

Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Escola de Educação Física
Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano

**CARACTERIZAÇÃO DA ESCOLHA DA CADÊNCIA
PREFERIDA NO CICLISMO A PARTIR DE PARÂMETROS
BIOMECÂNICOS E FISIOLÓGICOS**

Denise Paschoal Soares

Porto Alegre

2004

Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Escola de Educação Física
Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano

**CARACTERIZAÇÃO DA ESCOLHA DA CADÊNCIA
PREFERIDA NO CICLISMO A PARTIR DE PARÂMETROS
BIOMECÂNICOS E FISIOLÓGICOS**

Denise Paschoal Soares

Dissertação de Mestrado apresentada ao programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul para obtenção do título de mestre.

Orientador: **Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss**

Porto Alegre

2004

Agradecimentos

Ao **Jefferson**, meu orientador, por ter acreditado em mim e por tudo o que me ensinou.

Ao **Everton**, meu bolsista e meu braço direito, pela ajuda em todas as etapas deste trabalho

Ao grupo de pesquisa em biomecânica, **João Paulo Caneiro, Daniel Cury, Daniela Aldabe, Fábio Canto da Silva, Caroline Bernardes, Felipe Silveira, Patrícia Sant'anna, Vicente Hennemann, Caroline Bao, Joelly Toledo, Diego Vellado**, e todos aqueles que já passaram pelo nosso grupo, agradeço pela amizade, companheirismo e por tudo que aprendi com vocês.

À **Letícia**, pela disponibilidade incondicional em todas as horas.

À **Claudia Candotti, Carina Fraga, Prof. Antônio Carlos Guimarães, Fernando Diefenthaler, Márcio Oliveira** e todos que auxiliaram na coleta de dados, pelo auxílio em todas as etapas deste trabalho.

À minha família, meu pai **Dilvo**, minha mãe **Dirce** e minha irmã **Débora**, pela confiança e apoio em todos os momentos.

Ao **Luciano**, pelo carinho, companheirismo e compreensão.

Ao **Grupo Andanças**, em especial à **Rosa e Clóvis**, pela amizade.

Aos meus amigos, **Roberta, Kátia, Quico, Déia, Jair, Giordana, Vanessa, Roberto, Cíntia**, pela parceria em todas as horas que precisei, vocês sempre estavam lá.

Aos **funcionários da ESEF**, em especial do **LAPEX**, por fazerem da nossa escola e do nosso laboratório lugares cada vez melhores e também por sua competência e seriedade no que fazem.

Aos meus colegas de laboratório, **mestrandos, doutorandos, bolsistas, funcionários e professores**, por aquele bom dia, aquele sorriso, aquelas conversas nos corredores, as discussões e trocas de informações, enfim, por tornarem a nossa convivência diária algo muito agradável.

Aos meus **professores**, por tudo o que me ensinaram e que por tudo o que ainda aprenderei com eles.

À **Federação Gaúcha de Ciclismo** e aos ciclistas que participaram deste estudo pela disponibilidade.

Ao **CNPq e CAPES** pelo apoio financeiro.

A todos aqueles, que de uma forma ou de outra, contribuíram para a realização deste trabalho, pois sem a ajuda de todas estas pessoas, por mínima que tenha sido, este trabalho não seria possível. A todos vocês, meu muito obrigado, de coração.

Sumário

Lista de figuras	vii
Resumo	viii
Abstract.....	ix
Apresentação	x
Capítulo I: <i>Cálculo da Eficiência e da Economia de Movimento através de diferentes abordagens</i>	1
1.1. INTRODUÇÃO.....	2
1.2. EFICIÊNCIA E ECONOMIA DE MOVIMENTO.....	3
1.3. CÁLCULO DA EFICIÊNCIA	4
1.4. CONCLUSÕES	11
1.5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	11
Capítulo II: <i>Dinâmica inversa no ciclismo: adaptações metodológicas</i>	14
2.1. INTRODUÇÃO.....	15
2.2. METODOLOGIA.....	16
2.3. RESULTADOS	20
2.4. DISCUSSÃO	22
2.5. CONCLUSÕES.....	24
2.6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	24
Capítulo III: <i>Caracterização da escolha da cadência preferida a partir de parâmetros musculares comparativamente à economia de movimento</i>	27
3.1. INTRODUÇÃO.....	28
3.2. METODOLOGIA.....	29
3.3. RESULTADOS	34
3.4. DISCUSSÃO.....	37
3.6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:.....	41

Capítulo IV: <i>Momento flexor do joelho durante a fase propulsiva da pedalada</i>	44
4.1. INTRODUÇÃO.....	45
4.2. MATERIAL E MÉTODOS.....	46
4.3. RESULTADOS.....	49
4.5. DISCUSSÃO.....	55
4.6. CONCLUSÕES.....	57
4.7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	58
Considerações finais.....	60
Apêndice A: <i>Eficiência Mecânica x Economia de Movimento no ciclismo</i>	62
Eficiência Mecânica x Economia de Movimento no ciclismo.....	62
5.1. INTRODUÇÃO.....	63
5.2. METODOLOGIA.....	63
5.3. RESULTADOS:.....	64
5.4. CONCLUSÃO.....	68
5.5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	68
Apêndice B: <i>Potência muscular e Eficiência Mecânica em diferentes cadências no ciclismo</i>	70
6.1. INTRODUÇÃO.....	71
6.2. METODOLOGIA.....	71
6.3. RESULTADOS:.....	73
6.5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	75
Anexo 1.....	76

Lista de figuras

Figura 2.1: Diagrama de corpo livre dos segmentos analisados	17
Figura 2.2: Marcadores reflexivos para medição dos ângulos do pedal.....	19
Figura 2.3: Referencial para medição dos ângulos do pedal e do pé-de-vela.	19
Figura 2.4: Forças articulares horizontal e vertical nas articulações do tornozelo, joelho e quadril.....	20
Figura 2.5: Momentos musculares nas articulações do quadril, joelho e tornozelo.....	21
Figura 3.1: Diagrama de corpo livre dos segmentos analisados	31
Figura 3.2: marcadores reflexivos utilizados para o cálculo de β	32
Figura 3.3 – Momentos musculares nas articulações do quadril, joelho e tornozelo.....	35
Figura 3.4: Impulso angular em cada ciclo e função polinomial interpolada para um dos atletas analisados.	36
Figura 3.5: Funções polinomiais do impulso angular para os 7 atletas em função das cadências	36
Figura 3.6: Funções polinomiais da Economia de Movimento para os 7 atletas em função das cadências.....	37
Figura 4.1: EMG médio de vasto medial, reto femural (Figura 4.1A) bíceps femural e gastrocnêmio (Figura 4.1B) medial normalizado pelo pico médio de ativação a 60 rpm de um dos atletas analisados.....	49
Figura 4.2 – Momento muscular na articulação do joelho. Valores negativos indicam momento extensor; valores positivos indicam momento flexor.....	50

Figura 4.3: Velocidade angular de joelho para dois dos atletas analisados. Valores positivos indicam extensão do joelho; valores negativos indicam flexão.	51
Figura 4.4: Velocidade de encurtamento do vasto medial para dois dos atletas analisados.....	51
Figura 4.5: Velocidade de encurtamento dos músculos reto femural, bíceps femural e gastrocnêmio medial para os atletas 1 (Figura 4.5A) e atleta 2 (Figura 4.5B).....	52
Figura 4.6: Direção do vetor força para os atletas 1 (figura 4.6A) e atleta 2 (Figura 4.6B).....	53
Figura 4.7: Ângulo correspondente ao início de momento flexor em função das cadências ...	54
Figura 5.1: Potência muscular PQ, PJ e PT	66
Figura 5.2: Potência no pedal (PP) e muscular (PA).....	66
Figura 5.3: Emov para os 8 atletas analisados.....	67
Figura 5.4: Emec para os 8 atletas analisados	67
Figura 6.1: percentual de contribuição de cada articulação.....	74
Figura 6.2: Emec nas diferentes cadências.....	74

