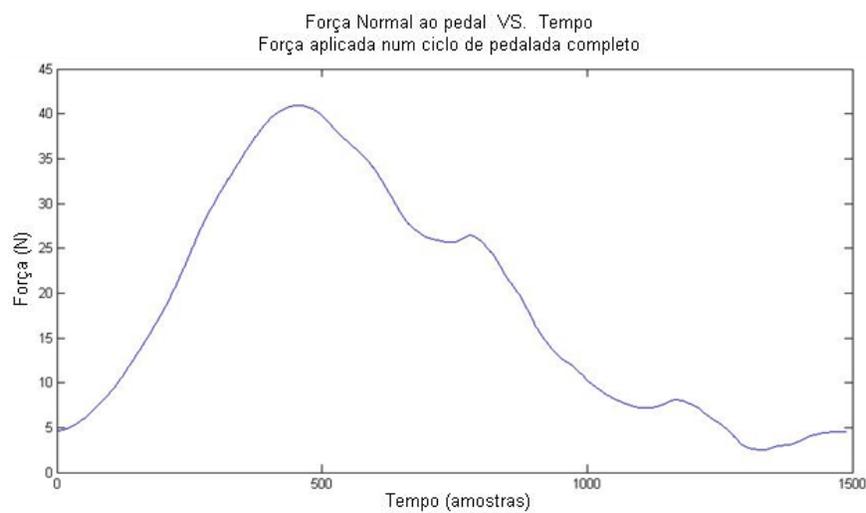


Figura 2.5: Exemplo de força normal ao pedal num ciclo de pedalada completo.

Pode-se observar que o valor desta força é sempre positivo. Isto não quer dizer que a mesma esteja sempre no sentido do giro do pé-de-vela durante todo o ciclo, de modo a contribuir com sua rotação. De fato, valores positivos desta força significam que seu sentido de aplicação é para baixo, pressionando-se o pedal. Valores negativos, por sua vez, indicam forças aplicadas tracionando-se o pedal (para cima), por isso não há valores negativos ao longo de todo o ciclo, pois, como já mencionado, dificilmente um ciclista consegue puxar o pedal com força tal que supere a força aplicada, simultaneamente, pela outra perna, que se encontra na região de descida (primeira metade da pedalada, fase de potência). Portanto, ao longo de toda a fase de recuperação (segunda metade da pedalada) ilustrada na Figura 2.5, a força tangencial aplicada está no sentido contrário ao giro do pé-de-vela, contribuindo negativamente para a movimentação do mesmo.

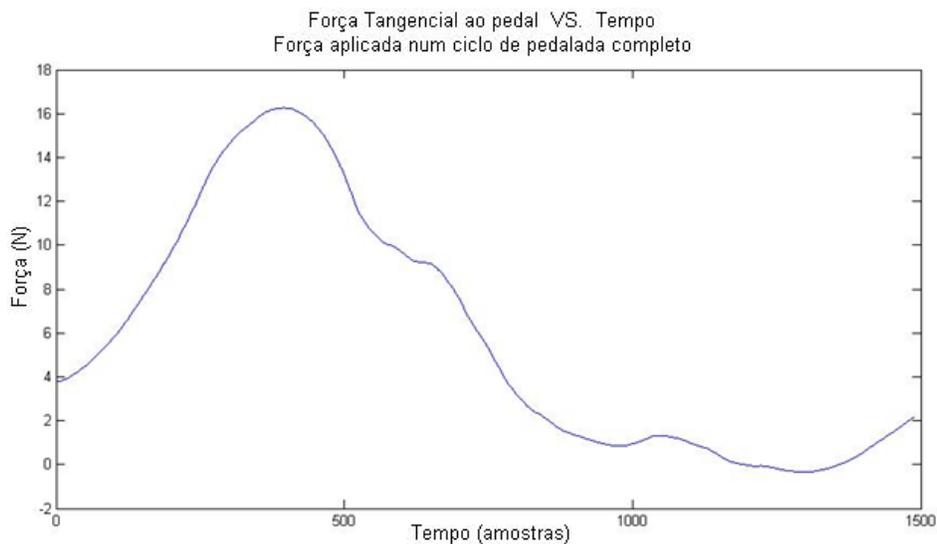


Figura 2.6: Exemplo de força tangencial ao pedal num ciclo de pedalada completo.

Neste caso, valores positivos de força indicam uma força tangencial aplicada para frente (empurrando-se o pedal para frente, no sentido ao qual a bicicleta se deslocaria) e valores negativos indicam que o ciclista empurra o pedal tangencialmente para trás (no sentido contrário ao qual a bicicleta se deslocaria).

Com estas informações, podem-se determinar as parcelas das forças que de fato são aproveitadas durante a atividade, em comparação à força total aplicada pelo ciclista (valores variando de 0 a 100% em módulo). A figura 2.7 exemplifica o aproveitamento das forças ao longo de um ciclo de pedalada.

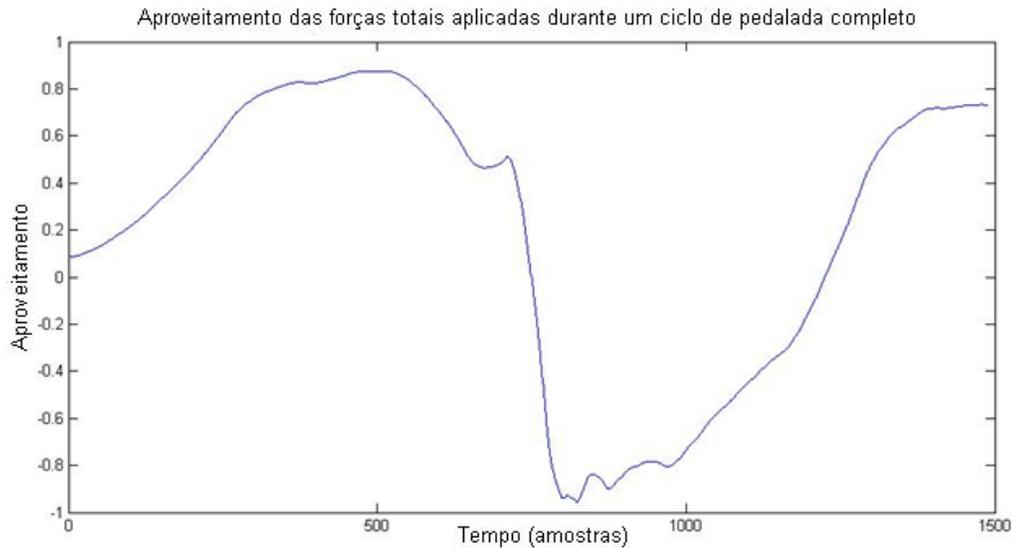


Figura 2.7: Aproveitamento percentual (em relação às forças totais aplicadas) das forças aplicadas durante um ciclo de pedalada completo.

Valores próximos da unidade indicam que praticamente toda a força aplicada no pedal está sendo aproveitada. Valores próximos de '-1' indicam que praticamente toda a força aplicada está contribuindo negativamente para o giro do pé-de-vela. Finalmente, forças próximas de zero indicam que nenhuma parte da força aplicada está sendo aproveitada, nem positivamente nem negativamente. Constata-se que, na fase de recuperação, as forças aplicadas no pedal tendem a contribuir negativamente para o movimento de giro do pé-de-vela. Note que a curva cruza o zero e, portanto, o gráfico sugere que neste momento, já que não há contribuições positivas nem negativas para o giro do pé-de-vela, a entidade que sustenta seu movimento é a inércia de giro, pois neste momento, o outro pedal encontra-se nesta mesma configuração, de contribuição nula (ponto morto superior e ponto morto inferior, respectivamente).

De posse destas informações, pode-se orientar o ciclista quanto a sua técnica de pedalar e realizar atividades unilaterais (cada perna separadamente), treinando-se, assim, para o melhor aproveitamento das forças aplicadas. Através da memória muscular adquirida durante estas seções de treinamento, adquirem-se habilidades necessárias para a execução de melhores técnicas de pedalar, refletindo-se em treinamentos e competições. Podem-se também analisar as forças e respectivos momentos angulares para obter um *feedback*, através de protocolos fisioterápicos, contribuindo-se para a recuperação de atletas e amadores do ciclismo.

2.2 – SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS

Sabe-se hoje que o esforço muscular gera uma atividade elétrica, a qual se chama de atividade mioelétrica. A atividade mioelétrica é um parâmetro de avaliação de diferentes estudos relativos a atividades do corpo humano, especialmente em atividades ligadas ao esporte. Para a avaliação e análise desta atividade, obtém-se o sinal eletromiográfico do indivíduo em questão, no momento em que o mesmo realiza a atividade.

O sinal eletromiográfico, ou eletromiograma, é o registro do comportamento temporal das contrações de um músculo, mais especificamente, das atividades elétricas associadas a essas contrações. O sinal de EMG mede, efetivamente, a soma algébrica dos potenciais de ação das unidades motoras que estão ativas num dado instante. Com isso, obtém-se uma descrição do padrão tempo-frequencial da atividade das fibras musculares. Este padrão reflete a dinâmica muscular, podendo-se detectar a ocorrência de fadiga, por exemplo. Há muitos estudos abordando aplicações dos sinais de EMG em exercícios – resistidos ou não – envolvendo fadiga muscular, sendo este tema também abordado neste trabalho.

O elemento básico utilizado na eletromiografia para a coleta do sinal é o eletrodo, sensor responsável por captar a atividade elétrica do músculo no momento do exercício. Pode-se dividir a utilização de eletrodos em duas maneiras básicas:

- a) Eletromiografia de superfície: os eletrodos são colocados sobre a pele, em regiões adequadas que proporcionem a melhor medição da atividade elétrica do músculo desejado. Este é um método eficiente para estudos de cinesiológicos e neurofisiológicos dos músculos superficiais, não sendo invasivo. Este é o método adotado neste estudo.
- b) Eletromiografia de profundidade ou intramuscular: é um método invasivo no qual são inseridos os eletrodos nos músculos a serem analisados. É um método relativamente pouco adotado, utilizado somente quando justificado pela necessidade, de cunho médico etc.

2.2.1 – Sobre a aquisição do sinal eletromiográfico

O sinal eletromiográfico pode ser afetado por vários fatores, como a atividade dos

outros músculos que podem também ser recrutados durante a mesma atividade, pelas técnicas de processamento utilizadas, pelo sistema nervoso periférico que também apresenta atividade elétrica, por características particulares da anatomia do indivíduo, por artefatos de quantização, pela filtragem, pela taxa de amostragem e por outros fatores fisiológicos ou devidos à instrumentação de aquisição.

Outro fator determinante na qualidade do sinal eletromiográfico é a localização do eletrodo. Caso sejam utilizados eletrodos de superfície, os mesmos devem ser posicionados o mais próximo do centro do ventre muscular para se obter o máximo dos potenciais dos músculos fusiformes (Zuniga et al., 1970, apud Carmo, 2003). Apesar de não haver evidências sobre diferentes funcionalidades de cada parte do músculo, sugere-se a localização em seu centro, diminuindo-se a influência relativa dos ruídos inerentes às fibras musculares.

Além disso, recomenda-se a normalização (divisão pelo máximo do valor absoluto) do sinal eletromiográfico, visto que sua amplitude é determinada por diversos fatores além da própria atividade mioelétrica, como as propriedades elétricas da pele (impedância da pele etc.), ou seja, sua amplitude absoluta não revela, em geral, informações relevantes sobre o potencial de ação dos músculos, principalmente comparando-se vários atletas. A normalização em conjunto com a adequada localização fornece uma melhor visualização das densidades espectrais de potência do sinal, devido à mensuração mais significativa da atividade mioelétrica em relação a outras variáveis que não são de interesse, mas que são inevitavelmente mensuradas em conjunto. A figura 2.8 exemplifica estes efeitos.

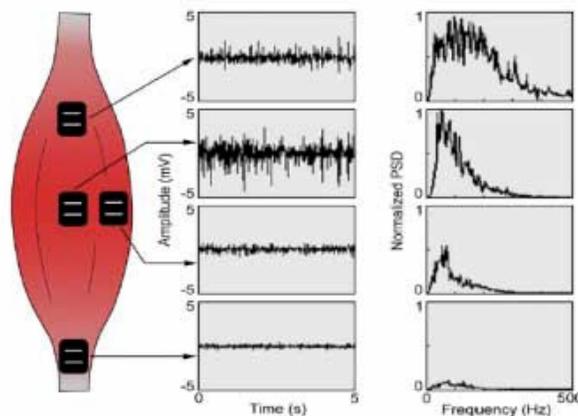


Figura 2.8: Localização dos eletrodos sobre a fibra muscular, seus respectivos sinais eletromiográficos coletados e suas densidades espectrais de potência dos sinais normalizados (modificado de Andrade, 2006).

Na Figura 2.8 ilustra-se a localização dos eletrodos e os efeitos da localização inadequada na visualização da densidade espectral de potência normalizada.

2.2.2 – Características da atividade mioelétrica em atividades cíclicas com produção de fadiga

Entende-se por fadiga, o processo no qual ocorre uma diminuição na capacidade de realização de trabalho, efeito causado por esforços empreendidos em atividades físicas que exijam intensidade e volume em sua execução (Carmo, 2003).

Na realização de tais tarefas, chega um momento no qual o sujeito não está mais apto a aplicar esforços que mantenham a execução do exercício proposto. Tal momento é identificado como ponto de quebra, ou ponto de ruptura. Este momento não corresponde ao início do processo da fadiga propriamente dita, pois a mesma é um processo gradual, que se desenvolve, praticamente, desde o início da realização da atividade (Bonato, 2001).

Com a aproximação do ponto de ruptura, vários parâmetros do sinal eletromiográfico se alteram continuamente, ao longo do tempo, caracterizando o processo de fadiga. Um dos parâmetros mais utilizados e estudados é a frequência central do espectro do sinal eletromiográfico. Com a aproximação da região de ruptura, ocorre um deslocamento espectral para valores mais baixos de frequência – simultaneamente com um aumento da energia do sinal eletromiográfico – decorrente da diminuição da velocidade de propagação do potencial de ação (Lidstrom et al, 1970, apud Carmo, 2003), que por sua vez é decorrente do gradual acúmulo de ácidos metabólicos (Mortimer et al, 1971, apud Carmo, 2003). Como os tecidos do corpo humano são, naturalmente, filtros passa-baixa – na faixa de interesse, abaixo dos 400 Hz (DeLuca, 1984), quando ocorre o deslocamento espectral para as baixas frequências, a atenuação da atividade elétrica diminui seu efeito, fazendo com que o sinal eletromiográfico apresente um aumento de amplitude, efeito este que, somado ao recrutamento de novas unidades motoras, implica em um aumento de sua energia (DeLuca, 1984). A Figura 2.9 mostra um exemplo do espectro em um ciclo de pedalada. Percebe-se que o conteúdo espectral relevante está praticamente todo contido nas frequências abaixo de 400 Hz. De fato, na coleta do sinal, faz-se uma filtragem do mesmo de modo a condicioná-lo à faixa de frequências significativa para efeito de análise. A filtragem do sinal anteriormente ao processo de digitalização é fundamental para que o critério de Nyquist seja corretamente satisfeito.

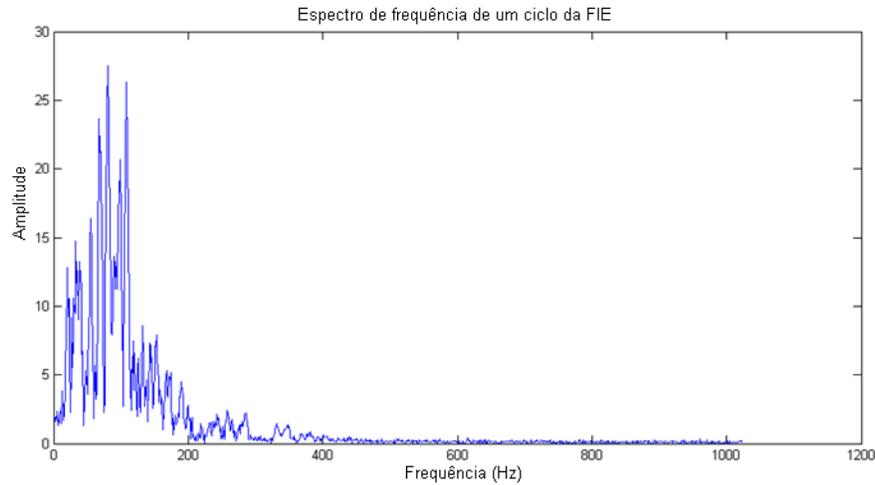


Figura 2.9: Espectro do sinal eletromiográfico de um ciclo de pedalada da FIE.

Técnicas diretas para a observação da fadiga compreendem a frequência de potência média (MNF), frequência de potência mediana (MDF), raiz da média quadrática (RMS), além da variação da energia das bulhas (i.e. regiões do sinal de EMG com atividade mioelétrica significativa), entre outras técnicas que calculam o deslocamento do pico de energia do espectro do sinal de EMG. Andrade (2006) propõe, também, o cálculo da mediana da curva de energia acumulada (MdCEA) e da raiz da área da curva de energia acumulada (RACEA), ambos realizados no domínio da transformada Wavelet. A Figura 2.10 exemplifica o deslocamento espectral que ocorre com a aproximação do ponto de ruptura.

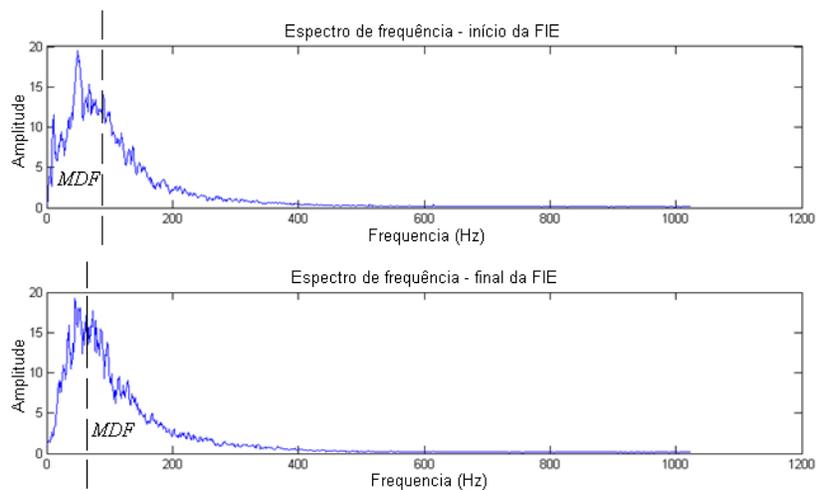


Figura 2.10: Espectros de frequência do sinal eletromiográfico no início e no final da FIE, respectivamente.

Percebe-se o deslocamento da frequência central do espectro para as baixas frequências, além do aumento da energia do sinal, indicando a presença do processo de fadiga na atividade proposta.

2.2.3 – Sobre a estacionariedade do sinal eletromiográfico em contrações cíclicas

Quando o sinal de EMG-S é registrado durante a aplicação de forças constantes, em exercícios de contração isométrica, o mesmo pode ser considerado como uma realização de um processo estocástico estacionário no sentido amplo, com distribuição normal e média zero (Bonato et al., 2001). Portanto, parâmetros como o correlograma do periodograma podem ser utilizados para estimar o espectro de potência do sinal, bem como as frequências de potência média e mediana podem ser utilizadas para estimar a ocorrência de fadiga, observando-se a concentração da energia do espectro do sinal nas baixas frequências. Porém, quando a aquisição do sinal eletromiográfico é feita sob condições dinâmicas, descarta-se a validade de estacionariedade do sinal, pois seu espectro instantâneo de frequências varia continuamente ao longo da atividade realizada, implicando em não-estacionariedades (Bonato et al., 2001). Não-estacionariedades lentas do sinal de EMG-S são tipicamente classificadas em lentas ou rápidas. Não-estacionariedades são, em sua maioria, oriundas do acúmulo de metabólitos que causam a manifestação elétrica da ocorrência da fadiga. As não-estacionariedades rápidas estão, em geral, relacionadas à biomecânica da atividade, como a variação das forças nos músculos durante o exercício, que implicam numa mudança gradual do espectro de frequência do sinal eletromiográfico, além da movimentação dos eletrodos, causada pelo movimento dos membros, que fazem com que a posição destes eletrodos em relação às fibras musculares varie, afetando a medição da atividade mioelétrica. Conclui-se que, para o estudo do comportamento mioelétrico sob condições dinâmicas, devem-se desenvolver métodos apropriados, que levem em conta a não-estacionariedade do sinal de EMG-S. Recentemente, vem sendo testada a classe de Cohen de transformadas para a análise tempo-frequencial destes sinais, quando coletados em exercícios de contração dinâmica. De fato, tais pesquisas e seus resultados encontram-se ainda, relativamente, em seu início, havendo ainda muitos estudos e contribuições a serem feitas, no sentido de melhorar o entendimento e o uso destas técnicas para o processamento desses sinais.

Além das técnicas de processamento dos sinais, é de fundamental importância o

desenvolvimento de metodologias que permitam o adequado registro destes, no que se refere aos protocolos de aquisição junto aos atletas e à instrumentação integrada de aquisição dos sinais. Não somente técnicas inadequadas de processamento, mas metodologias inadequadas ao coletar os sinais podem ser responsáveis por artefatos indesejáveis nos sinais capturados. Além disso, o correto registro dos sinais permite que os mesmos sejam tratados com uma maior flexibilidade no momento de seu processamento e análise. No capítulo seguinte serão discutidas as metodologias utilizadas para realizar a aquisição dos sinais biomecânicos e eletromiográficos, no âmbito da instrumentação e dos protocolos de aquisição.

3 – AQUISIÇÃO DOS SINAIS

Para que se registrem os sinais, mostra-se necessário não somente uma instrumentação adequada para a aquisição, mas também definirem-se protocolos que visem fornecer uma descrição mais fidedigna das condições de cada ciclista em particular, e desta maneira, realizar os experimentos de coleta de acordo com as características próprias de cada ciclista.

Neste capítulo será descrito o instrumental utilizado para a aquisição e registro dos sinais e, logo após, o protocolo utilizado para sua coleta com os ciclistas.

3.1 – INSTRUMENTAÇÃO PARA A AQUISIÇÃO

Nesta seção será apresentada a proposta de instrumentação dedicada para a aquisição dos sinais eletromiográficos e biomecânicos dos ciclistas em exercício isocinético resistido. Para essa análise, toma-se como base a abordagem tradicional (utilizada por Carmo, 2001) do problema com adaptações e modificações propostas para melhor avaliação dos sinais obtidos em coletas de dados com ciclistas. Serão descritas, primeiramente, a instrumentação para coleta dos sinais biomecânicos e logo após, a instrumentação para a medição da atividade mioelétrica (i.e., coleta do sinal eletromiográfico). Será então explicado como toda a instrumentação foi integrada para o registro dos sinais, para o posterior processamento dos mesmos.

3.1.1 – Aquisição dos sinais biomecânicos

A aquisição dos sinais biomecânicos é uma parte crucial da coleta de dados, dependendo desta a avaliação do desempenho do ciclista e a avaliação das relações entre torque e atividade mioelétrica, por exemplo. Os sinais biomecânicos se referem aos sinais de forças (e, por conseguinte, de torque etc.) aplicadas sobre o pedal. Para a avaliação e determinação correta das forças, torque etc., devem ser registrados sinais auxiliares como o sinal de *trigger* (que possibilita a demarcação das pedaladas) e angulação do pedal e do pé-de-vela. Serão, a seguir, descritos os métodos e técnicas utilizados para a aquisição, representação e cálculo destes sinais, de forma a deixá-los de uma forma viável e

conveniente para o posterior processamento.

3.1.1.1 – Medição das forças nos pedais

Para medir as forças aplicadas aos pedais durante simulações com ciclistas, necessita-se de uma instrumentação que o faça com a maior fidelidade possível sem interferir no processo da simulação propriamente dita. Para isso, devem-se utilizar instrumentos capazes de medir as forças aplicadas em, pelo menos, duas dimensões (plano de giro do pé-de-vela), e leves o suficiente para que a simulação seja fiel à prática ciclística (os instrumentos presos aos pedais não devem atrapalhar nem ajudar o ciclista na atividade de pedalar).

Para realizar as medições das forças aplicadas podem-se utilizar os sistemas mais modernos que utilizam cristais pizeoelétricos, os quais apresentam vantagens em relação aos *strain gauges* (instrumentos convencionais utilizados) por permitirem calibrações mais simples, maior resposta em frequência e menor sensibilidade cruzada (Broker e Gregor, 1996). Apesar disso, *strain gauges* são consideravelmente mais acessíveis e apresentam resultados bastante satisfatórios (Hull e Davis, 1981; Bontempo, Macedo, Carmo e Nascimento, 1997; Carmo, Nascimento e Rocha, 1998; Neto et al, 2001; Carmo, Nascimento, Costa e Rocha, 2001).

Especificações foram propostas por Hull e Davis (1981) para os requisitos a serem cumpridos por um sistema de sensoriamento mecânico de forças, devendo o sistema apresentar uma acurácia de $\pm 0,5\%$ para a medida das forças; não interferir na atividade de pedalar; ser de fácil instalação, não dependendo do modelo da bicicleta; fornecer dados de uma maneira compatível para posterior processamento; pedais com frequência fundamental superior a 35 Hz e com precisão de 0,1 N.m para medida dos momentos M_x e M_y , 1 N para as forças F_x e F_y e 5 N para a força F_z (direção normal ao plano de giro do pé-de-vela).

O sistema consiste de um cicloergômetro vertical da marca *ErgoFit*, onde foi acoplado o pedal proposto por Carmo (2001), com adaptações que serão posteriormente explicadas. Utilizou-se uma base de pedal de mercado, onde foi acoplada uma peça em forma de U. Essa peça em forma de U possui quatro *strain gauges*, da marca *Koya* modelo

KFG 5 – 350 – C1 – 11, formando meias pontes de *Wheatstone*, duas em sua parte superior e duas em sua parte anterior. Essas pontes, fixadas simetricamente na parte externa e interna da peça em U, são responsáveis por determinar as forças aplicadas ao pedal. Para completar o pedal foi utilizada uma carcaça de um pedal de mercado para o encaixe da sapatilha. Para a correção das forças aplicadas foi fixado ao pedal acompanhando o movimento da base e com eixo fixo ao eixo do pedal um potenciômetro de duas trilhas resistivas lineares. Este sistema que compõe o pedal foi, então, fixado ao pé-de-vela esquerdo do cicloergômetro. Há a possibilidade de movimentação dos pedais no plano horizontal, com uma variação de aproximadamente 15 graus. Tal movimentação evita a ocorrência de lesões nos ciclistas, que podem ocorrer caso os pedais estejam fixados de forma rígida, sem permitir uma movimentação do pé no plano tangente ao pedal.

Foi adaptado ao cicloergômetro um sensor magnético utilizado como *trigger* para a marcação (i.e., identificação e sequenciamento) das pedaladas. O trigger foi fixado no ponto mais alto alcançado pelo pedal num ciclo, ou seja, foi regulado de modo a ser ativado no momento em que o pedal cruzasse a extremidade superior do ciclo (pé-de-vela a 90 graus em relação ao solo, direcionado para cima).

Antes de cada bateria de coleta de dados os sistemas de sensores de força dos pedais são calibrados usando conjuntos fixos de pesos, que, combinados entre si, resultavam nas forças-peso descritas na Tabela 3.1, combinados sequencialmente nesta ordem:

Tabela 3.1 – Pesos utilizados na calibração dos pedais.

Força Horizontal (N)	Força Vertical (N)
21,29	59,64
44,24	116,05
65,53	165,69
80,84	216,60
111,83	266,24
133,22	307,05
154,02	356,69

A esses pesos foram acrescentados os pesos dos respectivos ganchos que os suspendem. Utilizou-se o algoritmo de calibração já proposto anteriormente por Carmo, 2001. Uma

descrição mais detalhada dos cálculos de calibração pode ser encontrada em Carmo (2003). Nesta tese podem ser apreciados todos os cálculos e curvas de calibração geradas.

3.1.1.2 – Sinal do *trigger*

Para a captura do sinal do *trigger*, utilizou-se o sensor magnético que foi adaptado ao cicloergômetro, posicionado de modo que o sinal fosse captado no extremo superior atingido pela extremidade externa do pé-de-vela, correspondente ao ponto mais alto alcançado pelo pedal numa pedalada, emitindo um pulso cada vez que o pedal o cruzasse. Como o exercício é isocinético (isto é, a faixa considerada para análise é somente a FIE) e a taxa de amostragem de todos os sinais é fixa (mesma taxa para todos os sinais coletados, a saber, 2400 Hz) a posição (ângulo de inclinação) do pé-de-vela num instante qualquer é proporcional ao tempo decorrido entre o pulso do *trigger* e este instante, ou seja, proporcional à quantidade de amostras capturadas neste intervalo de tempo. Desta maneira, pode-se determinar a posição do pé-de-vela (isto é, o ângulo Φ correspondente à sua inclinação) num instante qualquer.



Figura 3.1: Esquema ilustrando o ângulo do pé-de-vela e a localização do sensor magnético responsável pelo sinal do *trigger* (esq.) e seu uso (dir.).

3.1.1.3 – Ângulo do pedal em relação ao pé-de-vela

Para medir a inclinação do pedal em relação ao pé-de-vela utilizou-se o goniômetro

construído a partir do potenciômetro com duas trilhas resistivas. Este goniômetro foi fixado ao suporte interno do pedal, de modo que sua posição fosse rígida em relação ao pé-de-vela, porém, girasse em relação à extremidade do pedal, podendo assim, através da medição de um sinal de tensão elétrica, medir a angulação do pedal em relação ao pé-de-vela em qualquer momento, sendo o ângulo proporcional a esta tensão medida (pois a resistência do potenciômetro, por sua linearidade, é proporcional ao giro aplicado ao mesmo). Para o cálculo do ângulo instantâneo do pedal em relação do pé-de-vela durante a pedalada, uma das trilhas (interna ou externa) do potenciômetro era selecionada, dependendo da inclinação do pé-de-vela (cujo cálculo foi explicado na subseção anterior), segundo o critério a seguir:

- 1) Do início (i.e., pulso do trigger) até $\frac{1}{4}$ da pedalada completada: trilha interna.
- 2) De $\frac{1}{4}$ até $\frac{1}{2}$ da pedalada completada: trilha externa.
- 3) De $\frac{1}{2}$ até $\frac{3}{4}$ da pedalada completada: trilha externa.
- 4) De $\frac{3}{4}$ da pedalada completada até o fim da mesma: trilha interna.

A seleção das trilhas foi uma solução para contornar o efeito da descontinuidade do sinal do ângulo do pedal em relação ao pé-de-vela, causado pela existência de uma lacuna (*gap*) em cada trilha resistiva. Para isto, as trilhas foram posicionadas de forma que o *gap* interno ficasse oposto ao *gap* externo, de modo que a trilha externa compensasse o *gap* interno e vice-versa. O critério acima garante que, para o cálculo do ângulo, seja utilizado apenas o segmento de comportamento linear da trilhas e, além disso, ameniza os efeitos de descontinuidade. Apesar de eliminarem-se as descontinuidades provocadas pelos *gaps*, ainda podem-se observar pequenas descontinuidades nos valores resultantes dos ângulos (neste caso, muito mais amenas), causadas pela troca das trilhas para o cálculo dos mesmos.

A transformação do sinal de tensão medido pelo goniômetro para o sinal de ângulo a ser processado segue - devido à linearidade das regiões selecionadas em cada trilha - uma simples relação:

$$V = A.\theta + B \quad (3.1)$$

Portanto, determinando-se os valores de A e B , pode-se calcular o ângulo θ :

$$\theta = (V - B) / A \quad (3.2)$$

Tais valores de A e B dependem do quadrante em que o pé-de-vela está posicionado no momento (i.e., sua região). Para o goniômetro utilizado, foram obtidos os valores indicados a seguir, na Tabela 3.2.

Tabela 3.2 – Valores calculados de A e B , em cada região da pedalada.

Região da pedalada	Valor de A	Valor de B
De 0% a 25% do ciclo completado	0,0011391	0,14161
De 25% a 50% do ciclo completado	0,0010266	-0,023602
De 50% a 75% do ciclo completado	0,0010266	-0,023602
De 75% a 100% do ciclo completado	0,00089484	-0,18053

Os sinais medidos, obtidos do goniômetro, pela trilha externa e interna, são representados por, respectivamente:

- $vGoni1$: Tensão medida na trilha externa
- $vGoni2$: Tensão medida na trilha interna

Cálculo de θ em cada quarto da pedalada:

- 1° quarto de pedalada:

$$\theta = (vGoni2 - B_1)/A_1 \quad (3.3)$$

- 2° quarto de pedalada:

$$\theta = (vGoni1 - B_2)/A_2 \quad (3.4)$$

- 3° quarto de pedalada:

$$\theta = (vGoni1 - B_3)/A_3 \quad (3.5)$$

- 4° quarto de pedalada:

$$\theta = (vGoni2 - B_4)/A_4 \quad (3.6)$$

E neste caso, os A_i e B_i ($1 \leq i \leq 4$) recebem os valores da i -ésima linha da Tabela 3.1. Realizados estes cálculos, obtém-se o ângulo do pedal em relação ao pé-de-vela, ilustrado na Figura 3.2 a seguir:

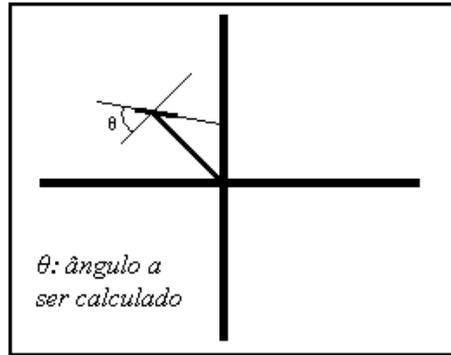


Figura 3.2: Ângulo relativo entre o pedal e o pé-de-vela calculado a partir do sinal do goniômetro.

A partir de combinações entre os ângulos θ e Φ calculados, obtém-se uma descrição completa da localização e da inclinação do pedal (tanto em relação à horizontal quando em relação ao pé-de-vela) em qualquer momento da pedalada. Portanto, pode-se também obter, por exemplo, o ângulo que indica a inclinação do pedal em relação à horizontal, bastando somar os dois ângulos calculados, θ e Φ . Assim, obtém-se a medida da inclinação instantânea do pé do ciclista durante o exercício. Para obter-se, por exemplo, o ângulo do pedal em relação ao eixo da parte inferior da perna do ciclista, podem-se usar os recursos de vídeo do laboratório da Faculdade de Educação Física da Universidade de Brasília (FEF). A Figura 3.3 mostra um esquema da descrição da instrumentação, instalada no pé-de-vela esquerdo do cicloergômetro.

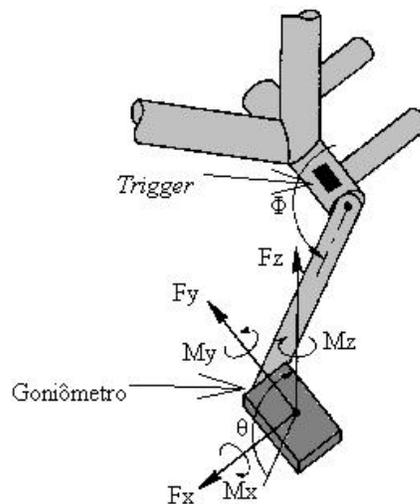


Figura 3.3: Esquema ilustrando as forças e os ângulos medidos no pedal e no pé-de-vela (modificado de Carmo, 2003).

3.1.1.4 – Forças normal e tangencial ao pedal

Para a medição das forças aplicadas ao pedal, foram utilizados os *strain gauges* acoplados ao mesmo. Tanto a força normal (empurrando ou puxando) o pedal quanto a tangencial (também empurrando ou puxando valendo-se da fixação da sapatilha) podem gerar torque no pé-de-vela. Tais forças medidas no pedal são perpendiculares (portanto, linearmente independentes) definindo, assim, um sistema de eixos onde um eixo é paralelo ao pedal e o outro eixo é perpendicular a este. A mensuração destas entidades é uma etapa necessária para a determinação das forças paralela e perpendicular ao eixo do pé-de-vela, através de uma mudança de eixos, determinação esta que por sua vez permite avaliar a força aproveitada e a força não aproveitada durante a pedalada. Tendo estas forças sido medidas, basta que a estas seja aplicado o algoritmo desenvolvido para realizar a sua correção. Estas forças podem ser mais bem entendidas com a Figura 3.4 a seguir:

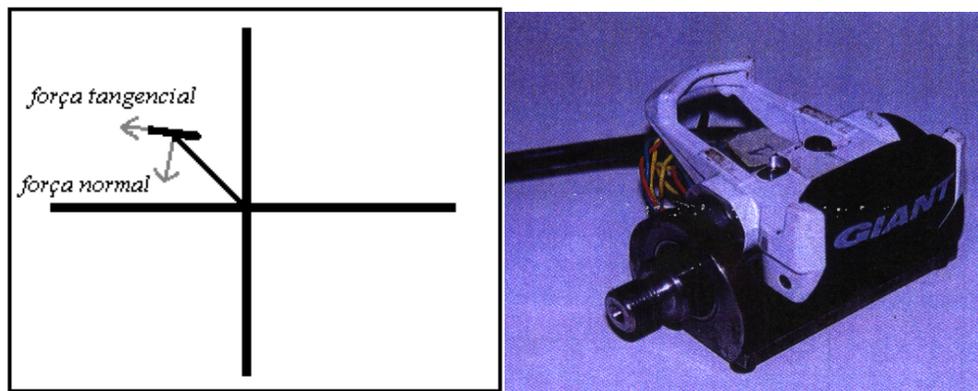


Figura 3.4: Força tangencial e força normal ao pedal (esq.) e o pedal utilizado (dir.).

A partir do cálculo das entidades mostradas nesta seção já é possível obter todos os dados necessários para calcularem-se os parâmetros biomecânicos (descritos no Capítulo 4).

3.1.2 – Aquisição do sinal eletromiográfico

Ao realizar-se a aquisição do sinal de EMG-S, devem ser levados em conta fatores, como ruídos (distorções, outros sinais elétricos presentes no processo etc.) e digitalização (amostragem, quantização etc.). Há vários tipos de ruídos e artefatos que interferem na qualidade do sinal eletromiográfico, como: a tensão da rede elétrica local – com frequência

de 60 Hz – que modula os sinais físicos nas proximidades de equipamentos elétricos; ruídos inerentemente fisiológicos, que são captados pelo eletrodo em conjunto com o potencial de ação; artefatos devidos à movimentação do eletrodo, que estão predominantemente em baixas frequências (abaixo de 10 Hz, devido à baixa velocidade do processo de movimentação do eletrodo na pele); entre possíveis outros que venham a se somar a todo o processo de aquisição. Como a parte mais significativa do conteúdo frequencial do sinal eletromiográfico se encontra entre 20 e 500 Hz (Basmajian e DeLuca, 1985), deve-se prever alguma filtragem antes da amostragem deste sinal.