Resumo

No ciclismo, existe um fenômeno muito discutido que se relaciona com o ritmo de pedalada: ao contrário do que acontece em situações de caminhada onde os seres humanos utilizam para caminhar uma combinação de comprimento/frequência de passada que minimiza o gasto energético, vários estudos já demonstraram que a cadência (ritmo de pedalada) preferida é sempre superior a cadência que minimiza o consumo de oxigênio. Os objetivos deste estudo foram: a) caracterizar a escolha da cadência preferida no ciclismo a partir de parâmetros biomecânicos e fisiológicos; e b) analisar o comportamento do momento flexor no joelho com o aumento da cadência. Foi apresentada uma proposta metodológica para o cálculo das variáveis biomecânicas de interesse (momento muscular, potência muscular e eficiência mecânica). Para a obtenção das variáveis, foi utilizado o sistema de vídeo Peak Performance (versão 5.3) a 120Hz; pedal dinamométrico (1880 Hz) e Eletromiógrafo Bortec (1880 Hz), Ergoespirômetro (Medical Graphics Corp.). Foram avaliados sete ciclistas nas cadências de 60, 75, 90 e 105 rpm e na sua cadência preferida, com uma carga correspondente ao limiar ventilatório individual. Os resultados mostraram que a cadência preferida parece estar mais associada a parâmetros biomecânicos do que fisiológicos. Além disso, o momento flexor no joelho não apresenta um padrão de comportamento entre os indivíduos.

Abstract

In cycling, there is a fact very discussed in the literature that is related to the pedaling rate: different from situations like walking, where human beings use to walk a combination of stride length/frequency that minimizes the energetic expenditure, many studies have demonstrated that the preferred pedaling rate is always higher than that who minimizes the oxygen consumption. The aims of this study were: a) to characterize the choice of preferred pedaling rate from biomechanical and physiological parameters; and b) to analyze the behavior of the knee flexor moment with the increase in pedaling rate. A methodological proposal was presented to calculate the biomechanical variables of interest (muscle moment, muscle power and mechanical efficiency). To obtain these variables, a Peak Performance video system (version 5.3) in 120 Hz; a dynamometrical pedal (1880 Hz), an Eletromiographer (1880 Hz) and an ergoespirometer were used. Seven cyclists were analyzed in the pedaling rates of 60, 75, 90, 105 rpm and the preferred pedaling rate, with a load correspondent to the individual ventilatory threshold. The results showed that the preferred pedaling rate seems to be more associated with the biomechanical parameters compared to the physiological parameters. Besides that, knee flexor moment didn't show a pattern among individuals.

***A**presentação*

O tema central deste trabalho é a biomecânica do ciclismo, tendo como objetivo geral caracterizar a escolha da cadência preferida no ciclismo a partir de parâmetros biomecânicos e fisiológicos. O trabalho está dividido em quatro capítulos, já apresentados no formato de artigos científicos, sendo que dois deles já foram submetidos a revistas nacionais.

Para alcançar os objetivos, realizou-se uma revisão de literatura com base nos métodos para o cálculo da Economia de Movimento e Eficiência Mecânica, considerando-se que a escolha da cadência preferida estaria associada a estes parâmetros. O Capítulo I intitulado “*Cálculo da Eficiência e da Economia de Movimento através de diferentes abordagens*” apresenta uma revisão de literatura sobre os diferentes métodos para calcular a eficiência mecânica, com ênfase para o ciclismo.

Uma vez que para o cálculo da Eficiência Mecânica é necessário primeiramente o cálculo dos valores de momento muscular, potência muscular e trabalho mecânico, apresentou-se uma proposta metodológica para o cálculo dos parâmetros biomecânicos em questão. O Capítulo II intitulado “*Dinâmica inversa no ciclismo: adaptações metodológicas*” apresenta a metodologia utilizada para o cálculo dos parâmetros biomecânicos analisados, uma vez que esta teve de ser adaptada para o ciclismo. Este capítulo foi submetido à Revista Brasileira de Biomecânica no dia 10 de novembro de 2002 e está em processo de análise.

Para caracterizar a escolha da cadência preferida, realizou-se uma análise do comportamento dos momentos musculares e Economia de Movimento com o aumento da cadência. O Capítulo III intitulado “*Caracterização da escolha da cadência preferida a partir de parâmetros musculares comparativamente à economia de movimento*” apresenta a caracterização da escolha da cadência preferida a partir de parâmetros biomecânicos e fisiológicos. Este capítulo foi submetido à Revista Brasileira de Ciências do Esporte no dia 10 de novembro de 2002 e está em processo de análise.

A partir de um fenômeno que foi observado durante a análise dos resultados da terceira etapa deste trabalho (Capítulo III), realizou-se uma análise do comportamento do momento muscular durante a fase de propulsão. O Capítulo IV intitulado “*Momento flexor*

do joelho durante a fase propulsiva da pedalada” apresenta uma análise das diferentes teorias existentes na literatura para explicar o padrão de um dos parâmetros biomecânicos analisados neste estudo.

Além destes 4 capítulos, dois outros trabalhos foram publicados nos Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica, em maio de 2003, intitulados “Eficiência mecânica x economia de movimento no ciclismo” e “Potência muscular e Eficiência mecânica em diferentes cadências no ciclismo”. Estes trabalhos estão apresentados nos apêndices A e B, respectivamente.

Capítulo I

Cálculo da Eficiência e da Economia de Movimento através de diferentes abordagens

RESUMO

A tentativa de entender o gasto energético corporal total para realizar uma determinada atividade e quantificar a eficiência é fundamental para que o atleta possa atingir melhores resultados. Para esses cálculos são necessárias a quantificação da energia total gerada (ET) pelo sistema e a energia aproveitada na geração do movimento (EA). Existem basicamente três abordagens apresentadas na literatura com esse objetivo: Abordagem Metabólica, Térmica e Mecânica. A técnica mais difundida para o cálculo de energia metabólica é a ergoespirometria, porém a mensuração do VO₂ máx. não permite a avaliação de situações anaeróbias. Para o cálculo da energia térmica a termografia é a mais utilizada porém esta parece ser pouco eficiente uma vez que das quatro formas de dissipação de calor só permite quantificar uma. No que se refere ao cálculo da energia mecânica são expostos na literatura duas abordagens, uma a partir de dados cinemáticos e outra que contempla a cinética e a cinemática. Dos métodos citados não se pode considerar um como o mais apropriado para a determinação do custo energético corporal total e por consequência um modo padrão para o cálculo da eficiência do atleta. Consenso, porém, é que a literatura carece de mais estudos acerca do tema, principalmente para buscar um parâmetro que sirva de referência para estas estimativas.

Palavras Chave: Eficiência mecânica, Economia de movimento, ciclismo

1.1. INTRODUÇÃO

Para minimizar a energia gasta durante uma prova, treinadores e atletas buscam otimizar o padrão de movimento. Muitos estudos têm sugerido que a eficiência é um importante fator na performance de esportes cíclicos de longa duração e definem eficiência como sendo a medida do trabalho efetivo, comumente expressa como a porcentagem da energia despendida que produz trabalho (Moseley & Jeukendrup, 2001). Estes valores de eficiência podem caracterizar e diferenciar um bom atleta ou um indivíduo em potencial, na medida em que uma maior eficiência está associada a um melhor aproveitamento da energia gerada para a realização de uma determinada atividade.

Para o cálculo da eficiência de um determinado movimento, é necessária a quantificação da energia total gerada (ET) pelo sistema e a energia aproveitada na geração do movimento (EA).

Segundo Enoka (2000) no corpo humano, as principais energias existentes são a energia metabólica (*E_{met}*), energia térmica (*E_h*); energia potencial elástica (*E_{pel}*), energia potencial gravitacional (*E_{pg}*), energia cinética rotacional (*E_{cr}*), energia cinética translacional (*E_{ct}*). A capacidade total de gerar trabalho é a soma de todas estas energias, sendo que as quatro últimas são chamadas de energia mecânica (*E_{mec}*).