Utilizou-se, para a coleta do sinal eletromiográfico, um eletromiógrafo da marca *Delsys*, modelo *Bagnoli – 2*, com eletrodo bipolar. Este eletromiógrafo, além de realizar uma pré-amplificação do sinal eletromiográfico nos eletrodos, transmite a atividade mioelétrica com distorção relativamente baixa, possuindo uma amplificação diferencial com rejeição de modo comum. São, assim, reduzidos os ruídos que se encontram na faixa de 60 Hz, em geral, oriundos das instalações elétricas locais, interferindo nas medidas dos equipamentos. Este eletromiógrafo também possui, embutido, um filtro passa-faixa, contando com uma banda passante de 20 Hz a 400 Hz, a -3 dB. A presença deste filtro garante que a amostragem a 2400 Hz seja, com grande margem de segurança, suficiente para não causar artefatos de subamostragem. Através de um comutador, os ganhos do eletromiógrafo podem ser ajustados para os valores de 100, 1000 e 10000. Para sua alimentação, o aparelho utiliza uma bateria de 9 V e, durante a coleta, o sujeito é mantido conectado ao terra do aparelho. O equipamento fornece, ainda, um sistema de segurança contra falhas do aterramento, composto por um isolamento através de um transformador. O eletromiógrafo utilizado pode ser visto na Figura 3.5:

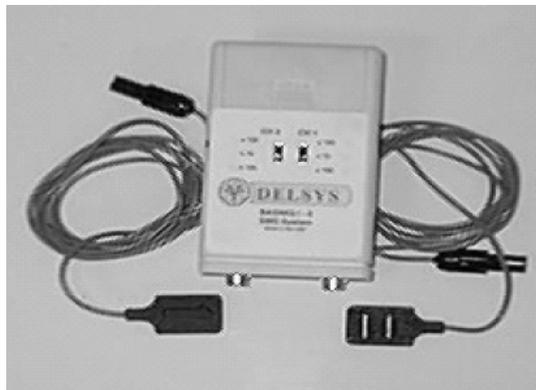


Figura 3.5: Eletromiógrafo utilizado para o registro da atividade mioelétrica.

3.1.3 – Integração da instrumentação

Todos os sinais coletados foram digitalizados em uma placa A/D, utilizando-se uma taxa de amostragem de 2400 Hz. A maior frequência contida, dentre todos os sinais coletados, é a frequência do sinal eletromiográfico e, como visto na última subseção, sua maior frequência representa muito menos que 1200 Hz, a metade da taxa de amostragem utilizada. Portanto, não houve risco de quaisquer artefatos causados por subamostragem, como *aliasing* etc. A figura 3.6 permite uma melhor visualização do procedimento integrado de aquisição dos sinais.

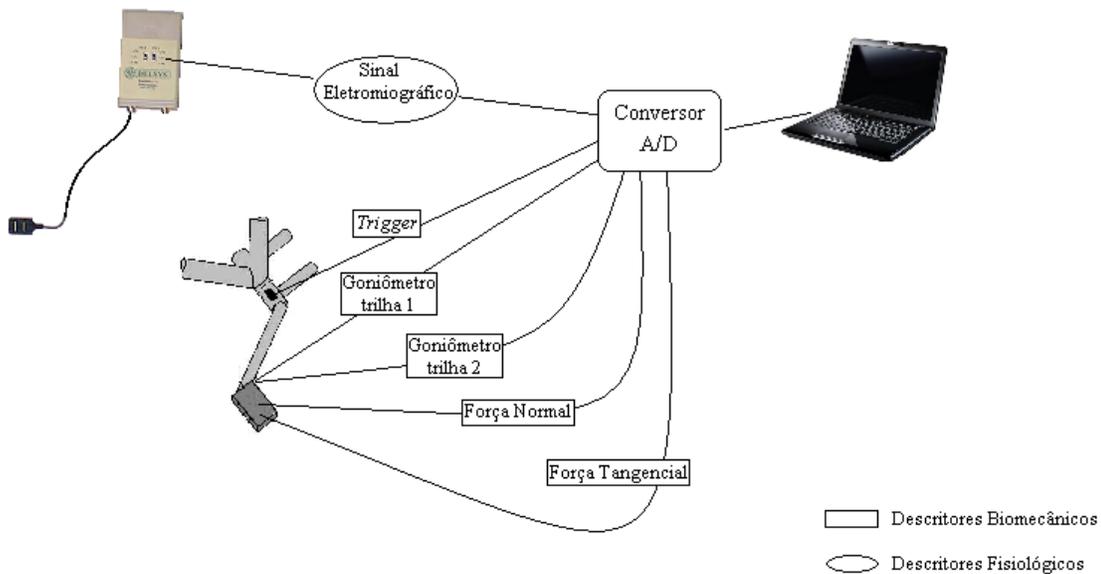


Figura 3.6: Ilustração da instrumentação integrada.

Todos os sinais foram digitalizados com a mesma placa, utilizando-se 6 (seis) canais distintos, um para cada sinal, separadamente.

O *software* utilizado para a coleta dos sinais, tanto biomecânicos como eletromiográficos, foi o *LabView*, que permite visualizar todos os sinais no momento em que estão sendo coletados. Assim, na ocorrência de qualquer irregularidade durante a coleta, a mesma era interrompida e iniciada novamente. Utilizou-se a interface gráfica deste *software*, que, deslocando os sinais no eixo das ordenadas, permitia que todos fossem observados simultaneamente. Tal facilidade permitia, por exemplo, a verificação de sincronia dos sinais e sua coerência com a atividade do ciclista no momento da observação e registro. Este mesmo *software* foi utilizado para o registro dos dados da calibração dos

pedais. O *software* utilizado, tanto para gerar as curvas de calibração como para o processamento dos sinais, foi o *MATLAB*. Primeiramente, deve-se executar a rotina de calibração dos sinais, pois há uma curva de calibração resultante para cada dia de coleta (no início de cada dia, calibravam-se os pedais com os pesos da Tabela 3.1). Com a execução desta rotina, são gerados os arquivos de calibração, os quais são utilizados pelo *MATLAB* para a obtenção correta das forças aplicadas nos pedais, realizando-se o correto processamento destes. Além dos sinais de calibração, são fornecidos como entrada no algoritmo desenvolvido em *MATLAB*, no momento do processamento, os seis sinais obtidos pelos canais separados (EMG, forças tangenciais ao pedal, forças normais ao pedal, *trigger*, trilha interna do goniômetro e trilha externa do mesmo), todos formando uma só matriz contendo estes seis vetores.

3.2 – PROTOCOLO PARA A AQUISIÇÃO DOS SINAIS

Ao serem realizadas atividades físicas, até a exaustão, com durações típicas de 3 minutos, o corpo necessita do máximo de reservas anaeróbicas disponíveis, gerando, portanto, uma quantidade significativa de ácido láctico (Medbo e Tabata, 1993). Como o exercício de pedalar até a exaustão é uma atividade de característica anaeróbica láctica, considera-se este tempo como mínimo e o máximo sendo o seu dobro, havendo assim a certeza da ocorrência da fadiga no sujeito sendo submetido ao experimento, até o seu fim (Carmo, 2001). São aplicados então dois testes, separados em dois dias consecutivos, a ciclistas profissionais. O primeiro teste não possui duração definida, e tem a finalidade de determinar-se a carga a ser utilizada para cada sujeito, individualmente, no segundo teste, no qual são coletados os sinais eletromiográficos e biomecânicos destes ciclistas.

3.2.1 – Primeiro teste

No primeiro dia, antes de tudo, são explicados ao sujeito voluntário para participar do projeto todos os procedimentos e protocolos – submetidos ao comitê de ética da Universidade de Brasília - para a aquisição dos dados, de acordo com a aceitação dos termos do convite. Registram-se os dados do participante, como peso, altura, idade etc. antes de inicializar-se o exercício no cicloergômetro. Após um breve aquecimento no cicloergômetro, o sujeito pedala a uma velocidade fixa de 30 km/h, com uma potência

inicial escolhida de tal forma que as pedaladas ocorram com tranquilidade. Então, a potência de resistência do cicloergômetro vai sendo aumentada gradualmente até a potência máxima suportada pelo sujeito, ocorrendo a exaustão. Fixa-se então 70% deste valor de potência para realizarem-se os testes do segundo dia.

3.2.2 – Segundo teste

No segundo dia, são coletados os sinais eletromiográficos e biomecânicos. Antes do início das coletas, os pedais são calibrados segundo a técnica proposta por Carmo (2001). A calibração dos pedais permite que as forças tangenciais e normais ao pedal sejam medidas. São registrados também os sinais de *trigger* e ângulo do pedal em relação ao pé-de-vela.

Para a colocação do eletrodo do eletromiógrafo, mede-se o comprimento entre a porção lateral da patela e a cabeça do fêmur da perna esquerda, tomando-se um terço deste valor medido, a partir do joelho. Depila-se e limpa-se a pele do ciclista com algodão e álcool nesta região para a fixação do eletrodo. Passam-se os fios que ligam o eletrodo ao eletromiógrafo por dentro da bermuda do ciclista, de modo a evitar deslocamentos e movimentações abruptas durante o experimento, minimizando-se os efeitos devidos a artefatos de movimento.

Após serem conectados todos os aparelhos, o sujeito realiza um leve aquecimento, pedalando em baixa potência, durante aproximadamente 5 minutos. O aquecimento é realizado visando evitarem-se lesões no atleta durante o exercício, sendo realizado por não mais de 5 minutos, de modo a não causar a fadiga no atleta antecipadamente. Durante o aquecimento pode-se verificar a qualidade dos sinais captados pelos pedais e eletromiógrafo, corrigindo-se eventuais falhas antes de realizarem-se as coletas. Terminado o aquecimento, inicia-se a coleta dos sinais, com o sujeito pedalando a 30 km/h, com a potência de resistência do cicloergômetro que foi definida em seu primeiro teste, no dia anterior. Os dados são então coletados até o momento da fadiga, no qual termina a FIE.

De posse dos dados, há a necessidade de processá-los de modo a extrair as informações desejadas, como torque, desempenho, relações entre o sinal de EMG e o sinal de torque etc. São descritas no próximo capítulo as diversas metodologias e abordagens para o processamento desses sinais coletados, discutindo-se suas interpretações e implicações.

4 – TÉCNICAS UTILIZADAS E ANÁLISES

4.1 – SINAIS BIOMECÂNICOS

Para analisar os parâmetros biomecânicos e mioelétricos, desenvolveu-se um método de avaliação que permite fornecer ao atleta uma resposta em relação à atividade realizada pelo mesmo. A eficiência da pedalada é uma informação de interesse, em especial de ciclistas profissionais competidores. Tal informação revela quais as parcelas aproveitadas e desperdiçadas da energia total gasta pelo atleta e, em especial, verifica-se em quais momentos específicos o rendimento da força aplicada ao pedal está sendo maior ou menor. Essa avaliação permite ao ciclista reavaliar sua maneira de pedalar, quando necessário, e quando possível, corrigir a maneira de fazê-lo, no que se refere à angulação dos pedais no decorrer da pedalada. Para avaliar a pedalada são analisados, predominantemente, os sinais biomecânicos, os quais podem ser correlacionados com o comportamento mioelétrico. Como os resultados obtidos são de grande ajuda ao entendimento da metodologia, alguns destes serão apresentados ao longo deste capítulo.

4.1.1 – Análise de eficiência biomecânica da pedalada

Nesta parte do trabalho são descritos uma metodologia e um critério desenvolvidos para a análise objetiva do desempenho de ciclistas em contrações cíclicas (pedaladas) isocinéticas, no que se refere ao aproveitamento da energia gasta durante o exercício.

A análise do desempenho e a mensuração da porcentagem aproveitada e não aproveitada da energia total gasta no exercício resistido em cicloergômetro tem sua importância não só de cunho acadêmico, mas como um retorno ao atleta para que o mesmo possa avaliar sua própria técnica de pedalar, melhorando-a onde necessário e possível for.

Pode-se, com conceitos simples de física e cinemática vetorial, mostrar a possibilidade de que um ciclista com maior massa muscular apresente desvantagem em relação a um ciclista com inferior massa muscular, desvantagem essa determinada pela técnica de pedalar de cada um, inclusive assumindo-se que a força aplicada pelo primeiro indivíduo aos pedais supera, continuamente, ao longo de todo o exercício, a força aplicada

pelo segundo indivíduo.

Observa-se então a necessidade de haver um método que permita a avaliação do rendimento no que se refere ao aproveitamento da energia, visto que, além dos fatores geométricos do posicionamento dos membros inferiores (que determinam a fração da energia que é aproveitada), inevitavelmente, o ciclista atinge o momento de ruptura na sua disposição temporária em permanecer pedalando, ocorrendo a fadiga.

Para tal avaliação, descreve-se um simples modelo que permite medir os parâmetros relevantes à análise.

4.1.1.1 – Sobre o modelo proposto

O modelo proposto pode ser deduzido simplesmente pela observação das entidades vetoriais que descrevem o torque aplicado, a força resultante na direção perpendicular ao eixo do pé-de-vela (força esta que gera, efetivamente, o torque), a força resultante na direção do eixo do pé-de-vela e a força total resultante da pressão do pé sobre o pedal. Tais parâmetros biomecânicos fornecem uma descrição da relação entre a atuação do ciclista e o efeito dessa atuação sobre o cicloergômetro.

Os sinais necessários, para a estimativa dos parâmetros da eficiência, são: sinal do *trigger*, ângulo do pedal em relação ao pé-de-vela, força normal ao pedal e força tangencial ao pedal.

4.1.1.2 – Cálculo da parcela aproveitada e não aproveitada da força aplicada

Para determinar a parcela da força aplicada que, de fato, é utilizada durante a prática do ciclismo, devem-se medir a força que gera torque e, conseqüentemente, a força que não o gera. Para tal medição, são suficientes as informações dos ângulos e das forças aplicadas. A parcela que gera o torque determina a parcela aproveitada da força aplicada, isto é, a parcela de força que faz o pé-de-vela girar. A força na direção do eixo do pé-de-vela corresponde à parcela não aproveitada, para a qual o pé-de-vela oferece reação em igual módulo e direção, com sentido oposto e, portanto, não contribuindo para mudança de configuração do sistema.

Obtêm-se os valores destas forças decompondo-se a força tangencial e a força

normal ao pedal nos eixos paralelo e perpendicular ao pé-de-vela, utilizando-se o ângulo do pedal em relação ao pé-de-vela.

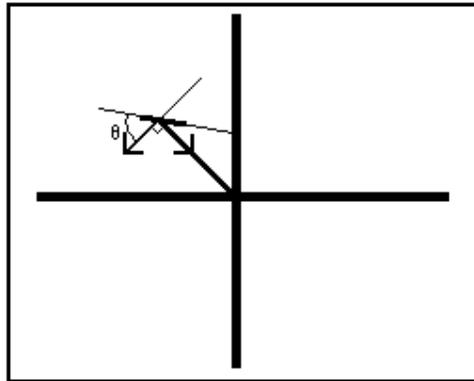


Figura 4.1: Força perpendicular e força paralela ao pé-de-vela, gerando torque e reação do mesmo, respectivamente.

Com esses dados, pode-se obter o coeficiente de eficiência da pedalada, representada pela taxa da força útil em relação à força total aplicada pelo atleta, coeficiente que assume valores entre '0' e '1', da menor para a maior eficiência. Tal análise é semelhante à análise do fator de potência de circuitos elétricos transformadores, que também representado pelo ângulo do vetor, no caso, da impedância do circuito, num eixo complexo. Tal análise pode ser aplicada na presente situação, onde a força total aplicada assume o papel da impedância, a força aproveitada representa a resistência (parte real) e a força desperdiçada representa a reatância (componente imaginária), também através de uma representação fasorial, como ilustrado na Figura 4.2:

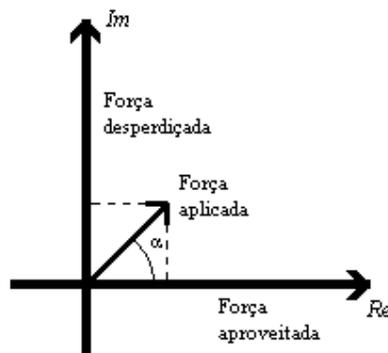


Figura 4.2: Esquemática do aproveitamento instantâneo da força aplicada num dado instante. O eixo real representa a força aproveitada e o eixo imaginário representa a força que se cancela com a reação do pé-de-vela. O fator de aproveitamento é indicado no diagrama fasorial por $\cos(\alpha)$.

Tal representação é idêntica à representação fasorial da tensão aplicada e do ângulo de fase num circuito RLC em série. A reação do pé-de-vela é análoga à reatância indutiva subtraída da reatância capacitiva, e a força na direção do braço de alavanca (responsável pelo torque) é análoga à resistência. O total da força aplicada no pedal tem como análogo o módulo da impedância complexa do circuito RLC. Da mesma forma que acontece no circuito, é desejável que a projeção da força aplicada no eixo real preserve a maior parcela possível do módulo desta força, ou seja, deseja-se que o valor de $\cos(\alpha)$ seja o mais próximo de 1 quanto possível for.

4.1.1.3 – Torque efetivo resultante

Como já mencionado, para o cálculo do torque, utilizam-se os sinais do ângulo do pedal em relação ao pé-de-vela, força tangencial ao pedal e força normal ao pedal. Um comportamento típico do ângulo do pedal em relação ao pé-de-vela é ilustrado na Figura 4.3 abaixo que mostra o exemplo deste ângulo no decorrer de uma pedalada:



Figura 4.3: Inclinação do pedal em relação ao pé-de-vela. Comportamento típico da inclinação em um ciclo completo de pedalada na FIE.

Pode-se observar que esta inclinação típica do pé do ciclista durante a pedalada apresenta um comportamento quase linear em função das amostras da pedalada. Isso pode ser confirmado verificando-se que a inclinação absoluta do pedal (em relação à horizontal) do pedal se mantém em torno de zero, em praticamente toda a pedalada, o que de fato ocorre:

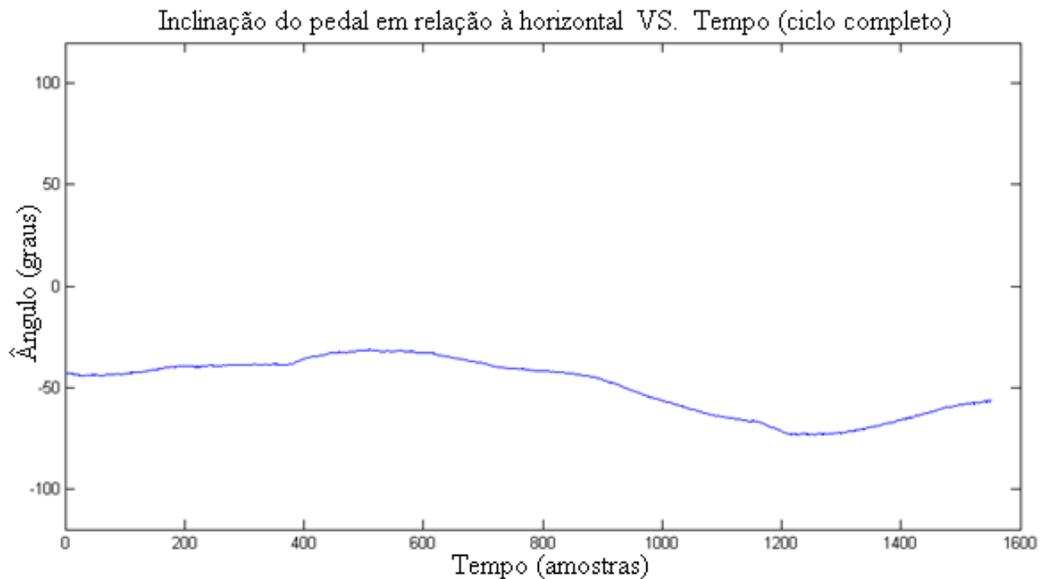


Figura 4.4: Inclinação do pedal em relação à horizontal. Comportamento típico da inclinação em um ciclo completo de pedalada na FIE.