Fenn (1930) foi o pioneiro de quem se tem notícia a tentar calcular a energia mecânica corporal e suas variações. A partir de então são inúmeros os trabalhos que se referem ao cálculo da energia mecânica e da eficiência. Talvez pela complexidade do tema e pela quantidade de trabalhos publicados surgiram muitas abordagens, não necessariamente convergentes para uma mesma solução.

A literatura apresenta três diferentes abordagens para estimar o custo energético corporal total a partir da mensuração das diferentes formas de energia: abordagem metabólica, térmica e mecânica. O problema reside em como mensurar a energia dispendida e, conseqüentemente, o percentual desta energia que produz trabalho. As diversas teorias apresentam muitas discrepâncias em seus pressupostos e também nos seus resultados. Além disso, a falta de um parâmetro de referência para a comparação dos resultados dificulta a análise e comparação dos diferentes métodos.

Sendo assim, o objetivo deste trabalho, que se caracteriza por uma revisão de literatura, é apresentar algumas abordagens existentes com relação ao cálculo do custo energético corporal total e da Eficiência, bem como evidenciar as vantagens e limitações de cada método.

1.2. EFICIÊNCIA E ECONOMIA DE MOVIMENTO

Existe uma certa controvérsia, na literatura, quanto ao entendimento e utilização do termo eficiência como medida de performance. Muitos estudos utilizam eficiência como sinônimo de economia, entretanto, todos concordam que eficiência ou economia de movimento parecem ser preditores de performance de atletas mais importantes que o VO_{2max} isoladamente (Schabert *et al*, 2000).

Segundo Enoka (2000), eficiência é a quantidade de trabalho que se realiza com um determinado custo energético e economia é a quantidade de energia que se gasta para realizar um determinado trabalho. Moseley & Jeukendrup (2001) definem eficiência como a medida do trabalho efetivo, sendo expressa como a percentagem da energia total despendida, que produz o trabalho externo. Rowlands & Downey (2000) explicam que a eficiência do exercício é a relação entre o gasto de energia e a produção mecânica. Indivíduos com maior eficiência realizam maior trabalho com menos uso de energia e oxigênio.

Segundo Moseley & Jeukendrup (2001), o cálculo da eficiência necessita a medida direta do calor despendido durante o exercício e, na maior parte dos estudos, a energia despendida é medida pelo VO_2 . Assim, o termo economia, que tem sido utilizado em adição à definição de eficiência, torna-se mais apropriado do que o termo eficiência, pois economia é definida pelos autores como a razão da carga de trabalho pela energia despendida, mensurada através do VO_2 .

Neste trabalho, o termo *Eficiência* será definido como a razão entre a energia utilizada na geração do movimento e a energia total gerada no sistema, onde um quociente de 1 indica a eficiência máxima.

1.3. CÁLCULO DA EFICIÊNCIA

A eficiência de um atleta em determinado movimento está diretamente relacionada com sua performance uma vez que ser eficiente significa aproveitar o máximo da energia gerada pelo sistema para realização de trabalho. Então quantificar a eficiência é fundamental para que o atleta possa atingir melhores resultados. Para esse cálculo são necessárias a quantificação da energia total gerada (ET) pelo sistema e a energia aproveitada na geração do movimento (EA).

As três principais abordagens apresentadas na literatura são com o objetivo de calcular a Energia Metabólica, Térmica e Mecânica.

A abordagem metabólica supõe que a partir da análise do consumo de oxigênio é possível estimar o gasto energético total para a realização de uma determinada atividade, onde $48\text{ml/s de O}_2 = 1\text{kW}$. Este cálculo possui limitações na medida em que o oxigênio não é a única fonte metabólica do organismo (Neptune & van den Bogert, 1998).

A segunda abordagem se baseia no princípio de que toda transformação de energia tem perdas que são dissipadas em calor (McCardle, 1994). A mensuração do calor dissipado pode ser feita por calorimetria direta. Para a mensuração do calor dissipado o indivíduo é colocado dentro de uma sala hermeticamente fechada cujas paredes circulam água a uma temperatura conhecida. O calor dissipado pelo indivíduo esquentando o ar dentro da sala, que por sua vez aquecem as paredes e por fim a água circulante. Conhecendo-se a variação de temperatura da água é possível estimar o calor dissipado. Adams *et al* (2000) afirmam que esta técnica além de dispendiosa só possibilita análise de situações restritas, na medida em que é realizada em um ambiente hermeticamente fechado. Além disso, necessita uma estabilização da temperatura ambiente para que possa mensurar o calor dissipado, ou seja, não possibilita a mensuração de situações transientes.

Adams *et al* (2000) estimam a energia total utilizada por bebês através da mensuração da energia térmica a partir de termografia. Para tal é preciso estimar as frações de energia térmica dissipadas por condução, convecção, radiação e evaporação. A estimativa destas frações depende da estimativa de vários parâmetros, como por exemplo, a área total da superfície corporal, a transferência de calor das paredes da incubadora e a temperatura do ar

expirado. Além disso, a análise do termograma se dá por reconhecimento de imagens com pixels em tonalidades diferentes. Estas estimativas fazem com que este tipo de metodologia apresente um grau de erro associado que não é possível de ser avaliado já que não existe uma medida padrão para se fazer a comparação.

Com relação à terceira abordagem, são apresentados na literatura diferentes métodos para calcular o custo energético corporal baseados unicamente no cálculo da variação de energia mecânica. Considerando-se que no ciclismo o tipo de energia gerada e/ou dissipada no pedal é eminentemente mecânica, o cálculo da energia mecânica gerada no corpo humano durante a realização da pedalada pode fornecer valores bastante relevantes para o cálculo da eficiência mecânica no ciclismo. Apesar disso, a discrepância é tão grande que para um mesmo evento (por exemplo, uma caminhada), dependendo do modelo utilizado, foram obtidos valores de 2238J (Fenn, 1930) e 151J (Winter, 1978). Estas diferenças ocorrem principalmente devido ao modo como os valores são calculados. Winter (1978) considera que existem trocas de energia dentro de um mesmo segmento e entre segmentos adjacentes, princípios que não são considerados por Fenn (1930).

As diferentes abordagens existentes na literatura para o cálculo da energia dissipada no sistema através do cálculo da energia mecânica foram divididas em dois grandes grupos: aqueles que utilizavam apenas análise cinemática e aqueles que utilizavam análise cinética e cinemática. Algumas considerações a respeito destas duas abordagens serão feitas a seguir.

1.3.1 Análise cinemática

A análise cinemática calcula a energia despendida no sistema através da variação de Energia mecânica (E_{mec}). A E_{mec} total de um corpo é dada pela soma da magnitude de Energia potencial elástica (E_{pel}), Energia potencial gravitacional (E_{pg}), Energia cinética rotacional (E_{cr}) e Energia cinética translacional (E_{ct}).

$$E_{mec} = E_{pel} + E_{pg} + E_{cr} + E_{ct} \quad (1)$$

O cálculo de E_{pel} é realizado através da equação (2):

$$E_{pel} = \frac{1}{2} kx^2 \quad (2)$$

Para isto seria necessário que se soubesse a constante de deformação (k) dos músculos e a variação de comprimento dos mesmos (x). Segundo Ingen Schenau (1990), ainda não existe uma maneira eficiente no corpo humano de se medir E_{pel} . Logo esta parcela da E_{mec} é simplesmente desprezada.

E_{pg} , E_{ct} e E_{cr} são calculadas pelas equações (3) (4) e (4) respectivamente:

$$E_{pg} = mgh \quad (3)$$

$$E_{ct} = \frac{1}{2}mv^2 \quad (4)$$

$$E_{cr} = \frac{1}{2}I\omega^2 \quad (5)$$

onde,

m é a massa do objeto

g é a aceleração da gravidade

h a altura em que o objeto se encontra em relação a um referencial

v e ω : velocidade linear e angular do objeto, respectivamente

I : momento de inércia do objeto

O cálculo da energia mecânica total a partir da soma dos percentuais de energia é apresentado de diferentes formas na literatura. A soma pode ser feita com os valores em módulo, o que considera que não há a existência de trocas de energia entre dois segmentos, ou seja, a energia gasta para variar a energia mecânica de algum segmento não pode ser reutilizada por outro segmento (Norman, 1976); já Winter (1978) assume que existem trocas de energia entre quaisquer dois segmentos, através da soma absoluta da variação dos valores de energia potencial, cinética rotacional e cinética translacional. Outra consideração a ser feita é que os métodos apresentados desconsideram a existência de E_{pel} , devido à dificuldade de se calcular esta parcela (Equação 2).

Segundo Williams e Cavanagh (1983) as limitações básicas da abordagem proposta por Winter (1978) são:

a) Permitem as trocas entre quaisquer segmentos, estando estes em contato ou não;

b) Superestimam o valor da potência positiva (valor representativo do tipo de contração que a musculatura executa, neste caso concêntrica) na medida em que não consideram o armazenamento de energia elástica;

c) Não se conhece a contribuição relativa de fatores como viscosidade, atrito e restrição passiva dos ligamentos.

1.3.2 Análise cinemática e cinética:

O cálculo da energia total gasta no sistema para realizar um determinado movimento através desta abordagem está baseada no princípio de que no corpo humano só existe uma forma de gerar energia mecânica, que é através da contração muscular (Winter, 1990). Desta forma, quantificando o gasto energético do músculo na contração muscular pode-se estimar o gasto energético total do sistema.

Esta abordagem pressupõe a determinação dos movimentos dos segmentos e das forças que agem sobre o corpo. Ela está baseada no cálculo das potências articulares e musculares. Estas potências são representativas da atividade muscular envolvida em um determinado movimento, seja ele para vencer uma carga externa (trabalho externo) ou deslocar os segmentos corporais (trabalho interno). Para que se possa diferenciar o quanto de energia foi utilizada para realizar o trabalho externo separadamente do trabalho interno, é necessária a presença de uma carga externa a ser vencida, como por exemplo, natação e ciclismo (van Ingen Schenau, 1990) além de um sensor de força na interface carga-sujeito.

Fenn (1930) foi o pioneiro de quem se tem notícia a tentar calcular a energia mecânica corporal e suas variações baseado em uma abordagem cinética e cinemática. Elftman (1939) foi o pioneiro em afirmar que a força de reação do solo era distribuída entre as articulações e músculos e que o trabalho total era a integral da soma das potências musculares e articulares.

Como a taxa de variação da energia de um determinado segmento deve ser igual à potência gerada no segmento (Winter, 1990), a energia deste segmento é dada pela equação (6):

$$\sum P = \frac{dE}{dt} \quad (6)$$

onde,

P é a potência de cada fonte em um determinado segmento
 E é a energia mecânica total do mesmo segmento.

As fontes geradoras de potência são os músculos que se inserem em um dado segmento. A potência real gerada em cada segmento seria dada pela soma do produto da força pela velocidade de cada músculo, mas como este cálculo ainda não é possível, calcula-se a potência muscular pelo produto dos momentos musculares resultantes obtidos por dinâmica inversa e a velocidade angular da articulação em questão (equação 7).

$$P_m = M\omega \quad (7)$$

onde,

P_m é a potência muscular resultante em uma determinada articulação
 M é momento muscular resultante
 ω é a velocidade angular articular.

Além da potência gerada pelos músculos, existem as potências transferidas através do eixo articular que, apesar de serem formas passivas de trocas de energia, devem ser consideradas no momento da quantificação da energia de cada segmento individualmente (equação 8).

$$P_j = FV \quad (8)$$

onde,

P_j é a potência articular resultante em uma determinada articulação
 F é a força articular resultante
 V é a velocidade linear articular.

Além da transferência de energia pelo eixo articular, Segundo Zatsiorsky *et al* (1987) existem no corpo humano mais outras duas formas de trocas de energia mecânica que são passivas e que além de não apresentarem dissipação, auxiliam na recuperação de energia para o sistema:

- a) Transformação de energia cinética em potencial; Movimento de pêndulo, característico da marcha (Cavagna, 1978);

b) Transformação de energia cinética em elástica (trabalho negativo);

Assim como na abordagem cinemática, na literatura são referenciados dois modelos para o cálculo do custo energético corporal total baseado na variação de energia mecânica calculada a partir da integral da potência muscular. O primeiro chamado *compensado* assume que os músculos biarticulares não transferem energia de uma articulação para outra, ou seja, considera que músculos pluri e monoarticulares tenham a mesma função (equação 9), além de não considerar o armazenamento de energia elástica, proveniente da contração excêntrica (Aleshinsky 1986-a).

Uma segunda forma de abordar o problema é considerando as fontes como *intercompensadas*, onde os músculos biarticulares podem transferir energia de uma articulação para outra, realizando o armazenamento de energia (equação 10).

Os dois modelos assumem que o custo energético de uma contração excêntrica é igual ao de uma concêntrica. Apesar de ser conhecido o fato de que os custos energéticos são diferentes, faltam embasamentos fisiológicos para considerar esta diferença (Aleshinsky 1986-a).

$$MEEC = \int_{t_1}^{t_2} (|P_{hip}| + |P_{knee}| + |P_{ankle}| + P_{Fhip}) dt \quad (9)$$

$$MEEFIC = \int_{t_1}^{t_2} (|P_{hip} + P_{knee} + P_{ankle}| + P_{Fhip}) dt \quad (10)$$

onde,

MEEC – Energia mecânica dissipada não intercompensada

MEEFIC - Energia mecânica dissipada totalmente intercompensada

P_{hip} - Potência muscular no quadril

P_{knee} - Potência muscular no joelho

P_{ankle} - Potência muscular no tornozelo

P_{Fhip} - Potência articular no quadril

Como não existe um consenso na literatura sobre qual método é mais apropriado para a determinação do custo energético corporal total, além da ausência de um parâmetro de referência para testar as metodologias, alguns estudos também comparam a utilização de diferentes modelos na determinação do custo energético corporal.

Broker & Gregor (1994) comparam a utilização das duas premissas no ciclismo (fonte compensada e intercompensada) com o que eles chamaram de um limite teórico de gasto energético. O modelo intercompensado aproximou-se mais do limite teórico com um coeficiente r^2 de 0.891. A energia calculada para a pedalada a 175W foi de 52.3J e de 82.6J para 275W.

Kautz et al (1994) realizaram um estudo com o objetivo de testar a hipótese de que o cálculo do trabalho interno por análise cinemática (Winter, 1979) não é sensível a variações no trabalho interno demonstradas por análise cinética e cinemática (Aleshinsky 1986-a). A variação do trabalho interno foi feita utilizando-se três tipos diferentes de correia na bicicleta. Os resultados confirmaram a hipótese.

Neptune e Van den Bogert (1998) realizam um estudo com o objetivo de testar se o método cinemático de Winter (1978) e de Kautz (1994) para determinação do custo energético corporal são aplicáveis no ciclismo. Para isto os autores compararam os resultados obtidos utilizando-se estes métodos com dois tipos de simulação: uma por otimização que minimizava as diferenças entre o modelo experimental e o teórico e outra que minimizava a quantidade de trabalho negativo, porém produzindo mecanismos reais de pedalada.

Os resultados mostraram que as simulações subestimaram os valores reais de potências musculares, na medida em que os músculos absorvem grande quantidade de energia mesmo quando a potência articular resultante é positiva. Além disso, os valores com o modelo intercompensado apresentaram diferenças de 40% com relação à simulação e de 24% para o modelo sem intercompensações. Apesar disso, a análise das potências musculares individuais mostrou que o modelo com intercompensações representa com mais fidedignidade a mecânica do movimento.