Verifica-se que esta inclinação se mantém em torno de zero, com uma pequena região (durante a segunda parte da pedalada, fase de subida) onde, neste caso, o ciclista tende a inclinar o pé para frente, formando quase um ângulo reto, durante a puxada do pedal. Verifica-se que a quantidade média de amostras realizadas numa pedalada, neste caso, está próxima de 1600 amostras/pedalada. Como a amostragem foi feita a 2400 Hz, conclui-se que o ciclista em questão realizou, em média, 1,5 pedaladas/segundo. Como já dito, o sinal está sujeito à presença de uma pequena descontinuidade na transição do primeiro quarto para o segundo quarto de pedalada, momento em que se troca uma trilha resistiva pela outra. Esta descontinuidade, por sua vez, é muito menor que aquela observada ao utilizar-se um goniômetro simples (com somente uma trilha resistiva), onde os efeitos do *gap* são muito mais bruscos, pois o mesmo não é compensado por outra trilha resistiva. Neste caso, a descontinuidade pouco afeta o comportamento local e ainda menos o comportamento global dos descritores biomecânicos. Os outros parâmetros biomecânicos importantes para a medida do desempenho, como dito anteriormente, são as forças tangenciais e normais ao pedal. A força tangencial ao pedal, como se pode observar na próxima figura, pode sofrer razoável variância de comportamento ao longo do exercício.

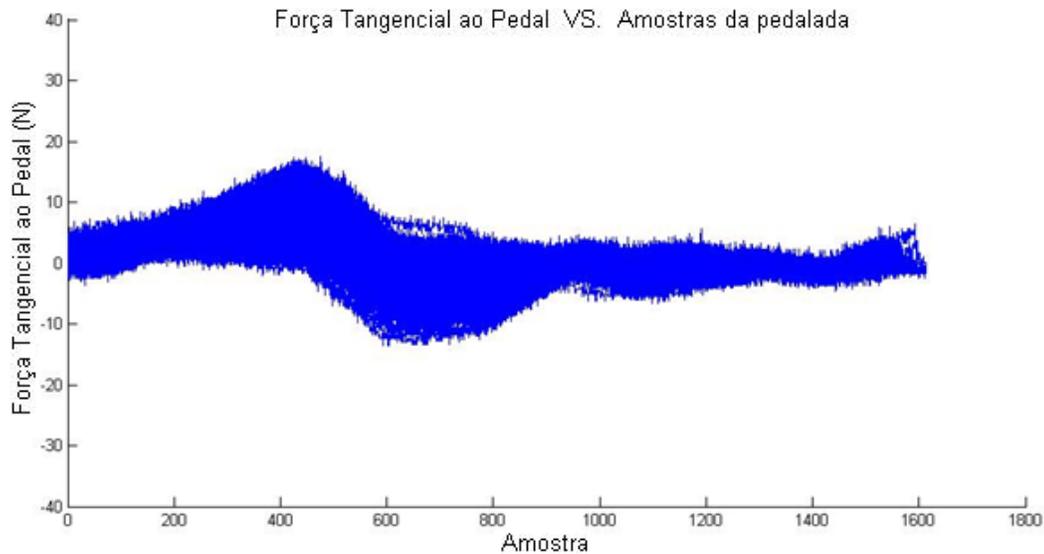


Figura 4.5: Força tangencial ao pedal. Ilustração com as curvas de todas as pedaladas da FIE sobrepostas.

Como há grande parte – em torno do eixo onde a força é nula – preenchida por curvas, percebe-se que muitas pedaladas apresentaram flutuações de amplitude média da força tangencial, em relação a outras pedaladas no mesmo experimento ou em relação à própria média. Com isso, pode-se inferir uma maior variância do comportamento médio das forças tangenciais ao pedal ao longo das pedaladas (ou ao longo de uma pedalada). Isto significa que, globalmente, ao longo do exercício, o comportamento desta força em cada pedalada apresentou grandes variações. Isso, juntamente com as baixas amplitudes (relativamente aos outros sinais de força que ainda serão vistos) ocorre, em parte, possivelmente devido ao fato que ciclistas, em geral, dão maior atenção ao ato de empurrar ou puxar o pedal (para baixo e para cima, respectivamente), em contraste com a atenção dedicada em empurrar ou puxar o pedal (para frente e para trás, respectivamente). Os valores positivos de tal força significam que o ciclista está empurrando o pedal (no sentido de aumentar o ângulo de abertura do joelho ou de diminuir o ângulo de abertura do fêmur em relação ao abdômen), e os valores negativos da força resultante na direção tangencial, por sua vez, mostram a tendência contrária, isto é, de puxar o pedal (para trás, no sentido oposto ao anterior, ou seja, de diminuir o ângulo de abertura do joelho ou de aumentar o ângulo de abertura do fêmur em relação ao abdômen). A Figura 4.6 permite ver o comportamento médio das forças tangenciais ao pedal em um ciclo, ao longo de toda a FIE.

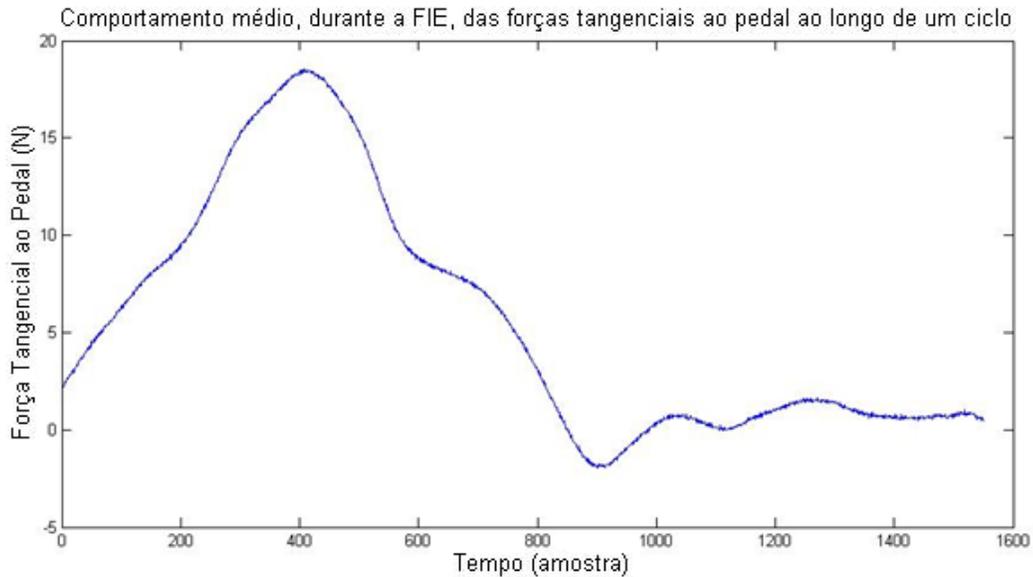


Figura 4.6: Comportamento médio das forças tangenciais aplicadas ao pedal do cicloergômetro ao longo dos ciclos da FIE.

Observa-se, portanto, que a contribuição significativa ocorre na primeira metade da pedalada, onde as forças tangenciais estão no mesmo sentido do movimento do pedal, contribuindo para o giro do pé-de-vela. Na segunda metade da pedalada, o comportamento médio observado mostra que as forças tangenciais estão em torno de zero (eixo horizontal, onde a força é nula), pouco contribuindo para o giro do pé-de-vela. Comparando-a com a força normal resultante sobre o pedal, também pode ser constatado que a maior parcela de força aplicada resultante sobre o mesmo provém desta força (resultante na direção normal ao pedal), sendo que, portanto, a minoria da contribuição é oriunda das forças tangenciais ao pedal.

As forças normais ao pedal mostram um comportamento razoavelmente semelhante ao comportamento das forças tangenciais. A Figura 4.7 ilustra o comportamento das forças normais nos ciclos da FIE, sobrepondo-se as curvas geradas em cada ciclo, permitindo-se observar, neste caso, a regularidade das forças aplicadas ao longo do exercício quando o ciclista é submetido a um protocolo isocinético para a coleta dos dados biomecânicos. A Figura 4.8, por sua vez, mostra seu comportamento médio em um ciclo, ao longo de toda a FIE.

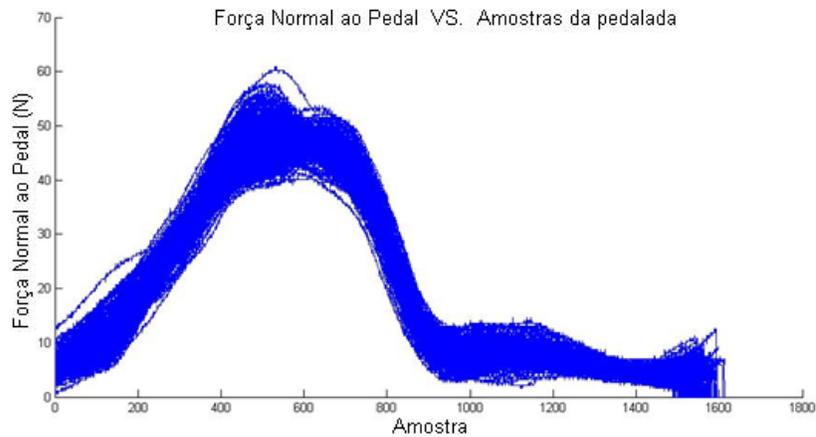


Figura 4.7: Força normal ao pedal. Ilustração com as curvas de todas as pedaladas da FIE sobrepostas.

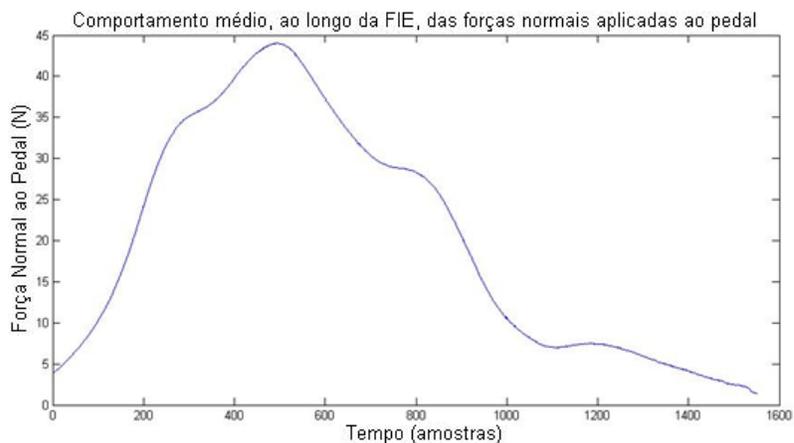


Figura 4.8: Comportamento médio das forças normais aplicadas ao pedal do cicloergômetro ao longo dos ciclos da FIE.

Observa-se que as forças normais atingem valores de pico em torno 60 N, enquanto que as forças tangenciais não superam os 20 N, confirmando a afirmação anterior de que a maior parcela das forças aplicadas se mantém na direção normal ao pedal. Neste caso, analogamente à força tangencial, os valores positivos de força normal indicam que o ciclista empurra o pedal para baixo, enquanto valores negativos desta força indicam que este puxa o pedal para cima. Observa-se, pela figura 4.8, que não há valores negativos desta força. Logo, na segunda metade da pedalada a contribuição efetiva da força normal é negativa, contrária ao sentido do giro do pé-de-vela. Em parte, isso ocorre devido à força-peso da perna agindo sobre o pedal (que na primeira metade da pedalada aumenta a contribuição normal), mas também, devido ao fato de que dificilmente ciclistas conseguem puxar o pedal para cima com força e velocidade tais que acompanhem aquelas oriundas da

outra perna, que neste momento, empurra o pedal para baixo. Isto é, na segunda metade da pedalada, a força resultante medida mostra que, de fato, é o pedal que empurra a perna para cima e não a perna que o está puxando. Observa-se também que, em todas as pedaladas da FIE, praticamente toda a energia deste sinal está concentrada na primeira metade do ciclo. Verifica-se então que a primeira metade do ciclo de uma pedalada da FIE corresponde à maioria do trabalho total realizado pelo ciclista nesta pedalada. Isto indica que, no sinal de torque de uma pedalada da FIE, deve-se observar uma descontinuidade na transição da primeira metade para a segunda metade do ciclo, devido ao fato de que a força total aplicada (em sua maior parte, proveniente da direção normal ao pedal) que ao final da primeira metade está contribuindo positivamente para o giro do pé-de-vela, está, logo após a transição para a segunda metade, contribuindo negativamente para o giro do pé-de-vela, pois o ciclista, neste momento, ainda empurra o pedal para baixo. Isto é um fator que dificilmente se modifica, pois, evidentemente, um ciclista não poderá mudar instantaneamente o sentido da força normal aplicada ao pedal. Um procedimento possível, neste caso, é estudar a otimização desta força aplicada, para que este ciclista aplique uma força tal que nem deixe de contribuir na primeira metade do ciclo, e nem contribua muito negativamente logo após a passagem para a segunda metade. Observa-se que, além disso, como as forças normais e tangenciais ao pedal fornecem, como resultante, pouca contribuição para o giro do pé-de-vela, a inércia do giro é responsável, em grande parte, por mantê-lo. A Figura 4.9 ilustra os sinais – sobrepostos – de torque efetivo das pedaladas, correspondentes a os sinais de força e ângulo mostrados anteriormente:

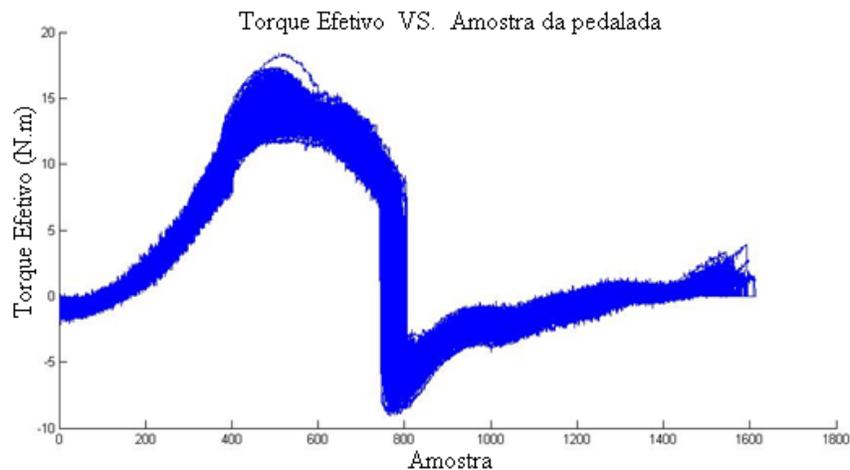


Figura 4.9: Torque efetivo sobre o pé-de-vela. Ilustração com as curvas de todas as pedaladas da FIE sobrepostas.

Da mesma maneira, o torque efetivo, quando positivo, significa que está no sentido do giro do pé-de-vela e quando negativo, no sentido oposto, forçando-se o pé-de-vela no sentido contrário de seu movimento. Como mencionado, observa-se a descontinuidade na transição da primeira para a segunda metade do ciclo de pedalada. O tamanho de tal descontinuidade depende da – e é inerente à – técnica de pedalar do ciclista em questão. Como dito, não é praticável trocar, instantaneamente, o sentido do torque aplicado, na iminência de se cruzar a metade do ciclo. A transição é feita suavemente, nos melhores casos, como pode ser visto, terminando-se o ciclo em torno ou pouco acima de zero. Pode-se também visualizar o sinal do torque médio por pedalada, ao longo de todo o exercício, na FIE. Este é um parâmetro, que como observado nos experimentos, depende de cada ciclista e de seu modo de reagir ao esforço e à iminência da fadiga. Observou-se que alguns ciclistas podem melhorar seu torque médio no decorrer do experimento, com a aproximação da situação de fadiga, enquanto outros o pioram, à medida que a fadiga se aproxima. O comportamento correspondente ao mesmo experimento dos sinais que foram vistos segue na Figura 4.10:

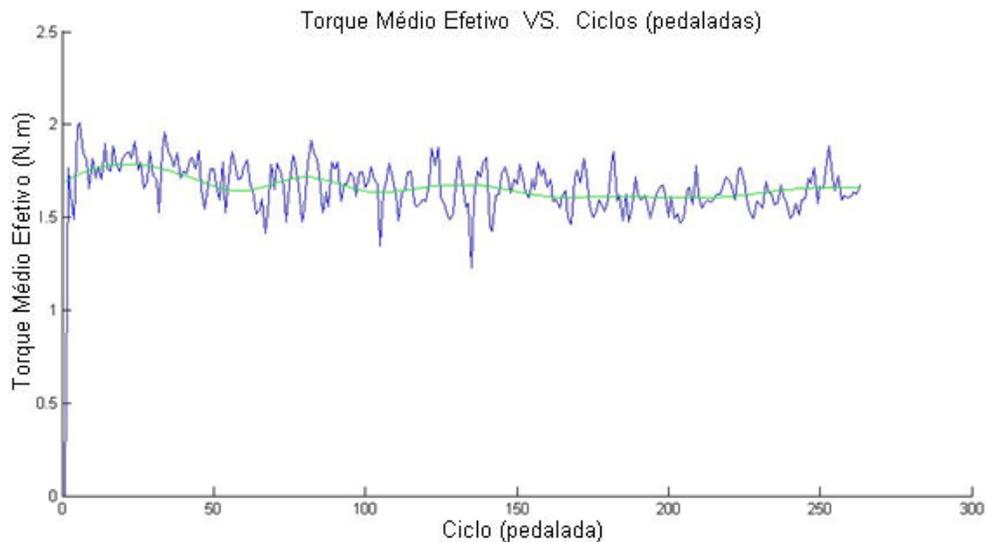


Figura 4.10: Torque médio efetivo de cada pedalada da FIE.

4.1.1.4 – Fator de aproveitamento das forças aplicadas

Com base nas forças já calculadas, pode-se então calcular o fator de aproveitamento das forças aplicadas durante a pedalada. A parcela de força responsável

por gerar o torque efetivo corresponde àquela perpendicular ao pé-de-vela, portanto, para calculá-la, deve-se utilizar da mudança de eixos (do eixo do pedal para o eixo do pé-de-vela). Desta forma, basta considerar-se a parcela de força perpendicular ao pé-de-vela. A Figura 4.11 mostra uma curva de fator de aproveitamento (neste caso, o fator de aproveitamento instantâneo, isto é, por amostra) ao longo de uma pedalada da FIE. Tal descrição segue o comportamento típico do fator de aproveitamento de um ciclista ao longo de um ciclo de pedalada. Pode-se notar que o aproveitamento mais significativo ocorre durante a fase de potência da pedalada e, ao início da fase de recuperação, apresenta-se um fator negativo de aproveitamento, evidenciando a atividade da outra perna do ciclista predominando, estando esta última na fase de potência, no momento.

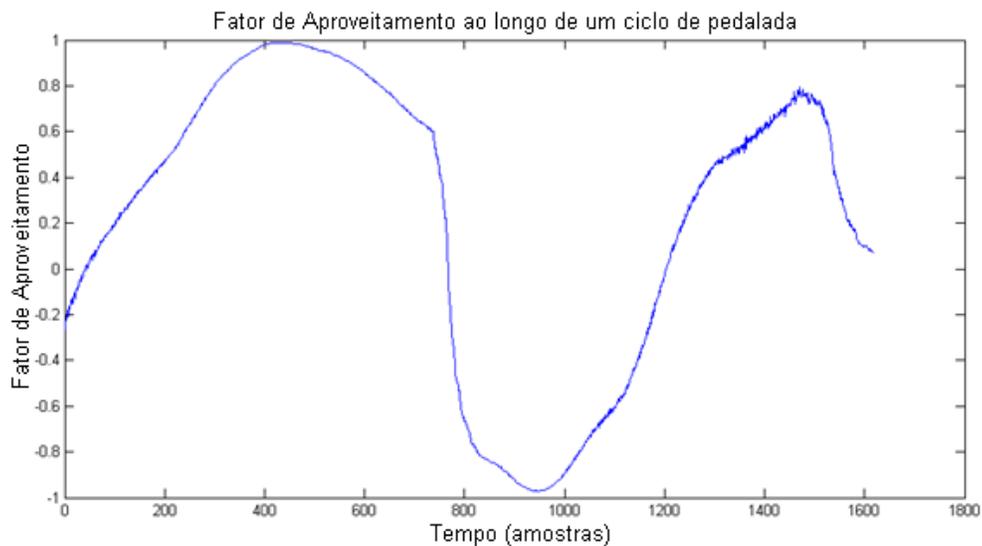


Figura 4.11: Fator de aproveitamento (instantâneo) ao longo da pedalada. Ilustração com a curva de uma pedalada da FIE.

Como já mencionado, este fator é um coeficiente que varia entre '-1' e '+1', sendo '+1' quando toda a força aplicada estiver sendo aproveitada. Percebe-se que este fator é próximo do ideal quando aproximadamente 25% da pedalada foi completada (transição entre o primeiro e o segundo quarto da pedalada). A Figura 4.12 mostra o comportamento global do fator de aproveitamento de um dos sujeitos, com o fator de aproveitamento médio por pedalada ao longo de toda a FIE. Pode-se perceber nesta figura que o valor de pico de aproveitamento médio por pedalada alcançado por este sujeito foi próximo de 0,2, ainda no início da FIE.

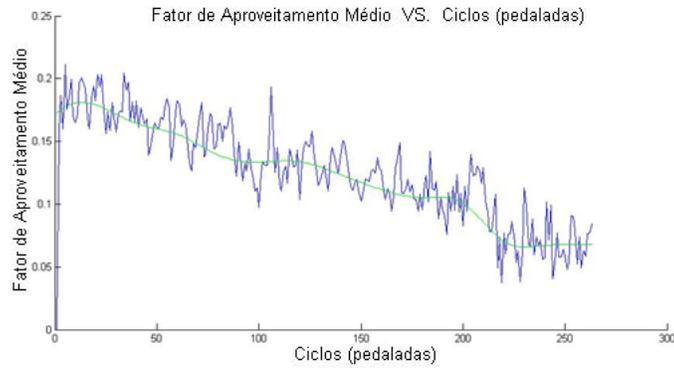


Figura 4.12: Fator de aproveitamento médio de cada pedalada da FIE.

4.1.1.5 – Força relativa à reação do pé-de-vela

Parte da força aplicada pelo ciclista é inevitavelmente desperdiçada, sendo respondida com uma reação do pé-de-vela, força esta de mesma intensidade e direção, com sentido oposto à aplicada (i.e. à porção da força aplicada na direção do eixo do pé-de-vela). Calcula-se analogamente à parcela de força que gera torque. É mostrado na Figura 4.13 o sinal referente ao mesmo indivíduo.

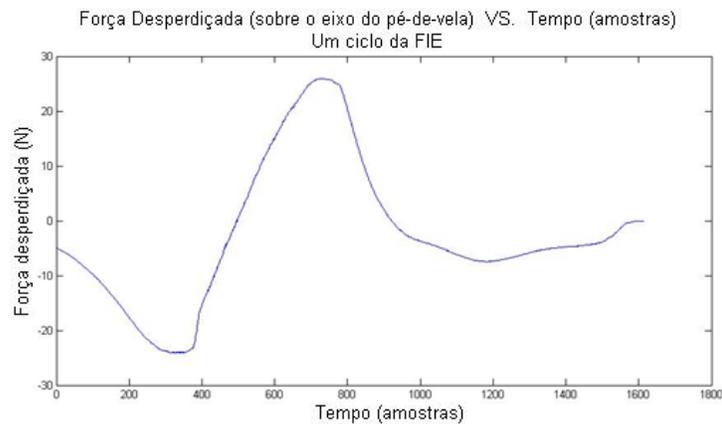


Figura 4.13: Força reativa do pé-de-vela por amostra. Comportamento em um ciclo da FIE.

A região onde esta força é negativa corresponde ao momento em que o pé-de-vela é pressionado (força de compressão). A parte positiva, por sua vez, corresponde ao ato de puxar o pé-de-vela na direção radial, para fora do ponto fixo do pé-de-vela (força de tração). A Figura 4.14 mostra o comportamento global desta força, com seu valor médio por pedalada, e seu respectivo ajuste polinomial.

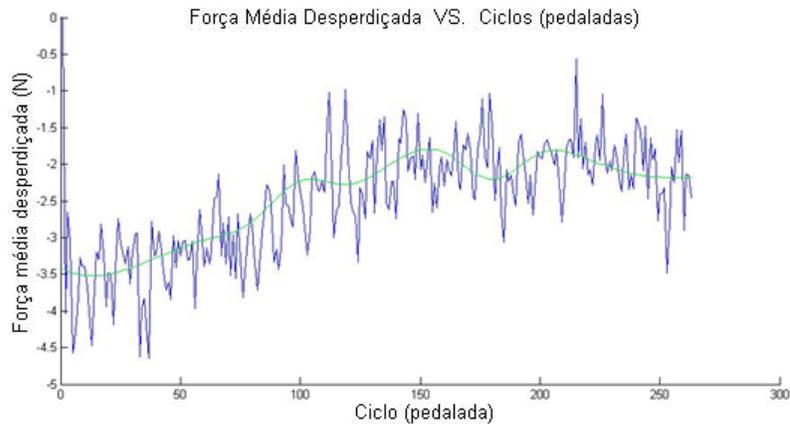


Figura 4.14: Força média desperdiçada de cada pedalada da FIE.

Valores próximos de zero correspondem a pedaladas nas quais há um balanço quase simétrico de quantidade de força de compressão e tração sobre o pé-de-vela. Portanto valores próximos do zero, neste último gráfico, não significam um melhor aproveitamento, mas simplesmente que há um balanço entre as forças empregadas pelo ciclista em pressionar ou puxar o pé-de-vela, no sentido de seu eixo, cancelando-se os sinais da força reativa, sendo apenas decorrente do tratamento vetorial da mesma.

4.2 – SINAL ELETROMIOGRÁFICO

Para a observação da fadiga, foram utilizados vários parâmetros do sinal de EMG, como MDF, MNF, espectrograma, deslocamento espectral, energia das bulhas, etc. Para realizar estes cálculos, é necessário, primeiramente, definirem-se janelas adequadas de operação sobre o sinal de EMG. A definição destas janelas, por sua vez, exige um conhecimento do comportamento do ruído contido no sinal de EMG coletado, em especial no que se refere à energia que o mesmo carrega. Para isto, são realizadas algumas etapas, até que se tenham as bulhas segmentadas, incluindo-se filtragem e detecção de envoltória do sinal eletromiográfico. A filtragem é realizada no domínio da transformada Wavelet, sendo a versão filtrada utilizada para o cálculo das envoltórias. A envoltória do sinal de EMG é então utilizada para sua segmentação por apresentar, fundamentalmente, comportamento suave ao longo do tempo, permitindo-se que algoritmos de segmentação sejam mais eficientemente empregados sobre esta do que sobre o sinal de EMG bruto, que apresenta, em especial localmente, comportamento ruidoso, dificultando a convergência de algoritmos. Além disso, a envoltória do sinal permite, globalmente, uma boa visualização

Este procedimento promove uma suavização do sinal, sendo de grande utilidade na identificação das bulhas, devido à minimização dos ruídos presentes no sinal de EMG coletado pelo eletromiógrafo. As defasagens ilustradas à esquerda da imagem correspondem a defasagens fixas (i.e., uma quantidade fixa de amostras deslocadas circularmente), já as últimas (após a filtragem no domínio da transformada Wavelet) são defasagens de acordo com a fase obtida pela sequência de deslocamentos circulares antes da filtragem, de modo que o sinal filtrado retorne à posição original, sem defasagem alguma. A figura abaixo mostra um exemplo de segmento de sinal filtrado com este procedimento:

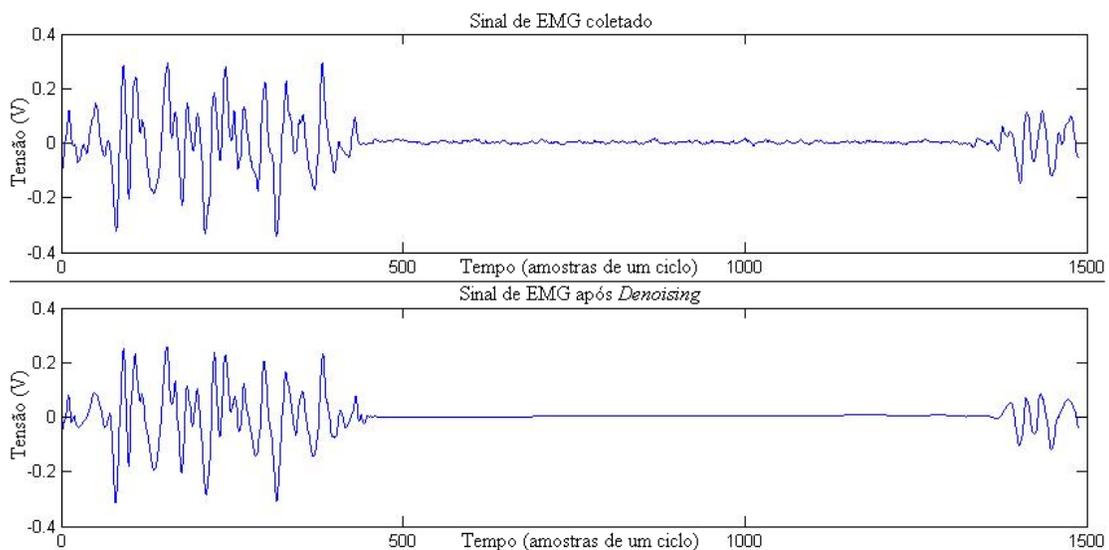


Figura 4.16: Exemplo de um segmento de sinal de EMG coletado e após *Denoising*.

Percebe-se a eliminação do conteúdo ruidoso presente no sinal quando de sua coleta pelo eletromiógrafo. O próprio eletromiógrafo possui um filtro obtido que elimina os ruídos e artefatos de baixas frequências (abaixo e em torno de 10 Hz), devidos aos deslocamentos do eletrodo e outros fatores biomecânicos, e os ruídos de altas frequências (acima dos 400 Hz), obtidos na tensão elétrica registrada pelo eletrodo. Mas há, ainda, ruídos inseridos pelo próprio eletromiógrafo, além dos ruídos contidos nas frequências da atividade mioelétrica, que se somam ao sinal eletromiográfico e não são filtrados pelo eletromiógrafo. O uso de Wavelets é uma alternativa interessante para se lidar com estes artefatos do sinal eletromiográfico.

4.2.2 – Detecção de Envoltória

Uma etapa importante na descrição qualitativa e quantitativa do comportamento mioelétrico do ciclista consiste na determinação da envoltória das bulhas, obtendo-se o comportamento da amplitude da tensão elétrica oriunda do vasto lateral registrada ao longo da FIE. De posse da envoltória do sinal, realiza-se posteriormente a segmentação das bulhas mais eficientemente, segundo um critério de imposição de razão sinal-ruído (SNR).

A detecção de envoltória é um procedimento típico onde se utilizam filtros do tipo passa-baixa, sejam filtros analógicos ou digitais. No caso de filtros analógicos, o princípio é simples, podendo ser utilizado um filtro passa-baixa resistivo-capacitivo com um diodo. Uma situação corriqueira da detecção analógica da envoltória de um sinal é na demodulação de sinais modulados por amplitude com portadora (AM-DSB – modulação por amplitude com banda lateral dupla):

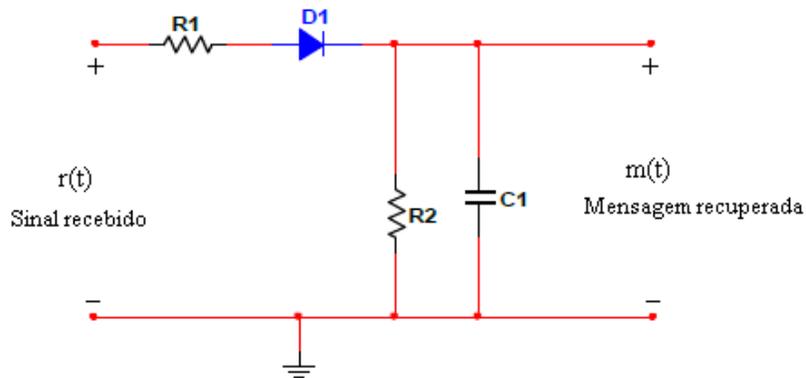


Figura 4.17: Exemplo de detecção de envoltória com um circuito analógico.

Outra maneira de se realizar a detecção da envoltória de um sinal é digitalmente. Em geral, submete-se o sinal a uma interpolação – operação cuja característica é a de um filtro passa-baixas – polinomial, por exemplo. O algoritmo utilizado para calcular a envoltória do sinal eletromiográfico consiste em uma interpolação cúbica janelada do sinal de EMG em valor absoluto, utilizando-se como pontos da interpolação os valores de máximo local, correspondentes aos máximos globais do sinal restrito a cada janela. Este procedimento é aplicado ao sinal de EMG filtrado (com o algoritmo descrito na subseção anterior) em valor absoluto, como mostra a figura a seguir:

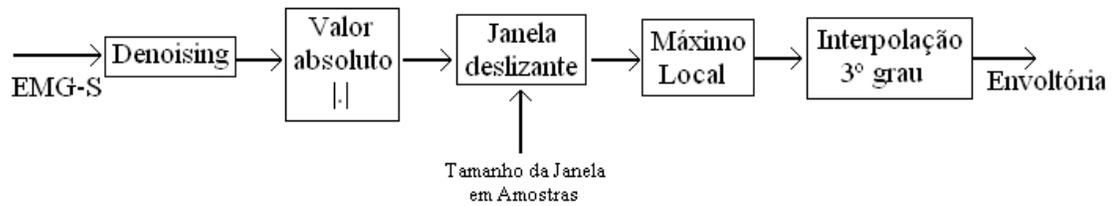


Figura 4.18: Detecção de envoltória do sinal de EMG.

Como indicado, os parâmetros de entrada são o sinal eletromiográfico e o tamanho desejado para as janelas do sinal. Neste caso, o janelamento utilizado foi fixo, mas há também como aplicar um janelamento adaptativo, cuja variação dependa da maior frequência contida na janela em questão. O uso de um janelamento adaptativo não se justificou nesse caso por fornecer saída quase idêntica com um custo computacional razoavelmente superior. Outro algoritmo de detecção de envoltória de sinais eletromiográficos foi descrito por Schwartz et al. (2010).

Aplicando-se este algoritmo, obtém-se a envoltória do sinal de EMG, que corresponde, qualitativamente, a uma descrição de seu comportamento em baixas frequências, indicando sua amplitude ao longo do experimento. A próxima figura mostra um segmento do sinal eletromiográfico e sua respectiva envoltória calculada utilizando-se este algoritmo descrito:

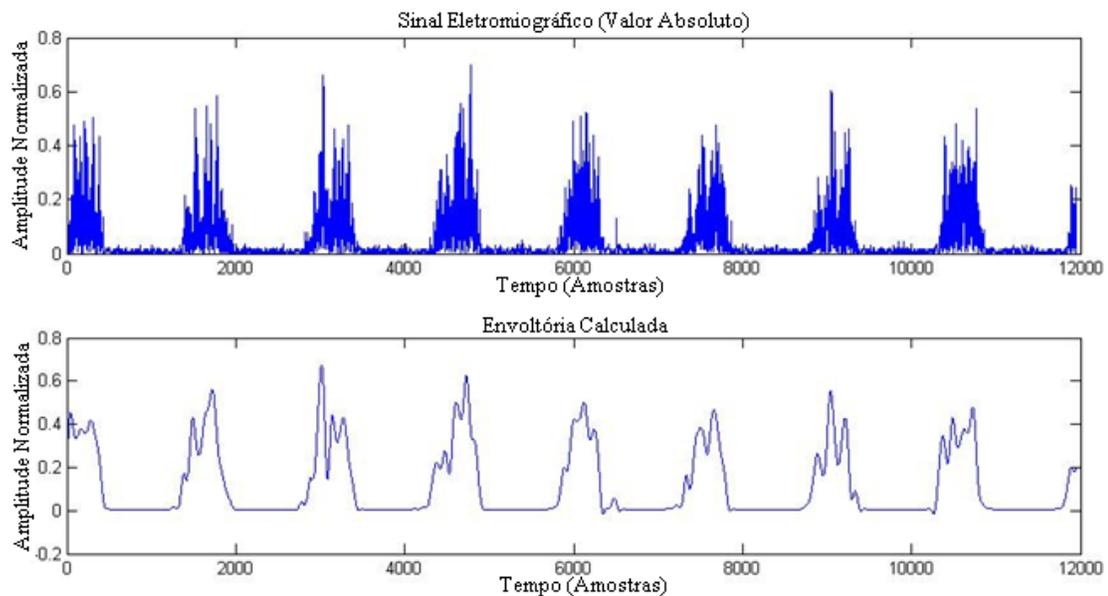


Figura 4.19: Cálculo da envoltória do sinal eletromiográfico.

Neste exemplo, a janela utilizada foi de 35 amostras, que resulta numa envoltória bastante razoável, acompanhando o comportamento do sinal de EMG satisfatoriamente, com uma curva suave, fornecendo uma estimativa visual para a energia das bulhas.

4.2.3 – Identificação das bulhas

Para a identificação das bulhas dentro das pedaladas, foi utilizado um critério impondo-se um valor de SNR sobre a envoltória calculada do sinal de EMG para a determinação do início e do fim da bulha.