Limitações referentes à abordagem cinética - cinemática:

a) Todas as limitações inerentes à dinâmica inversa bidimensional como segmentos rígidos, articulações sem atrito, movimento em um único plano, co-contrações (valores resultantes), etc...

b) O papel dos músculos biarticulares no transporte e transferência de energia entre articulações que, apesar de não afetarem na potência líquida na articulação, tornam mais

complexa a análise de distribuição de potências entre as fontes musculares de potência (Broker & Gregor, 1993).

c) Assume-se que a energia gasta em uma contração concêntrica é a mesma que em uma contração excêntrica. A energia gasta para a contração excêntrica é menor que aquela gasta para a contração concêntrica, sendo aceita uma relação de 3:1 do gasto energético das contrações concêntrica e excêntrica (Cavanagh & Kram, 1985).

d) A co-contração auxilia na intercompensação, apesar de não estar sendo considerada.

e) A contribuição da energia elástica dos músculos na energia final não é considerada;

1.4.CONCLUSÕES

De acordo com esta revisão de literatura é notória a carência da literatura a cerca do tema, principalmente no que tange a determinação de qual método é o mais apropriado para a determinação do custo energético corporal total.

Desde que se começou a estudar maneiras de quantificar a energia gerada e gasta pelo corpo humano nas mais variadas atividades motoras, os inúmeros estudos apresentam resultados muito discrepantes não permitindo assim que ao longo de 70 anos tenha se estabelecido um parâmetro de referência para testar as metodologias.

Muitos estudos em função desta carência comparam a utilização de diferentes modelos na determinação do custo energético corporal, mas mesmo assim não obtiveram resultados que possam ser considerados como referência no cálculo deste custo energético. Portanto é fundamental que a comunidade científica continue a investigar os problemas atrelados a este tema na busca de um parâmetro que sirva de referência.

1.5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAMS AK, NELSON RA, BELL EF, EGOAVIL CA. *Use of infrared thermographic calorimetry to determine energy expenditure in preterm infants*. Am J Clin Nutr. v.71, n.4, p. 969-77, Abril 2000.

- ALESHINSKY SY (a). *An energy 'sources' and 'fractions' approach to the mechanical energy expenditure problem--V. The mechanical energy expenditure reduction during motion of the multi-link system.* J Biomech; v.19, n.4, p.311-5, 1986.
- BROKER JP, GREGOR RJ. *Mechanical energy management in cycling: source relations and energy expenditure.* Med Sci Sports Exerc; v.26, n.1, p.64-74, Jan 1994.
- CAVAGNA GA. *Aspects of efficiency and inefficiency of terrestrial locomotion.* In: Asmussen E, Jorgensen K. eds. Biomechanics IVA. Baltimore, University Park Press, p.3-22. 1978.
- CAVANAGH PR, KRAM R. *The efficiency of human movement--a statement of the problem.* Med Sci Sports Exerc. 1985 Jun; 17(3): 304-8.
- ELFTMAN H. *Forces and energy changes in the leg during walking.* v.13, p.339-356, 1938
- ENOKA RM. *Bases neuromecânicas da cinesiologia.* 2^a Ed. Ed Manole SP. 2000.
- FENN WO. *Frictional and kinetic factors in the work of sprint running.* Am J Physiol. 92: 583-611. 1930.
- KAUTZ SA, HULL ML, NEPTUNE RR. *A comparison of muscular mechanical energy expenditure and internal work in cycling.* J Biomech. 1994 Dec; 27(12): 1459-67.
- McARDLE, W. D., KATCH, F.I., KATCH, L.V. *Fisiologia do exercício: energia, nutrição e desempenho humano.* 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.
- MOSELEY L, JEUKENDRUP AE. *The reliability of cycling efficiency.* Med Sci Sports Exerc; v.33, n.4, p.621-7. Abr 2001.
- NEPTUNE RR, VAN DEN BOGERT, *Standard mechanical energy analyses do not correlate with muscle work in cycling.* J biomech.; v.31, p.239-245, 1998.
- NORMAN R, SHARRAT M, PEZZACK J, NOBLE E. *Reexamination of the mechanical efficiency of horizontal treadmill running.* In Komi PV ed. Biomechanics V B. Baltimore, University Park Press; p.87-93. 1976.

ROWLANDS DS, DOWNEY B. Physiology of triathlon. In: GARRET WE, KIRKENDAL DT. *Exercise in Sports Science*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, pp. 919-939. 2000

SCHABORT EJ, KILLIAN SC, ST CLAIR GIBSON A, HAWLEY JA, NOAKES TD. *Prediction of triathlon race time from laboratory testing in national triathletes*. *Med Sci Sports Exerc*; v.32, n.4, p.844-9, Apr 2000.

VAN INGEN SCHENAU GJ, VAN WOENSEL WW, BOOTS PJ, SNACKERS RW, DE GROOT G. *Determination and interpretation of mechanical power in human movement: application to ergometer cycling*. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*; v.61, n.1-2, p.11-9, 1990.

WILLIAMS KR, CAVANAGH PR. *A model for the calculation of mechanical power during distance running*. *J Biomech*; v.16, n.2, p.115-28, 1983.

WINTER DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2^a ed. Ed Wiley-Interscience publication. NY. 1990.

WINTER DA. *Calculation and interpretation of mechanical energy of movement*. *Exerc Sport Sci Rev*; v.6, p.183-201, 1978.

ZATSIORSKY V., ALESHINSKY SY., JAKUNIN NA. *Biomechanische Grundlagen der Ausdauer*. Berlin, sportsverlag, 1987.

Capítulo II

Dinâmica inversa no ciclismo: adaptações metodológicas

RESUMO

O ciclismo é uma atividade muito difundida não somente como um esporte competitivo mas também como uma atividade recreacional e reabilitacional. Lesões por sobrecarga na articulação do joelho correspondem a 25% das lesões reportadas por ciclistas de todos os níveis. A técnica da dinâmica inversa permite avaliar não só o potencial lesivo mas também fornece parâmetros para a avaliação da técnica utilizada pelos ciclistas. O objetivo deste estudo foi apresentar as considerações e modificações para a adaptação da dinâmica inversa no ciclismo. As considerações e adaptações foram comparadas com a dinâmica inversa tradicional em relação à obtenção dos parâmetros antropométricos e cinéticos, determinação dos ângulos do pedal e pé-de-vela, origem e sistema de referência. Os resultados obtidos de um ciclista são apresentados como exemplo da aplicação da técnica.

Palavras-chave: ciclismo, dinâmica inversa, força articular, momento muscular

2.1. INTRODUÇÃO

O ciclismo é uma atividade bastante difundida não só como esporte competitivo, mas também como atividade recreativa, física e fisioterapêutica. Uma das lesões mais comuns no ciclismo é a dor anterior no joelho (Wolchock, 1998). Segundo Hannaford et al (1986) lesões por sobrecarga na articulação do joelho correspondem a 25% das lesões reportadas por ciclistas de todos os níveis.

A etiologia destas lesões é muito variada. Segundo Gregor & Wheeler (1994) o tamanho do pedal e conseqüentemente o tamanho da área de contato do pé com o pedal é um dos fatores que afeta no desenvolvimento de lesões crônicas no membro inferior. O tipo de pedalada (Prilutsky e Gregor, 2000) e o ângulo do tronco (Brown et al, 1996) também são fatores determinantes na sobrecarga articular. Francis (1986) descreve um mau alinhamento nas estruturas do pé como sendo um fator que afeta na cinemática do joelho, conseqüentemente provocando dor e lesões ao nível desta articulação.

A análise cinemática fornece poucas informações a respeito do mecanismo das lesões. Além disso, não é possível apenas com a análise cinemática determinar as cargas nas estruturas corporais envolvidas no movimento. É necessário incorporar a esta, a cinética do membro inferior durante o ciclismo, para que seja possível o estudo das forças e momentos durante a pedalada e avaliar o mecanismo potencial das lesões (Gregor & Wheeler, 1994).

Além da avaliação do potencial lesivo, o conhecimento das forças articulares e momentos musculares permite a análise das potências musculares das articulações envolvidas no movimento, que fornece parâmetros para a avaliação da técnica utilizada pelo atleta durante o ciclismo. Este tipo de análise permite reconhecer uma boa técnica de pedalada, auxiliando no aperfeiçoamento dos atletas e também na detecção de talentos desportivos.