Podem ser tomadas, primeiramente, duas amostras as quais já se sabe que estão fora da bulha, não representando uma amplitude relativa à atividade mioelétrica. Tais amostras podem ser escolhidas empiricamente, tendo-se, de antemão, algum conhecimento sobre a localização aproximada da bulha dentro de um ciclo completo. Neste caso, foi tomada uma amostra inicial, a qual já se sabe que pertence à região onde há a atividade mioelétrica, em outras palavras, dentro da bulha. A amostra escolhida como inicial, foi, então, a amostra correspondente ao pico de energia do ciclo eletromiográfico. Antes de tudo, portanto, foram determinadas as amostras correspondentes aos picos de energia. Isto foi feito utilizando um método de bissecção sobre o sinal de energia (quadrado do módulo do sinal, neste caso, o segmento correspondente ao ciclo em questão). A partir desta amostra central (de pico de energia), foram tomadas as amostras correspondentes a um deslocamento de 30% do comprimento do ciclo inteiro, para mais e para menos, determinando um intervalo, centrado na amostra de pico de energia do ciclo, com 60% do comprimento do ciclo completo. A partir da amostra adiantada (à direita), decresceu-se o valor da mesma, até que o valor de SNR atingisse 20 dB, pelo método do ruído do canal ocioso (Schwarz, 2010), e esta amostra foi então tomada como o final da bulha. Analogamente foi feito para a amostra atrasada (partindo da esquerda). Este procedimento é ilustrado a seguir na figura 4.20:

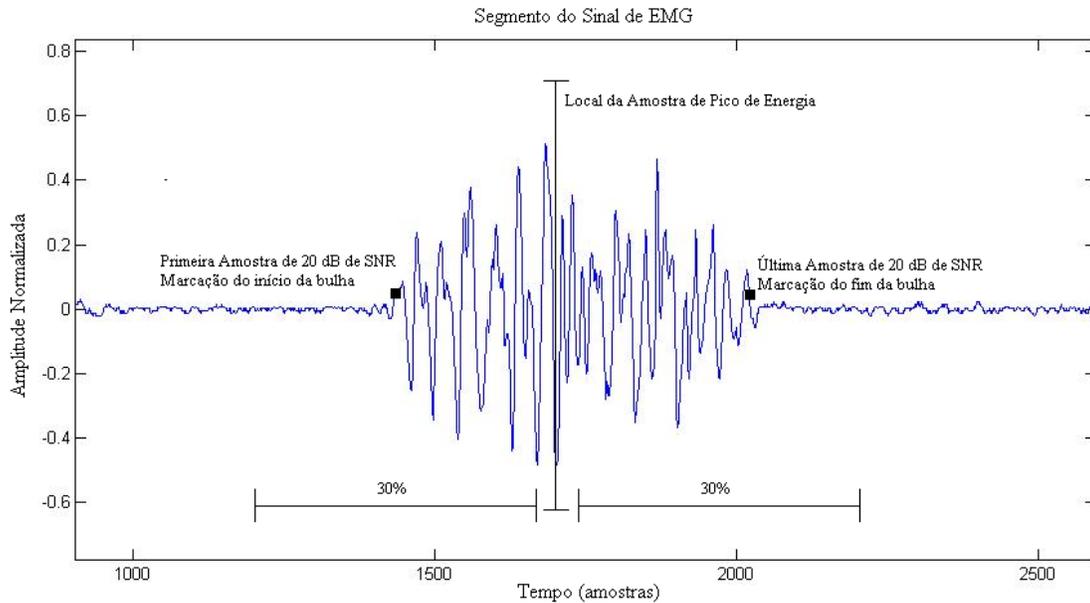


Figura 4.20: Resultado da identificação das bulhas no Sinal Eletromiográfico.

Tomar o valor de 20 dB para o SNR corresponde a tomar como amostra inicial ou final da bulha aquela cuja energia corresponda a 100 vezes à energia média do ruído contido no sinal. Para a estimação do ruído, foram tomados vários segmentos de sinais de EMG, coletados do mesmo sujeito, nos quais não há atividade mioelétrica significativa, havendo, portanto, para efeitos práticos, apenas o ruído.

4.2.4 – Observação da fadiga através do eletromiograma

Há várias técnicas que são utilizadas para a observação da fadiga baseadas no sinal eletromiográfico, no que diz respeito ao seu comportamento temporal e frequencial, mais especificamente, às suas características em tempo-frequência. Uma técnica que envolve somente o sinal no domínio do tempo é o valor RMS em um determinado intervalo. No caso de fadiga em contrações cíclicas isométricas, este valor é calculado em janelas temporais correspondentes aos ciclos do sinal de EMG. A variação destes valores ao longo da FIE fornecem uma maneira de se identificar a fadiga. Para cada janela de tempo, de comprimento N , este valor calculado para uma sequência $x[n]$ em tempo discreto é definido pela equação a seguir:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_n x^2[n]} \quad (4.1)$$

Em geral, para contrações cíclicas com produção de fadiga, o valor deste estimador tende a subir, atingindo seu ápice próximo à região de ruptura, na qual o sujeito chega à exaustão. Note-se que observar o valor RMS é equivalente a observar a energia dos segmentos correspondentes, a menos do cálculo da raiz quadrada sobre o resultado. Isso ocorre devido ao fato de que a energia, para um sinal de média nula, é proporcional à sua variância, a menos de uma constante multiplicativa – o comprimento do intervalo sobre o qual o cálculo é realizado. Em outras palavras, quando há produção de fadiga, a energia das bulhas tende a aumentar com a aproximação da região de ruptura. A Figura 4.21 mostra um exemplo do comportamento da energia do sinal de EMG ao longo do experimento na FIE.

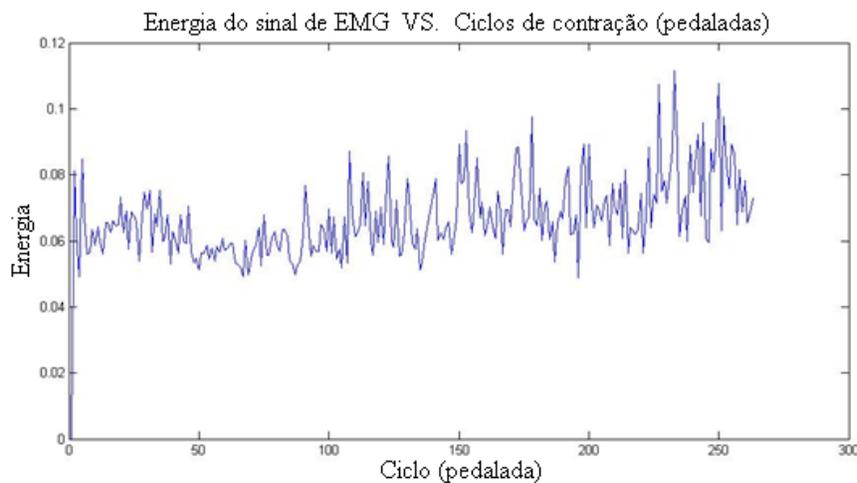


Figura 4.21: Comportamento típico da energia do sinal de EMG durante a FIE.

Pode-se observar um aumento gradual da energia do sinal de EMG do ciclo em questão, quando se aproxima da fadiga, comportamento, em geral, esperado (Bonato et al., 2001).

Outra forma de se observar a fadiga a partir do sinal de EMG é no domínio da frequência. Como discutido no capítulo 2, quando há produção de fadiga na atividade cíclica, pode-se observar um deslocamento espectral, enquanto o sujeito se aproxima da região de ruptura, para as frequências mais baixas. Tal deslocamento altera o espectro de amplitude ao longo dos ciclos da FIE, evidenciando a não-estacionariedade do processo,

podendo este deslocamento ser estimado de várias formas. Dois parâmetros clássicos de medição de deslocamento espectral de sinais (e.g. contrações isométricas) são a frequência de potência média e frequência de potência mediana (MNF e MDF). Entre estes dois descritores, a frequência de potência mediana é a mais aconselhada para a visualização do deslocamento espectral em contrações cíclicas (Bonato et al, 2001). Pode-se defini-la a partir de duas igualdades:

$$\int_0^{MDF} P(\omega) d\omega = \int_{MDF}^{\infty} P(\omega) d\omega \quad (4.2)$$

$$\int_0^{MDF} P(\omega) d\omega = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} P(\omega) d\omega \quad (4.3)$$

Isto significa que a frequência de potência mediana de um sinal divide o espectro de frequência deste sinal em duas partes de igual energia. Já a MDF consiste em uma média ponderada do espectro de amplitude do sinal, indicando a frequência média em torno da qual a potência significativa do sinal está acumulada. Este descritor, para um sinal contínuo $g(t)$, pode ser definido pela relação:

$$MNF(g(t)) = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} f |G(f)|^2 df}{\int_{-\infty}^{\infty} |G(f)|^2 df} \quad (4.4)$$

A MDF e a MNF fornecem descrições bastante similares no que diz respeito ao deslocamento espectral de um sinal ao longo do tempo. A Figura 4.22 mostra um comportamento típico segundo o MDF, e a Figura 4.23, segundo o MNF.

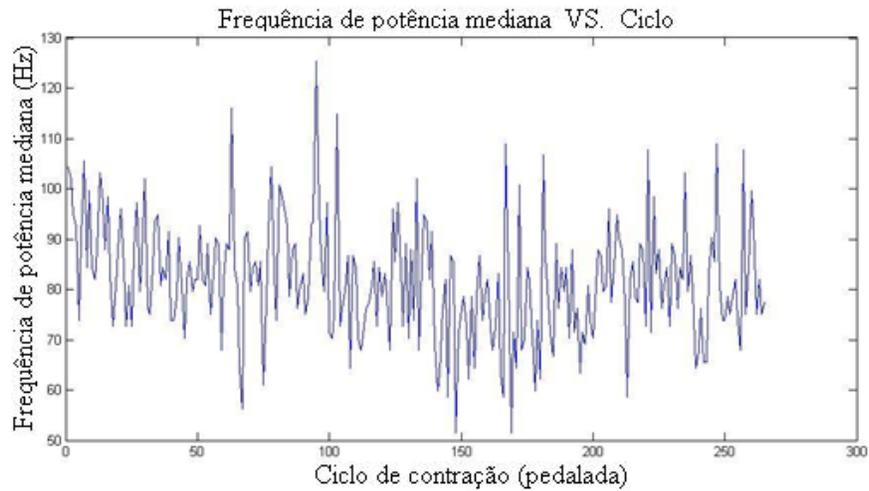


Figura 4.22: Exemplo de MDF ao longo dos ciclos da FIE do experimento.

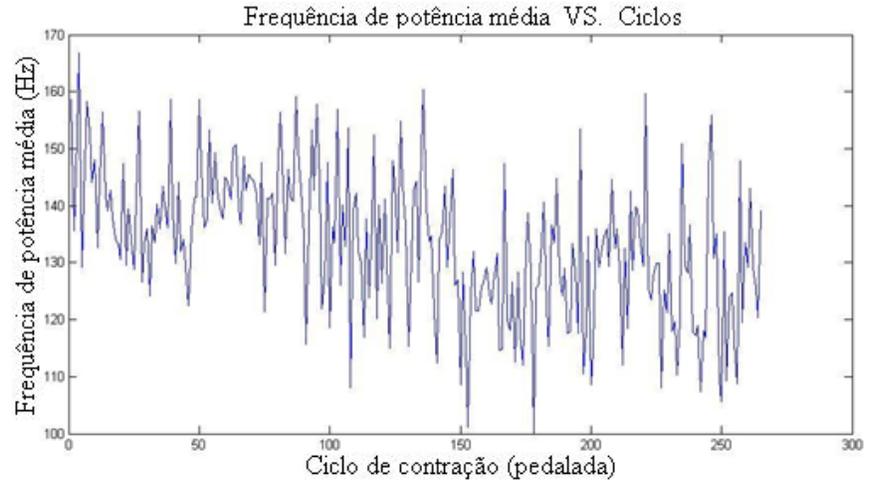


Figura 4.23: Exemplo de MNF ao longo dos ciclos da FIE do experimento.

Tanto na MDF quanto na MNF, observa-se a concentração da atividade mioelétrica nas baixas frequências, fato conhecido da análise de contrações cíclicas dinâmicas (Bonato et al., 2001).

Outra forma de visualização do mesmo fenômeno é através do cálculo do espectrograma, periodograma – ou mesmo de escalograma, que permitem ver as variações em cada banda de frequência ao decorrer dos ciclos do experimento. Com as janelas das contrações separadas por pedaladas, pode-se obter uma descrição do comportamento do sinal de EMG ao longo da FIE, como mostram as figuras 4.24 e 4.25.

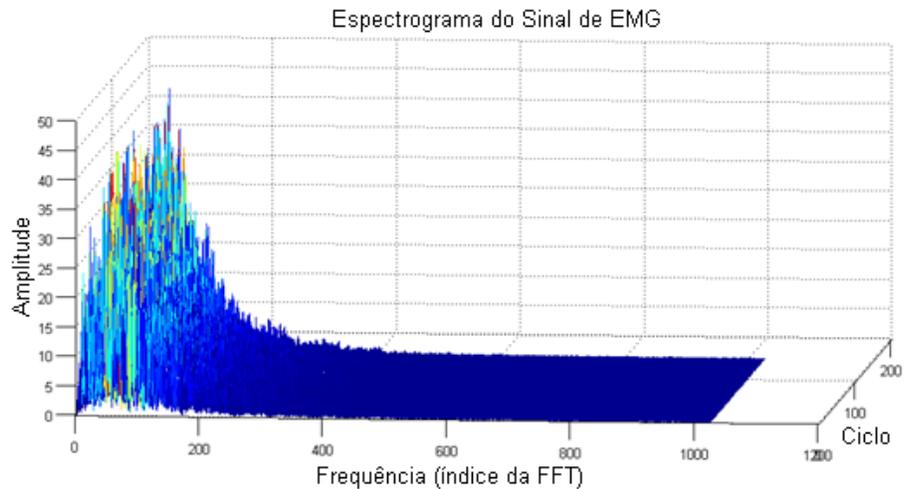


Figura 4.24: Espectrograma do sinal de EMG de um dos sujeitos ao longo da FIE.

Estes métodos fornecem uma descrição em tempo-frequência do comportamento eletromiográfico das contrações cíclicas. Como o sinal eletromiográfico oscila em torno da origem, percebe-se que não há componentes DC significativas no espectro do eletromiograma. Para se obter uma melhor visualização do espectrograma, pode-se calcular o periodograma, dividindo-se o espectro em bandas de frequência, de maneira que se obtenha uma indicação da concentração de energia em cada banda, de acordo com os ciclos da FIE, até a exaustão do sujeito. Para o cálculo do periodograma, em cada ciclo, agruparam-se 20 amostras consecutivas de índice de frequência da FFT (correspondendo a uma banda de frequência de, aproximadamente, 23 Hz) para formar cada banda de frequência, e então, foi calculada a energia do sinal em cada uma destas bandas.

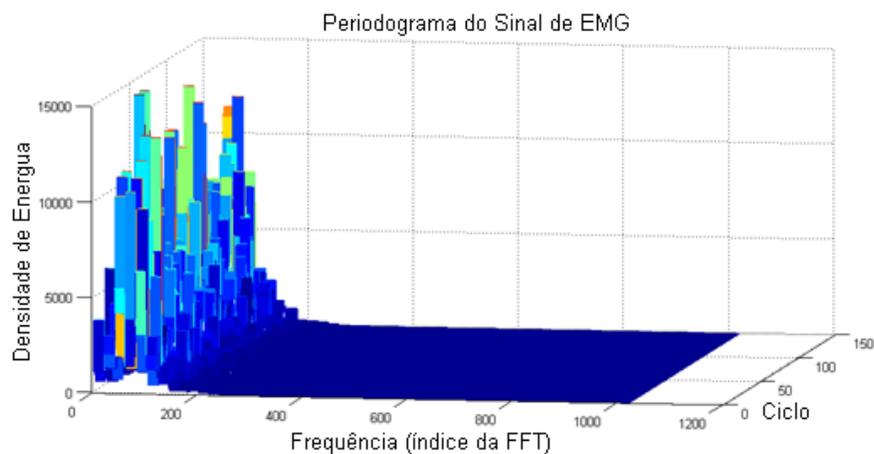


Figura 4.25: Periodograma do sinal de EMG de um dos sujeitos ao longo da FIE.

Por fim, para o cálculo de deslocamento espectral, foi utilizada também a fórmula proposta por Carmo et al. (2002), que calcula a soma ponderada dos coeficientes no domínio da transformada Wavelet, sendo $w_k(r)$ o k -ésimo coeficiente da r -ésima pedalada da fase isocinética do exercício:

$$D(r) = \sum_k \frac{[w_k(r)]^2}{k} \quad (4.5)$$

O resultado $D(r)$ representa, portanto, esta soma ponderada em cada pedalada realizada pelo ciclista. Consiste, assim como os outros descritores, em uma forma de medir o deslocamento para as baixas frequências. Porém, como será visto no próximo capítulo, obtém-se uma descrição gráfica interessante, que retrata o grau da fadiga de cada sujeito, em uma análise global.

4.2.5 – Sobre os descritores eletromiográficos

Alguns autores afirmam que os parâmetros de MDF e MNF não são completamente adequados para a análise da variação da concentração da energia do sinal de EMG (Bonato et al., 2001), devido a variações nas disposições do líquido utilizados nos eletrodos, efeitos da sudorese, movimentação dos eletrodos durante o experimento etc. Tais efeitos, como discutido no segundo capítulo, são causadores de não estacionariedades rápidas no sinal eletromiográfico.

As técnicas de segmentação mostradas são uma forma de minimizar estes efeitos, utilizando para o cálculo de deslocamento espectral parcelas de comprimento fixo – 512 amostras neste caso – contendo a bulha, de forma que estes segmentos estejam localizados sempre na mesma posição, dentro de cada ciclo da FIE. Estes segmentos são, então, concatenados, formando-se assim um novo sinal, o qual possuirá características mais próximas àquelas de um sinal eletromiográfico coletado em contrações isométricas. Isto faz com que o sinal concatenado resultante apresente um comportamento que se aproxima àquele de um processo estacionário. Submetendo-se o sinal de EMG a esses procedimentos, podem-se então aplicar as técnicas disponíveis e largamente aceitas na literatura para sinais de contrações isométricas, como o cálculo da MDF. Com este

procedimento, minimizam-se os efeitos das não-estacionariedades, decorrentes de alterações do comprimento do músculo ao longo do ciclo e movimentação dos eletrodos, entre outros possíveis fatores. Estes efeitos, que estão predominantemente nas baixas frequências, se tornam pouco relevantes – em sua contribuição na dinâmica e na energia do sinal, deixando que somente o processo da fadiga determine as mudanças na característica do sinal eletromiográfico. Utilizando-se estas técnicas propostas neste capítulo, extraem-se as características desejadas para a análise dos sinais biomecânicos e eletromiográficos dos ciclistas voluntários submetidos aos experimentos. Estes resultados obtidos são apresentados e comentados a seguir, no próximo capítulo.

5 – RESULTADOS

Seis ciclistas voluntários participaram das coletas dos dados eletromiográficos de superfície e dos dados biomecânicos para avaliação de eficiência, a saber, todos os sujeitos (1 a 7), exceto o sujeito 5, que se apresentou somente no primeiro dia. Foram analisados e comparados seus parâmetros obtidos, relativos aos descritores eletromiográficos, biomecânicos e relativos à sua análise conjunta.

5.1 – APROVEITAMENTO DOS CICLISTAS AO LONGO DA FIE

O fator de aproveitamento do ciclista, como explicado no capítulo anterior, se refere à porcentagem da força aplicada que de fato gera torque, contribuindo para o giro do pé-de-vela.