O cálculo das forças articulares e momentos musculares através da dinâmica inversa já está descrito na literatura nacional com grande riqueza de detalhes (Amadio e Barbanti, 2000; Amadio e Baumann, 2000; Loss *et al.*, 2002). Apesar disto, até o presente momento, nenhum estudo no Brasil foi realizado no sentido de mensurar as forças e momentos aplicados nas articulações do membro inferior durante o ciclismo, o que torna ainda mais relevante a implementação desta técnica no país.

Sendo assim o objetivo deste trabalho foi apresentar as considerações e as adaptações necessárias para implementação da dinâmica inversa no ciclismo.

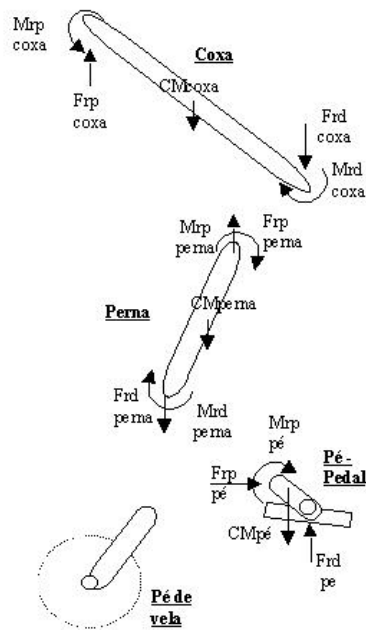
2.2. METODOLOGIA

Os detalhes relativos à adaptação da técnica ao ciclismo, serão divididos em aspectos gerais do modelo, parâmetros antropométricos, cinéticos e cinemáticos.

2.2.1. Aspectos gerais do modelo

O movimento de pedalar é eminentemente no plano sagital, além das forças e momentos intra-articulares serem bem maiores no sentido vertical e ântero-posterior, comparativamente aos valores do plano transversal (Ruby e Hull, 1993; Thomas *et al*, 1997). Desta forma, o modelo apresentado será bidimensional, composto por três segmentos: coxa, perna e pé-pedal (Figura 2.1). Considerando a situação de pedalar utilizando *clip*, com sapatilha engastada no pedal, o pé e o pedal podem ser considerados um único segmento, uma vez que não existe movimento relativo entre as partes no plano de análise. Pequenas variações angulares podem ocorrer dependendo do tipo de equipamento utilizado para engatar a sapatilha no pedal, porém estas variações ocorreram em um eixo longitudinal, e serão desprezíveis em uma análise no plano sagital.

As principais articulações envolvidas no movimento são o tornozelo, joelho e quadril. As forças articulares e momentos musculares gerados pelos segmentos corporais acima da articulação do quadril, são representados pelas forças e momentos calculados para a articulação do quadril Ingen Schenau (1990).



Onde:

$M_{rp\ coxa}$, $M_{rp\ perna}$, $M_{rp\ pé}$: Momentos resultantes proximais da coxa, perna e pé, respectivamente.

$M_{rd\ coxa}$, $M_{rd\ perna}$: Momentos resultantes distais da coxa e perna, respectivamente.

$F_{rp\ coxa}$, $F_{rp\ perna}$ e $F_{rp\ pé}$: Forças resultantes proximais da coxa, perna e pé, respectivamente.

$F_{rd\ coxa}$, $F_{rd\ perna}$, $F_{rd\ pé}$: Forças resultantes distais da coxa, perna e pé, respectivamente.

CM_{coxa} , CM_{perna} e $CM_{pé}$: Centro de massa da coxa, perna e pé, respectivamente.

Figura 2.1: Diagrama de corpo livre dos segmentos analisados

2.2.2. Parâmetros antropométricos

Os parâmetros antropométricos (massa, centro de massa e momento de inércia de cada segmento) podem ser determinados de várias formas, como por exemplo, pesagem hidrostática, tomografia computadorizada, ressonância magnética, tabelas antropométricas, entre outros. Segundo Loss (2001) existem diferenças de até 100% na magnitude dos parâmetros inerciais dependendo do método utilizado. Apesar disso, ao comparar os resultados de força articular e momento muscular resultantes da aplicação da técnica da dinâmica inversa utilizando os diferentes métodos de determinação dos parâmetros antropométricos, este autor não encontrou diferenças, independentemente da forma como foram obtidos os parâmetros inerciais. Sendo assim, devido à sua praticidade, os parâmetros antropométricos são obtidos através de tabelas propostas por Clauser (1969) e Dempster (1955). Partindo deste mesmo pressuposto, o segmento pé-pedal tem seus parâmetros inerciais mantidos iguais aos do segmento pé, proposto nas tabelas antropométricas.

2.2.3. Parâmetros cinéticos

Para a medição das variáveis cinéticas faz-se necessária a utilização de uma plataforma de força específica para pedais. As técnicas de medição das forças durante a pedalada variam desde a simples colocação de *strain gauges* direto no pé de vela (Kustlinger *et al*,1985) passando pelos métodos mais utilizados, que medem as forças normais e

tangenciais ao pedal (Lafortune & Cavanagh, 1985; Gregor & Komi, 1991; Smak *et al*, 1999; Bressel, 2001; Carmo *et al*, 2001; Dreyer Neto *et al*, 2001) até pedais com 6 componentes (três forças e três momentos) de Davis & Hull (1981).

Até o presente momento, os pedais instrumentados não são vendidos comercialmente, sendo estes em sua maioria construídos nos próprios laboratórios. Foram encontrados na literatura 17 laboratórios diferentes que se referem ao uso de pedais instrumentados. Considerando-se que cada laboratório possua seu próprio pedal, a quantidade de pedais instrumentados é pequena, e os trabalhos presentes na literatura são de grupos de pesquisa bem definidos. *The University of California* é responsável por mais de 50% de toda a publicação referente à utilização de pedais instrumentados. No Brasil, dois pedais foram encontrados na literatura (Carmo *et al.*, 2001 e Dreyer Neto *et al.*, 2001), ambos bidimensionais, capazes de medir a força vertical (perpendicular à plataforma do pedal) e a força tangencial (paralela à plataforma de força). Uma vez que estes pedais-plataforma não medem momentos, não é possível identificar um ponto de aplicação da força resultante (centro de pressão). Devido ao tamanho reduzido dos pedais-plataforma, assume-se que o local onde a força resultante está sendo aplicada coincide com o centro da região de engaste da sapatilha com o pedal.

2.2.4. Parâmetros cinemáticos

Para a medição das variáveis cinemáticas os sistemas de filmagens com vídeo são tradicionais. Os pontos anatômicos de referência utilizados são: trocanter maior do fêmur, representando a articulação do quadril; epicôndilo lateral do fêmur, representando a articulação do joelho; maléolo lateral, representando a articulação do tornozelo e um ponto no tronco para determinação da angulação do quadril. A base do quinto metatarso, tradicionalmente utilizada para limitação do segmento pé, é substituída pelo centro lateral do pedal, para delimitar o segmento pé-pedal, considerado como um único segmento.

No caso específico do ciclismo, os ângulos do pé-de-vela ao longo do ciclo e o ângulo entre o pedal e o pé-de-vela, podem ser obtidos utilizando-se potenciômetros de resistência elétrica. O uso destes dispositivos deve ser feito com alguma reserva, pois dependem de engrenagens mecânicas acopladas ao pedal e ao pé-de-vela. Estas engrenagens por sua vez podem apresentar folgas e neste caso comprometer a repetibilidade da medida. Outro fator importante a ser considerado é o “ponto morto” do sensor. Como se tratam de

potenciômetros multivoltas, existe uma faixa dentro do ciclo em que não é possível realizar a medição. A amplitude desta faixa vai depender da relação estabelecida através das engrenagens, entre o deslocamento angular do sensor e o deslocamento angular do pedal e do pé-de-vela. Dependendo desta relação, a perda da informação do ângulo do pé-de-vela, por exemplo, pode chegar a 20°.