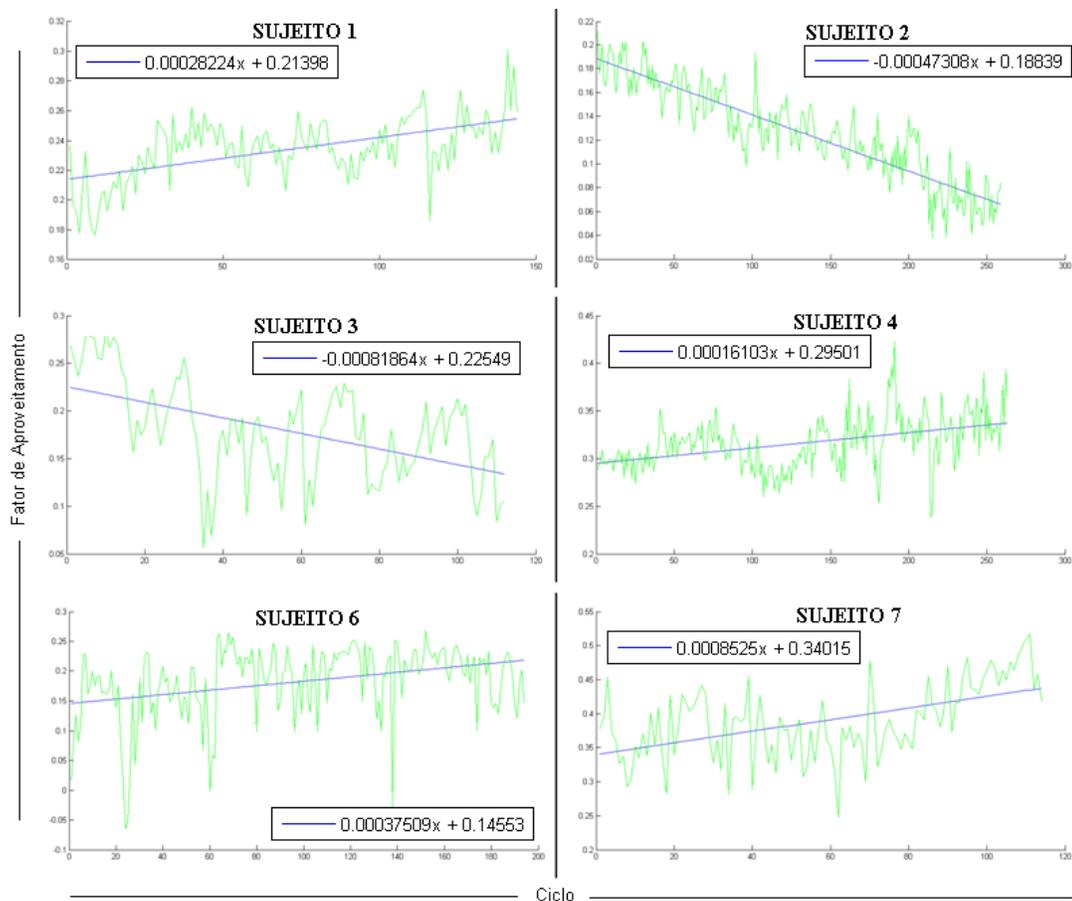


Figura 5.1: Fator de aproveitamento dos ciclistas. Valores médios por pedalada.

As inclinações das retas obtidas por ajuste linear foram:

Tabela 5.1 – Variação do fator de aproveitamento biomecânico dos ciclistas.

Sujeito	Variação do aproveitamento
1	0,00028224
2	-0,00047308
3	-0,00081864
4	0,00016103
6	0,00037509
7	0,00085250

Esta variação do aproveitamento significa, em outras palavras, a intensidade na melhora ou na piora do aproveitamento biomecânico dos sujeitos, quando positiva ou negativa, respectivamente. Verifica-se que entre todos os sujeitos, há dois casos de variação negativa deste fator de aproveitamento da pedalada, indicando a aplicação de uma força de intensidade cada vez maior para se gerar o mesmo torque resultante. Com a aproximação da fadiga, a técnica destes dois sujeitos (2 e 3) se torna – objetivamente, no sentido definido neste trabalho – menos eficiente.

Seguem, na próxima tabela, os valores médios de aproveitamento biomecânico dos sujeitos, ao longo de toda a FIE:

Tabela 5.2 – Fator de aproveitamento médio dos sujeitos.

Sujeito	Aproveitamento médio
1	0,2325
2	0,1269
3	0,1797
4	0,3167
6	0,2166
7	0,3939

Pelos dados desta tabela e pelos gráficos, verifica-se que dificilmente um ciclista apresentará um fator de aproveitamento médio próximo da unidade.

Foram também calculadas as curvas de comportamento médio dos sujeitos, ainda

no que diz respeito ao fator de aproveitamento biomecânico. Estas curvas foram obtidas pela simples média das curvas de todos os ciclos da FIE, sendo, portanto, representações do comportamento típico do sujeito ao longo do teste.

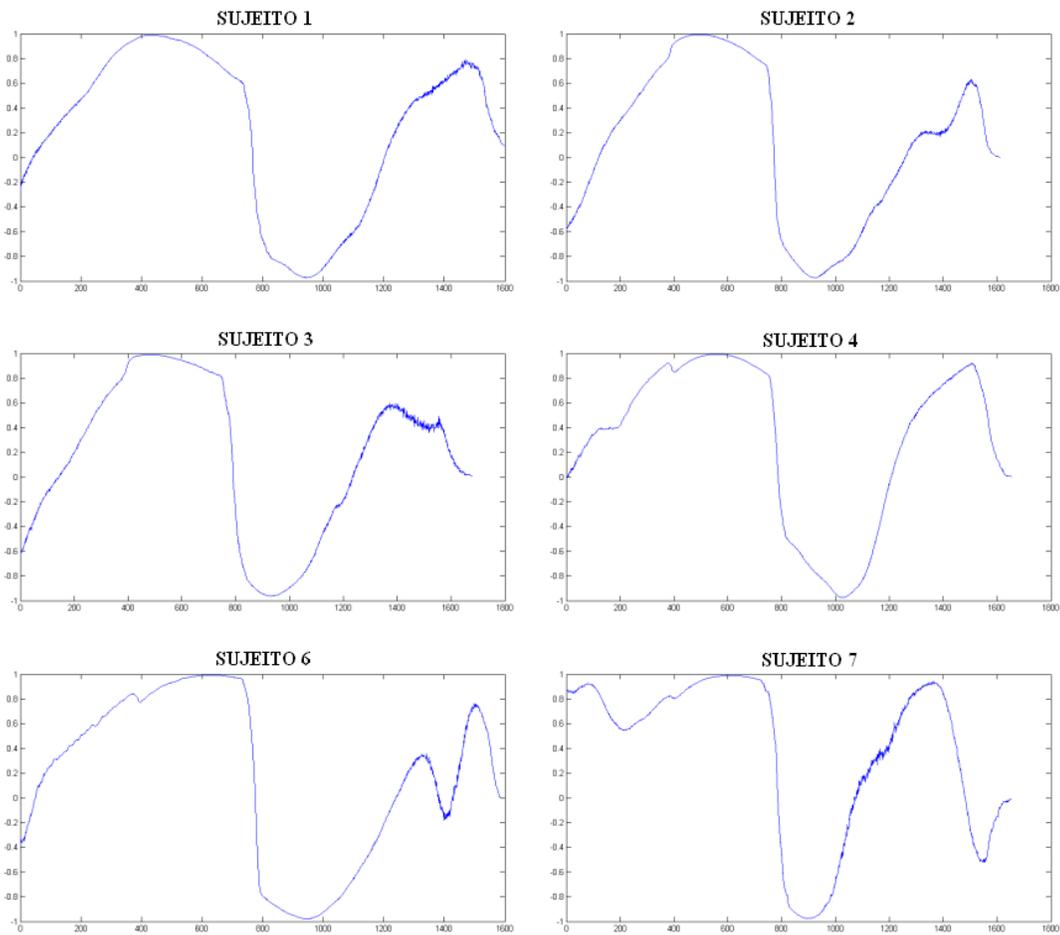


Figura 5.2: Comportamento médio do fator de aproveitamento biomecânico dos sujeitos em um ciclo. Curva média ao longo da FIE.

Observando a curva média do Sujeito 7, confirma-se seu respectivo valor na última tabela, que mostra que seu aproveitamento médio é, entre os sete sujeitos, o mais alto. Isto pode ser concluindo verificando que sua curva, na fase de potência (primeira metade da pedalada) está bastante próxima da unidade, se comparada às outras curvas.

5.2 – ENERGIA DAS BULHAS AO LONGO DA FIE

Outro fator, no qual se verifica um padrão entre ciclistas em geral, é o

comportamento da energia das bulhas no decorrer da FIE, com a ocorrência da fadiga. Verifica-se um padrão de crescimento da energia, simultaneamente com o decréscimo da frequência em torno da qual a parte significativa do sinal está concentrada. A figura abaixo mostra a energia das bulhas do sinal eletromiográfico coletado dos ciclistas, evidenciando o seu aumento com a presença da fadiga no processo.

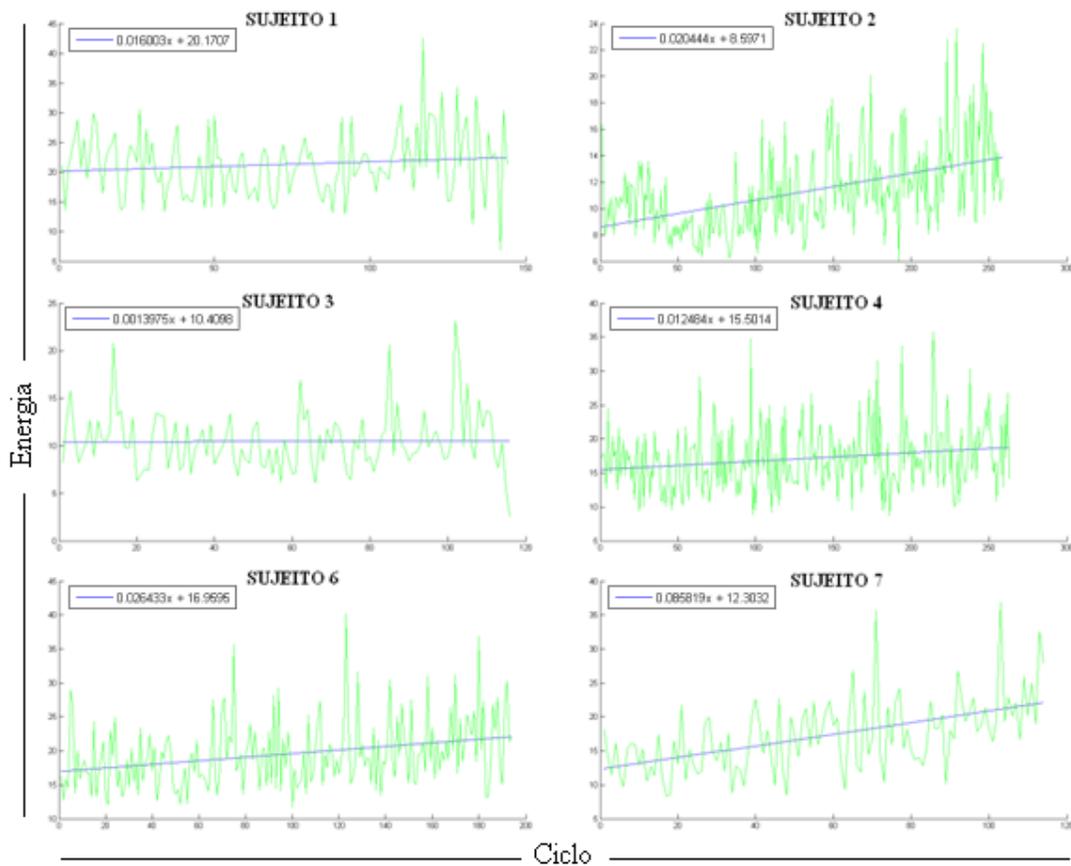


Figura 5.3: Energia das bulhas por ciclo do sinal eletromiográfico coletado de cada sujeito e suas respectivas retas obtidas por regressão linear.

Observa-se que as retas obtidas por regressão são todas funções crescentes, em função dos ciclos de pedalada da FIE. Também se pode observar que, para o terceiro sujeito, este crescimento foi menos evidente através da reta obtida. Tal fato pode ser explicado pela presença de picos de energia ainda no início do sinal eletromiográfico. Estes picos podem ser devidos a vários fatores, como possíveis deslocamentos do eletrodo, os quais fazem com que a variância do sinal aumente – devido a um rápido desvio da média do sinal – e consequentemente havendo um aumento na energia do sinal, que por possuir média nula, apresenta valores de energia proporcionais aos valores de variância. A tabela abaixo

mostra os coeficientes de inclinação destas retas em função dos sujeitos:

Tabela 5.3 – Coeficientes obtidos das regressões lineares dos sinais de energia.

Sujeito	Inclinação da reta obtida
1	0,016003
2	0,020444
3	0,001398
4	0,012484
6	0,026433
7	0,085819

Confirma-se, observando-se a tabela acima, este comportamento esperado do sinal de energia em função dos ciclos de contração. Pode-se observar ainda que o Sujeito 7, que obteve o maior aproveitamento médio, foi o que obteve a maior inclinação da reta obtida por regressão linear do sinal de energia, ou seja, foi também o sujeito que apresentou um maior aumento (médio) da energia das bulhas.

Esta técnica é equivalente ao uso do valor RMS das bulhas. Neste caso, comportamento das curvas RMS dos sujeitos seriam simplesmente a raiz quadrada dos valores apresentados aqui (vide equação 4.1). Ressalta-se aqui que este é um indicador de deslocamento no domínio do tempo que apresenta o deslocamento médio da energia das bulhas, não refletindo, a princípio, o deslocamento espectral que ocorre para as baixas frequências. Apesar disso, como dito, estes dois fenômenos costumam ocorrer simultaneamente, isto é, um aumento da energia das bulhas ao longo da FIE simultâneo a um deslocamento espectral, em que ocorre um decréscimo na frequência central, em torno da qual a parte mais significativa do espectro do sinal eletromiográfico está situada. A seguir são apresentados alguns resultados referentes ao deslocamento espectral do sinal de EMG.

5.3 – DESLOCAMENTO ESPECTRAL NA ATIVIDADE MIOELÉTRICA

Dentre as várias formas de se estimar o deslocamento espectral do sinal eletromiográfico, foram utilizadas técnicas implementadas no domínio da transformada Wavelet e no domínio da transformada de Fourier. Como pode ser observado, todas estas

técnicas evidenciam este deslocamento espectral citado como padrão em atividades de contrações cíclicas com produção de fadiga. O primeiro descritor a ser apresentado é o da frequência de potência mediana. Este valor foi calculado para cada bulha da FIE, utilizando as bulhas obtidas após o processamento e segmentação descrita no capítulo anterior. Para efeitos de comparação, este descritor (MDF) também foi calculado sobre as bulhas ainda não processadas, não havendo diferença significativa entre ambos.

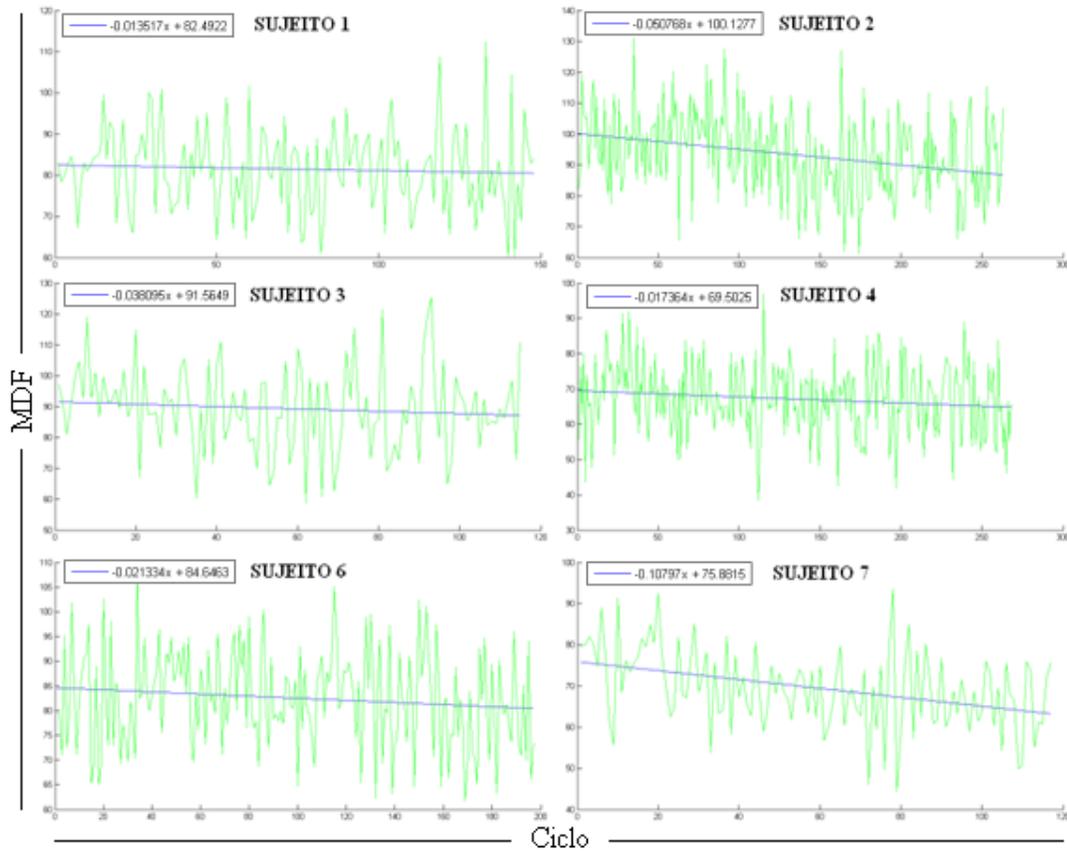


Figura 5.4: Valores de frequência de potência mediana calculados para todos os sujeitos, em função dos ciclos ao longo da FIE.

Observa-se que as retas obtidas por regressão linear indicam um decréscimo da frequência de potência mediana, refletindo o acúmulo de metabólitos nas fibras musculares do músculo vasto lateral dos ciclistas. Os valores calculados estão medidos em Hz, estando a parte significativa dos dados obtidos de todos os ciclistas na região entre 60 Hz e 100 Hz. Esta é a frequência típica da atividade mioelétrica registrada no vasto lateral de ciclistas, em exercícios resistidos isocineticamente. Todos os coeficientes obtidos pelas regressões foram negativos. Estes são mostrados na tabela seguinte.

Tabela 5.4 – Coeficientes obtidos das regressões lineares dos sinais de MDF.

Sujeito	Inclinação da reta obtida
1	-0,013517
2	-0,050768
3	-0,038095
4	-0,017364
6	-0,021334
7	-0,107970

Novamente, pode-se notar que o Sujeito 7 – que apresentou o maior fator de aproveitamento e maior inclinação da reta do sinal de energia em função dos ciclos – apresentou também a maior inclinação na reta de MDF, mostrando que o deslocamento espectral, de acordo com a indicação da MDF, ocorreu em maior intensidade neste sujeito, estando ao final da FIE em torno de 60 Hz, inferior à média dos valores de MDF do restante dos sujeitos ao final da FIE. A seguir, a mesma estimação segundo a MNF:

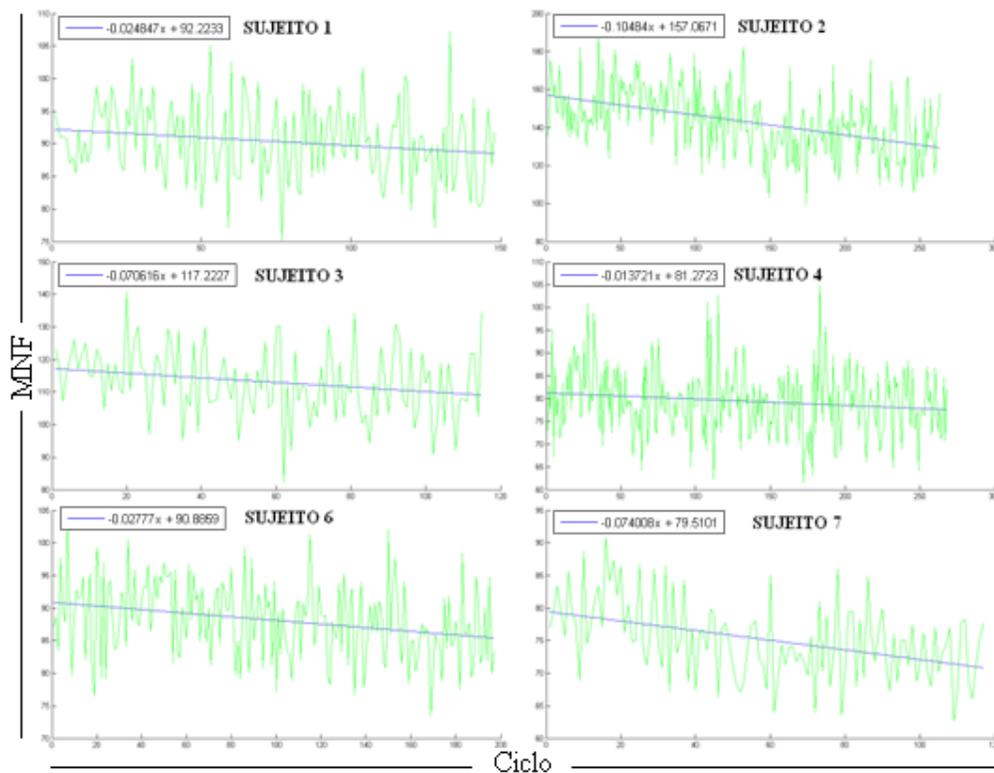


Figura 5.5: Valores de frequência de potência média calculados para todos os sujeitos, em função dos ciclos ao longo da FIE.

Nota-se que estes estimadores (de MDF e de MNF) fornecem medidas bastante similares, apresentando, assim como a MDF, retas mais inclinadas para os sujeitos 2 e 7. Os coeficientes de deslocamento espectral obtidos através da MNF são apresentados na próxima tabela:

Tabela 5.5 – Coeficientes obtidos das regressões lineares dos sinais de MNF.

Sujeito	Inclinação da reta obtida
1	-0,024847
2	-0,104840
3	-0,070616
4	-0,013721
6	-0,02777
7	-0,074008

Note-se que o Sujeito 2 apresentou uma inclinação negativa na reta obtida pela regressão linear da curva de aproveitamento biomecânico, sugerindo-se a princípio que, portanto, não há relação direta entre a evolução do aproveitamento biomecânico e o deslocamento espectral da atividade mioelétrica do músculo vasto lateral.

Vale ressaltar, neste momento, que todos estes parâmetros foram calculados a partir dos sinais eletromiográficos normalizados. Com a normalização dos sinais, estes podem ser comparados, fazendo então sentido analisá-los em conjunto, no que diz respeito aos seus espectros de frequência.

Por fim, como medida de deslocamento espectral, foi utilizado também o descritor proposto por Carmo (2003), apresentado no capítulo anterior, equação 4.4. Este descritor é calculado sobre o sinal eletromiográfico no domínio da transformada Wavelet. Para os cálculos, primeiramente calculou-se o menor valor, que seja uma potência de 2, maior ou igual ao maior ciclo de contração da FIE (em amostras). As bulhas eram então inseridas em janelas com uma quantidade de amostras iguais a este valor agora calculado. Este tamanho de janela foi utilizado para o cálculo da transformada Wavelet, com 10 níveis de subamostragem, utilizando-se a família Daubechie 4 para a decomposição do sinal. Como este procedimento foi aplicado às bulhas segmentadas e processadas, obtêm-se vários coeficientes nulos no domínio da transformada Wavelet (pois no procedimento de filtragem, descartam-se – ou anulam-se – vários coeficientes Wavelet antes de se calcular a

transformada inversa). Aplicando-se então o descritor agora citado, obtêm-se, por regressão linear, as retas de deslocamento espectral mostradas na figura a seguir:

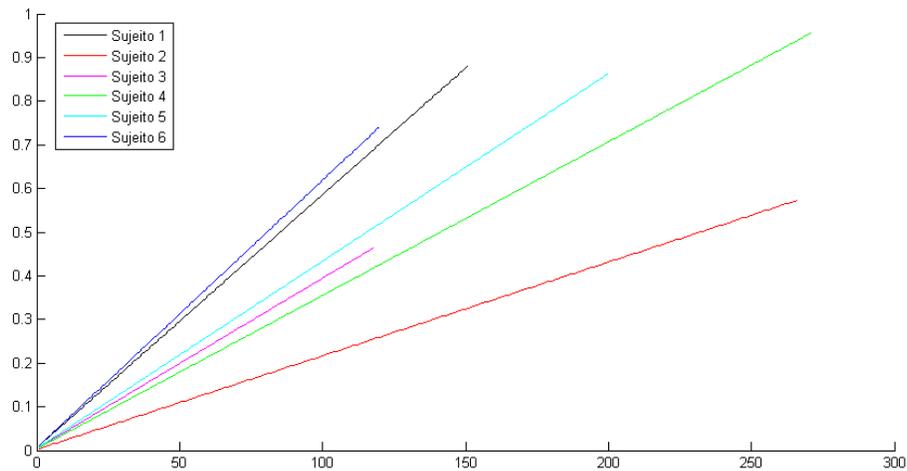


Figura 5.6: Coeficientes de deslocamento espectral em função dos ciclos de pedalada. Todos os sujeitos.

Note-se que, quanto menor e mais inclinado o segmento de reta que representa um sujeito, mais rapidamente e em maior intensidade – respectivamente – ocorreu sua fadiga. Além disso, percebe-se que todos os sujeitos apresentaram coeficientes positivos utilizando-se este descritor de deslocamento espectral, evidenciando o deslocamento para as baixas frequências, cujos pesos no cálculo deste descritor são maiores.

Os descritores mostrados neste capítulo consistem em medidas objetivas (de fadiga, deslocamento espectral, etc.). Em especial a descrição de eficiência biomecânica da pedalada, que retrata a forma com que cada ciclista pedala. Evidentemente, existem limitações que não permitem que esta medida, em determinado ciclista, seja sempre máxima. O posicionamento dos membros, tempo de resposta das fibras musculares, anatomia e mesmo riscos de lesões impõem um limite à geometria do problema, de forma que, a partir de certo ponto, visando a melhora do aproveitamento das forças aplicadas, devem-se considerar outras linhas de pensamento que não simplesmente a forma como o ciclista pedala, como, por exemplo, o desenho de bicicletas e catracas, como discutido a seguir, no capítulo de conclusão.

6 – CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES

Neste trabalho, foram discutidas maneiras objetivas de se medir o desempenho de um ciclista, utilizando uma instrumentação dedicada e um conjunto de técnicas de processamento de sinais.

A eficiência biomecânica é um parâmetro que depende de fatores particulares da técnica de cada ciclista. Com os dados coletados, possibilita-se fornecer um *feedback* aos sujeitos analisados, salientando-se quais os pontos passíveis de observação e treino e identificando-se as características vantajosas e desvantajosas de sua técnica. Para isso foi necessária uma instrumentação dedicada que realizasse a coleta dos sinais dos quais seria possível extraírem-se os parâmetros desejados.

A instrumentação proposta atendeu a todos os objetivos pretendidos, para efeito de análises globais e locais dos sinais. O uso de um potenciômetro de duas trilhas resistivas minimizou significativamente os efeitos de descontinuidade do sinal, fornecendo uma descrição mais exata e fiel à dinâmica do processo. A adoção de tal procedimento evitou a propagação de erros de cálculo desde o momento da coleta, facilitando-se o trabalho de processamento dos sinais biomecânicos. A combinação desta instrumentação com a Análise Wavelet se revela de muita utilidade para o processamento do sinal eletromiográfico, mostrando-se, em várias situações, mais adequada que a Análise de Fourier.

Como resultado das análises dos descritores biomecânicos, observou-se que os ciclistas tenderam, de uma maneira geral, a melhorar ou piorar seu rendimento de pedalada e aplicação correta de forças, mas não a manter o mesmo desempenho ao longo de todo o processo. Os ciclistas com melhores médias globais de aproveitamento biomecânico obtiveram, conseqüentemente, uma melhor razão entre o esforço realizado pelo tempo de atividade até a ocorrência da fadiga. Como já salientado anteriormente, as técnicas aqui utilizadas consistem em descrições objetivas do aproveitamento das forças e do posicionamento dos membros do ciclista, tendo cada ciclista seus próprios padrões e limites no que se refere a estas descrições. A busca de tais limites, quando não supervisionada por profissionais de Educação Física, pode acarretar, por exemplo, no lesionamento de articulações. A partir deste ponto, a atenção ao aproveitamento do esforço do atleta deve se voltar a outras questões, como o desenho personalizado de quadros de bicicleta, além de catracas irregulares definidas a partir do padrão mostrado pelo próprio

ciclista.

Sugere-se, para trabalhos futuros, no que se refere à instrumentação, a melhora do instrumental do Laboratório de Biomecânica, especialmente em relação aos pedais, equipamentos para a sua calibração – e, possivelmente, a automação deste processo – e goniômetro de medição do ângulo do pedal em relação ao pé-de-vela (e.g. goniômetros digitais). Além desta melhora, devem-se estender as análises já realizadas e discutir novos protocolos para aquisição dos dados com ciclistas.

Com estas descrições objetivas, abrem-se caminhos para a pesquisa de desenhos de catracas personalizadas, a partir dos sinais biomecânicos coletados, fazendo-se um modelo matemático da dinâmica de pedalada. A partir deste modelo, poder-se-ia otimizar o formato de catraca que melhor aproveite as forças do atleta, em prol da geração de torque.

Outro assunto ainda passível de razoável crescimento de massa crítica é o estudo de núcleos de transformadas e técnicas de processamento para análise de contrações cíclicas dinâmicas, como, por exemplo, as transformadas de Cohen e suas correlatas.

Com isso, pode-se ainda estudar e desenvolver técnicas de processamento de sinais provenientes destas contrações dinâmicas cíclicas, através do estudo de transformadas, núcleos de transformadas, métodos para análise (tempo-frequencial, tempo-escalar etc.) bem como técnicas de compressão de tais sinais, com o uso de wavelets, transformadas específicas, etc. Sinais fisiológicos, em especial sinais eletromiográficos, são sinais que, por sua natureza redundante e temporalmente correlacionada, permitem uma compressão a taxas significativas, podendo-se representá-los com relativamente poucos coeficientes no domínio de transformadas – e.g. Wavelet e outras transformadas ortogonais. Os sinais biomecânicos consistem num caso ainda mais extremo de correlação e redundância temporal, com seu espectro contido em frequências muito baixas, sendo, portanto, também passíveis de compressão. Para estes fins, ainda sugere-se a utilização (e/ou incorporação *ad hoc*) de padrões de compressão de imagens/vídeos (H.264 modo intra, JPEG etc.), quantização vetorial, compressão por correlação multidimensional etc.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ACIERNO, S. P., BARATTA, R. R. V. e SOLOMONOW, M. A practical guide to electromyography for biomechanics. EUA: Louisiana State University, 1995.
- ANDRADE, M. M. Análise digital eletromiográfica para esforços isométricos. Dissertação de Mestrado, Publicação 124/00, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 63 p, 2000.
- ANDRADE, M. M. Análise tempo-frequência de sinais eletromiográficos para a avaliação de fadiga muscular em cicloergômetro. Tese de Doutorado, Publicação 013/06, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, 2006.
- ANDRADE, M. M., CARMO, J. C., ROCHA, A. P., COSTA J. C., NASCIMENTO, F. A. Análise eletromiográfica para esforços isométricos utilizando a Transformada de Fourier e Wavelets. Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, Gramado, RS, 2001.
- BASMAJIAN, J. V. Muscles alive: their functions revealed by electromyography. 3. ed. Baltimore: Williams and Wilkins, 1978.
- BASMAJIAN, J. V., DeLUCA, C. J. Muscles alive: their functions revealed by electromyography. 5. ed. Baltimore: Williams and Wilkins, 1985.
- BERGER, P. A., NASCIMENTO, F. A. O., ROCHA, A. P. COSTA, J. C. CARMO, J. C. Compressão de Sinais Eletromiográficos Isométricos Usando Transformada Wavelet. Anais do VI FNCTS, Curitiba, PR, 2001.
- BERGER, P. A., NASCIMENTO, F. A. O., ROCHA, A. P. COSTA, J. C. CARMO, J. C. Modelo para Simulação de Sinais EMG Isométricos. Anais do VI FNCTS, Curitiba, PR, 2001.
- BERGER, P. A, NASCIMENTO, F. A. O., CARMO, J. C., ROCHA, A. P. COSTA, J. C. Algoritmo para compressão de EMG. Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica, Ouro Preto, MG, 2003;
- BONATO, P., ROY, S. H., KNAFLITZ, M. e DeLUCA, C. J. Localized muscle fatigue in back muscles: static vs dynamic contractions. Proceedings – 19th International Conference. Chicago, IL. USA: IEEE/EMBS Out. 30 – Nov. 2, 1997.
- BONATO, P., ROY, S. H., KNAFLITZ, M. e DeLUCA, C. J. Time-frequency parameters of de surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 48, nº 7, 2001.
- BONTEMPO, H. A., MACÊDO, W. B., CARMO, J. C. e NASCIMENTO, F. A. O. Projeto de pedal para aquisição de forças em ciclistas. Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica. Campinas, SP, 1997.

- BROKER, J. P. e GREGOR, R. J. Cycling biomechanics, in High-tech Cycling, BURKE, E. R. (Editor). Champaign, Illinois: Human Kinetics, 1996.
- BROOKS, G. e FAHEY, T. Exercise physiology, human bioenergetics and its applications. New York: Macmillan, 1984.
- BURRUS, C., GOPINATH, R. e GUO, H. Introduction to wavelets and wavelet transforms, a primer. New Jersey: Prentice Hall, 1998.
- CARMO, J. C. Desenvolvimento de Instrumentação Dedicada e Proposta de Técnica de Análise de Fadiga em Ciclistas Utilizando Transformada de Wavelets. Tese de Doutorado, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, 2003.
- CARMO, J. C. e NASCIMENTO, F. A. O. Sistema de análise de forças aplicadas em pedais de bicicleta. Anais do VI Simpósio Paulista de Educação Física. Rio Claro, SP, 1997.
- CARMO, J. C., NASCIMENTO, F. A. O., ROCHA, A. P. Sistema de pedais para transdução de sinais de forças em bicicletas. Anais do IV Fórum Nacional de Ciências e Tecnologia em Saúde. Curitiba, PR, 1998.
- CARMO, J. C., NASCIMENTO, F. A. O., COSTA, J. C. e ROCHA, A. P. Instrumentação para aquisição e avaliação das forças exercidas nos pedais por ciclistas. Revista Brasileira de Biomecânica. Ano 2, nº 3. Novembro, 2001.
- CARMO, J. C., XAVIER, P. A. C., FARIAS, E. J., COSTA, J. C., ROCHA A. F., NASCIMENTO, F. A. O., Instrumentação biomecânica integrada em computador baseada na ferramenta LABVIEW. Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, Gramado, RS, 2001.
- CARMO, J. C., NASCIMENTO, F. A. O., ROCHA A. F., COSTA, J. C. Análise do condicionamento físico em ciclistas através do Coeficiente de Deslocamento Espectral. Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica, Ouro Preto, MG, 2003.
- CAVANAGH, P. R. e SANDERSON, D., J. The Biomechanics of cycling: studies of the pedaling mechanics of elite pursuit riders, in Science of Cycling, BURKE, E. R. (Editor). Champaign, Illinois: Human Kinetics, 1986.
- CHAFFIN, D. B. Localized muscle fatigue-definition and measurement. J. Occupation. Med., V. 15, p. 346-54, 1973.
- CLARYS, J. P., MASSEZ, C., VAN DEN BROECK, M., PIETTE, G. e ROBEAUX, R. Total telemetric surface of the front crawl. Biomechanics VIII – B. Edited by H. Matsui e L. Kobayashi, Champaign, ILL: Human Kinetics, p.951-8, 1983.
- CLARYS, J. P. e CAPRI, J. Electromyography and tech study of sports movements: a review. Journal of sports sciences, V.11, p. 379-448, 1993.

- COSTAN, R. e PANTEA, C. Electromyography assesment of muscles involved in a pedal cycle. Timisoara Physical Education and Rehabilitation Journal, Vol. 2, 2010.
- DANTAS, E. H. M. A Prática da Preparação Física. 4. ed. Rio de Janeiro: Shape, 1998.
- DANTAS, T. H., ROCHA, A. P., CARMO, J. C., NASCIMENTO, F. A. O., VENEZIANO, W. H. Sistema de telemetria para monitoramento de forças aplicadas em pedais instrumentados para o ciclismo, Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica, Ouro Preto, MG, 2003.
- DAVIS, R. R. e HULL, M. L. Measurement of pedal loading in bicycling: II. Analysis and results. J. Biomechanics, Vol. 14, N° 12, pp 857-872, 1981.
- GARCIA, E. V., NASCIMENTO, F. A. O., CARMO J. C., ROCHA A. P. Ferramenta computacional para tratamento de sinais biomecânicos. Anais do IV Fórum Nacional de Ciências e Tecnologia em Saúde. Curitiba, PR: 1998.
- HULL, M. L. e DAVIS, R. R. Measurement of pedal loading in bicycling: 1. Instrumentation. Journal of Biomechanics, V. 14 número 12, 1981.
- MEDBO, J. I. e TABATA, I. Anaerobic energy release in working muscle during 30 s to 3 min of exhausting bicycling. Journal of Applied Physiology, 75(4):1654-60, 1993.
- NASCIMENTO, F. A. O., CARMO, J. C., CURADO, G., ROCHA, A. P., COSTA, J. C. Experimento com sinais biomecânicos de força aplicados sobre pedais instrumentados para o ciclismo, Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica, Ouro Preto, MG, 2003.
- NETO, C. D., SCHMIDT, G., CANDOTTI, C. T., LOSS, J. F., ZARO, M. A., CERVIERI, A. E GUIMARÃES, A. C. S. Desenvolvimento de uma plataforma de força em pedal de ciclismo. Revista Brasileira de Biomecânica. Ano 2, Número 3 Novembro, 2001.
- OPPENHEIM, A. e SCHAFER, R. Discrete-Time Signal Processing. New Jersey: Prentice Hall, 1989.
- RIBEIRO, C. H. V. Projetos sociais de ex-jogadores de futebol famosos: Quando o sucesso se transforma em bem coletivo. Corpus et Scientia, 2005.
- SCHWARTZ, F. P. Análise do comportamento dos descritores biomecânicos e eletromiográficos de superfície em exercício resistido por dinamometria isocinética com produção de fadiga. Tese de Doutorado, Publicação 053/10, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, 2010.
- SCHWARTZ, F. P., NASCIMENTO, F. A. O., PEREIRA, M. C. C., CHAFFIM, M. V., SOARES, F. A. Algorithm for identification of pedaling cycles from surface EMG signals. 2010.

ANEXO – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA



Universidade de Brasília
Faculdade de Ciências da Saúde
Comitê de Ética em Pesquisa – CEP/FS

PROCESSO DE ANÁLISE DE PROJETO DE PESQUISA

Registro do Projeto no CEP: **069/10**

Título do Projeto: “Identificação de posturas indesejadas ao pedalar através das curvas de forças aplicadas em pedais”.

Pesquisador Responsável: Jake Carvalho do Carmo

Data de Entrada: 27/05/10

Com base na Resolução 196/96, do CNS/MS, que regulamenta a ética em pesquisa com seres humanos, o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, após análise dos aspectos éticos e do contexto técnico-científico, resolveu **APROVAR** o projeto **069/10** com o título: “Identificação de posturas indesejadas ao pedalar através das curvas de forças aplicadas em pedais”, analisado na 5ª Reunião Ordinária, realizada no dia 08 de junho de 2010.

O pesquisador responsável fica, desde já, notificado da obrigatoriedade da apresentação de um relatório semestral e relatório final sucinto e objetivo sobre o desenvolvimento do Projeto, no prazo de 1 (um) ano a contar da presente data (item VII.13 da Resolução 196/96).

Brasília, 10 de agosto de 2010.

Prof. Volnei Garrafa
Coordenador do CEP-FS/UnB