Desta forma, a medição dos ângulos do pedal (β) e pé-de-vela (α) pode ser feita através de cinemetria, pela marcação do ponto central de rotação (eixo do pé-de-vela), e dois pontos representando a superfície lateral do pedal. Para uma melhor precisão da medida angular do pedal, estes pontos podem ser colocados na extremidade de uma haste que acompanhe a superfície lateral do pedal (Figura 2.2).

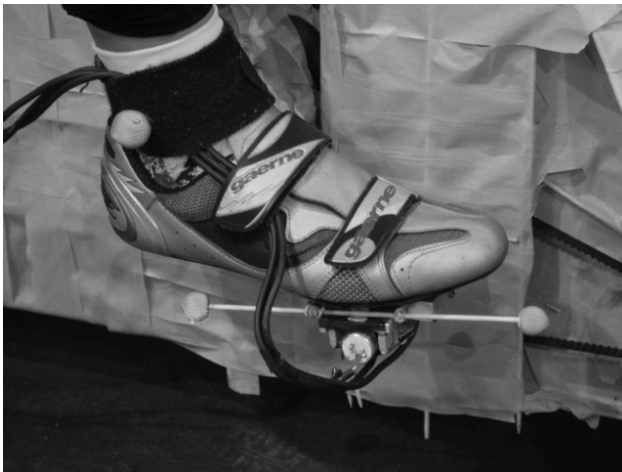


Figura 2.2: Marcadores reflexivos para medição dos ângulos do pedal.

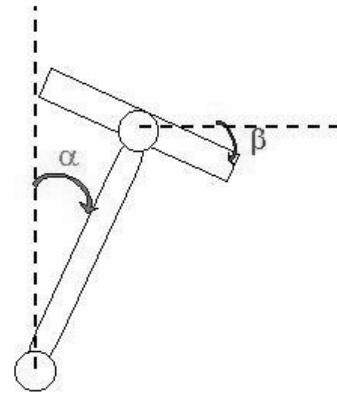


Figura 2.3: Referencial para medição dos ângulos do pedal e do pé-de-vela.

O referencial adotado é outro fator importante a ser observado. Tradicionalmente adota-se um sistema de referência local no centro da plataforma de força para as variáveis cinéticas e cinemáticas. Este procedimento facilita o cálculo dos momentos através do produto vetorial entre as forças e os deslocamentos. Para o caso do ciclismo, como a plataforma de força se movimenta continuamente, é necessária uma mudança no referencial dos dados cinemáticos a cada instante. Esta mudança é realizada com o auxílio de uma matriz de rotação, descrita na equação (1):

$$\begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \beta & \sin \beta \\ -\sin \beta & \cos \beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X - X_0 \\ Y - Y_0 \end{bmatrix} \quad (1)$$

onde,

x e y são as componentes do vetor no sistema de referência local
 X e Y são as componentes do vetor no sistema de referência global
 X_0 e Y_0 é a origem do sistema local, em coordenadas do sistema de referência global
 β é o ângulo entre as abscissas dos dois sistemas de referência

2.3. RESULTADOS

Como exemplo da metodologia proposta são apresentados dados de um ciclista (20 anos; 173,8 cm; 66 kg) pertencente à Federação Gaúcha de Ciclismo.

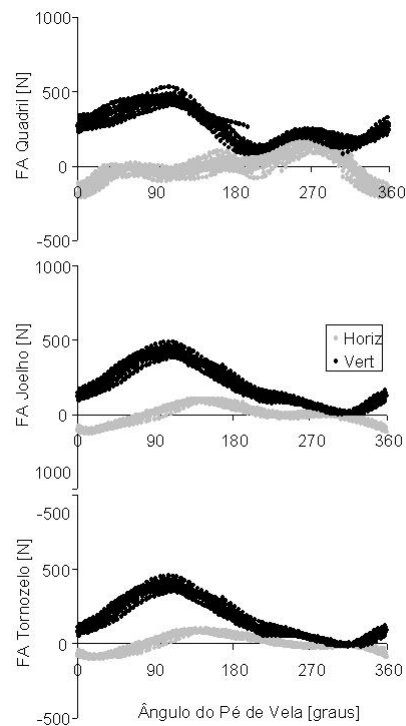


Figura 2.4: Forças articulares horizontal e vertical nas articulações do tornozelo, joelho e quadril.

A Figura 2.4 mostra os dados de força articular obtidos nas articulações do quadril, joelho e tornozelo durante dez ciclos de pedalada, na cadência de 90 rpm. A repetibilidade das curvas demonstra a consistência na técnica utilizada pelo atleta, o que

aumenta confiabilidade dos resultados. O ângulo do pé-de-vela em 0° é considerado o ponto morto superior, e 180° o ponto morto inferior. O pico de força articular vertical ocorre por volta dos 100° para as três articulações. Esta é a angulação onde o atleta aplica a maior força sobre o pedal. Diferentemente de situações onde o indivíduo precisa sustentar o peso do próprio corpo, como por exemplo em caminhada ou corrida, a força articular no quadril é maior que no joelho e no tornozelo.

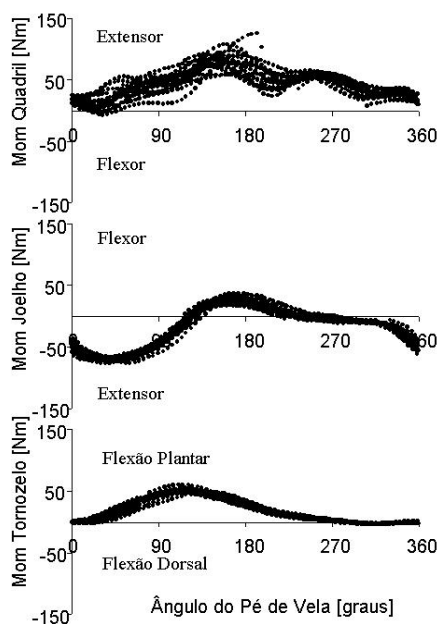


Figura 2.5: Momentos musculares nas articulações do quadril, joelho e tornozelo.

A Figura 2.5 mostra os valores de momento muscular, para as articulações do quadril, joelho e tornozelo. Os resultados revelaram-se bastante próximos aos apresentados na literatura (Ericson *et al.*, 1986; Ruby e Hull, 1990; Marsh e Martin, 1997). O momento muscular resultante na articulação do tornozelo é basicamente de flexão plantar, com valores muito baixos de flexão dorsal entre 290° e 360° . Na articulação do joelho, os valores de momento resultante são principalmente de extensores, assim como no quadril. Nos dois primeiros quadrantes, denominada fase propulsiva, é a fase onde ocorrem os maiores valores de momento muscular para as três articulações, sendo que o quadril é a articulação que apresenta os maiores valores.

2.4. DISCUSSÃO

Existem algumas considerações a serem feitas com relação ao modelo proposto. A primeira questão é com relação ao fato de o modelo ser bidimensional, só considerando movimentos que ocorram apenas no plano sagital. Praticamente todos os modelos apresentados na literatura são bidimensionais, com exceção do modelo de Ruby *et al* (1992) que propõem um modelo tridimensional para análise das forças e momentos articulares no joelho durante o ciclismo. Os autores fazem uma comparação entre os valores obtidos com o modelo tridimensional e o modelo bidimensional. Na comparação entre os modelos, as diferenças ficam por conta dos valores de momento axial (momento em torno do eixo vertical) e momento varo/valgo, ou seja, momentos que ocorrem fora do plano sagital. Desta forma, o uso de um modelo tridimensional só se justifica quando o objetivo for mensurar os momentos musculares fora deste plano.

A dinâmica inversa fornece valores resultantes, não considerando fatores, como por exemplo, co-contrações. Segundo Herzog (1999), na medida em que se aumenta a cadência, aumenta-se o percentual de co-contração e conseqüentemente há um aumento no esforço muscular. Pela dinâmica inversa estas diferenças tornam-se imperceptíveis, o que pode comprometer os resultados obtidos.

Em contrapartida, outros estudos utilizando eletromiografia (Faria e Cavanagh, 1978; Gregor *et al*, 1985; Clarys *et al*, 1988) mostraram que durante a pedalada, o nível de co-contração dos músculos agonistas/antagonistas nunca é elevado o suficiente a ponto de comprometer a interpretação dos dados. Conseqüentemente, o momento resultante poderia ser utilizado como um parâmetro válido na análise dos esforços musculares durante o ciclismo, se adequando aos propósitos de examinar a associação entre a cadência preferida pelo indivíduo e os esforços musculares requeridos para tal.

A dinâmica inversa pressupõe, na realização de movimentos simétricos, a análise de um dos membros e posterior extrapolação para os dois. Smak *et al* (1999) realizam um estudo com o objetivo geral de avaliar os efeitos da cadência da pedalada na mecânica da assimetria entre os membros. A hipótese de que a perna dominante contribuiria mais para a potência do que a não dominante não foi sustentada, provavelmente devido a uma menor coordenação dos músculos flexores do quadril. Nenhuma das hipóteses que investigava

mudanças na assimetria com a variação da cadência foi suportada devido à variabilidade da amostra. A análise individual dos resultados sugere que as mudanças na assimetria são extremamente individuais.

Devido à característica intrínseca do sistema de medição (o pedal instrumentado é levemente mais alto que o pedal normal) Hull & Gonzalez (1990) analisam quais os efeitos que a utilização de um pedal instrumentado tem sobre os momentos na articulação pedal-pé. Para isto foram calculados os momentos articulares utilizando-se distâncias de ± 4 cm entre o eixo de rotação e o apoio do pé. Os resultados mostraram que a altura ideal do pedal depende da cadência que indivíduo irá pedalar. A altura de 4 cm, que minimiza os momentos musculares a 120 rpm, maximiza os momentos musculares a 60 rpm, por exemplo.

Pela análise da Figura 2.5, observa-se que até aproximadamente 150° , as três articulações atuam no sentido de propulsão do pedal, fazendo extensão de joelho e quadril e flexão plantar de tornozelo. A partir de 150° , apesar de se esperar que o joelho ainda tivesse momentos extensores, ele passa a ter momento flexor. De forma igualmente inesperada, o quadril apresenta momentos extensores na fase de recuperação, quando deveria apresentar momentos flexores, como que numa intenção de “puxar” o pedal no sentido do movimento. Segundo Gregor *et al* (1985) esta geração de momento flexor no joelho está associada à linha de ação do vetor de força produzida no pedal. Além disso, afirmam que no caso do ciclismo não há ocorrência do paradoxo de Lombard, onde por haver momento extensor de quadril, os músculos biarticulares fariam com que houvesse momento flexor de joelho, sendo contraposto por um momento extensor no joelho para gerar o movimento de extensão, o que seria bastante ineficiente.

Segundo Aleshinsky (1986) estes momentos em oposição ao sentido do movimento da musculatura que envolve o quadril está associada ao armazenamento de energia sob a forma de energia elástica, para auxiliar na fase propulsiva subsequente. Apesar do armazenamento de energia elástica ser uma forma de poupar energia, o gasto energético envolvido para superar este torque contrário realizado por esta musculatura em contração excêntrica, é superior à quantidade de energia que se armazena sob a forma de energia elástica, o que parece não ser um processo econômico. Este “contra-movimento” também pode ser explicado como uma transferência de energia da musculatura do quadril para a musculatura do joelho, através dos músculos biarticulares (van Ingen Schenau *et al*, 1990).

van Ingen Schenau *et al* (1992) apresenta um estudo onde é demonstrado que a variação da direção da força resultante medida no pedal altera o sentido do momento muscular dependendo da posição em que a linha de ação do vetor está em relação à articulação de análise. Esta mudança da linha de ação do vetor pode ser controlada pela ativação dos músculos biarticulares. Desta forma, os músculos biarticulares são considerados como direcionadores do movimento e os monoarticulares como propulsores, tendo que ser analisados separadamente.

2.5. CONCLUSÕES

As adaptações metodológicas introduzidas neste estudo permitiram utilizar a dinâmica inversa no ciclismo. Os resultados apresentados permitiram fazer um comparativo com outros trabalhos existentes na literatura, mostrando que os valores obtidos eram semelhantes em termos quantitativos.

2.6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALESHINSKY SY. An energy 'sources' and 'fractions' approach to the mechanical energy expenditure problem--V. The mechanical energy expenditure reduction during motion of the multi-link system. *J Biomech.*; v.19, n.4, p.311-5. 1986

AMADIO, A.C.; BARBANTI, V.J. A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares. São Paulo: Estação Liberdade, p.45-70, 2000.

AMADIO, A.C.; BAUMANN, W. Aspects of the methodology to determine the internal forces of the locomotor system. *Rev Bras Biomec*, São Paulo, n.1, p.7-14, 2000.

CARMO, J.C. *et al*. Instrumentação para aquisição e avaliação das forças exercidas por ciclistas. *Rev Bras Biomec*, n.3, p 31-37. Novembro 2001

CLARYS JP, CABRI J, GREGOR RJ. *The muscle activity paradox during circular rhythmic leg movements*. *J Sports Sci* 1988 Winter;6(3):229-37

CLAUSER C.E *et al.* Weight, volume and center of mass of segments of the human body. *AMRL Technical Report*, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1969

DEMPSTER WT. Space Requirements of the seated operator. *WADC Technical Report* (TR-55-159). Wright-Patterson Air Force Base - Ohio, 1955.

DREYER NETO, C; et al.. Desenvolvimento de uma plataforma de força em pedal de ciclismo. *Rev Bras Biomec*, São Paulo, n. 3, pp. 39-44, 2001.

ERICSON, M.O & NISELL, R. Tiobiofemoral joint forces during ergometer cycling. *Am J. Sport Med*, vol 14, n.4, p.285-290, 1986.

FARIA IE, CAVANAGH PR. *The physiology and biomechanics of cycling*. New York. Ed John Wiley & Sons. 1978.

GREGOR RJ, CAVANAGH PR, LAFORTUNE M. Knee flexor moments during propulsion in cycling--a creative solution to Lombard's Paradox. *J Biomech.*; v.18, n.5, p.307-16. 1985.

GREGOR RJ, WHEELER JB. Biomechanical factors associated with shoe/pedal interfaces. *Sports Med*, v.17(2), p.117-131. 1994.

HANNAFORD, DR; MORAN, GT; HLAVAC, HF. Video analysis and treatment of overuse injuries in cyclists- A limited clinical study. *Sports Med*, n.3, p 671-680. 1986

LOSS, J.F., Efeitos de parâmetros inerciais obtidos através de diferentes procedimentos na determinação de forças e torques articulares resultantes. *Tese de Doutorado*. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. 2001.

LOSS, J.F., et al. Cálculo de forças e momentos resultantes pelo método da dinâmica inversa. *Rev Bras Cienc Esporte*. v.23, n.3, p.93-104, maio 2002.

RUBY, P., Hull, M.L. Response of intersegmental knee loads to foot/pedal platform degrees of freedom in cycling. *J Biomech*, v.26, n.11, p.1327-40, nov. 1993.

SOARES, D. P. *et al.* A influência do método de obtenção dos parâmetros inerciais no cálculo dos momentos e forças internas resultantes através da dinâmica inversa. *Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica*, Gramado, v. I, pp. 133-138, 2001

THOMAS, F., et al. Pedal knee loads using a multi-degree-of-freedom pedal platform in cycling. *J Biomech*, v.30, n.5, p.505-511. 1997.

VAN INGEN SCHENAU G.J., VAN WOENSEL W.W., BOOTS P.J., SNACKERS R.W., DE GROOT G. The constrained control of force and position in multi-joint movements. *Neuroscience*; v.46, p.197-207. 1992.

VAN INGEN SCHENAU G.J., VAN WOENSEL W.W., BOOTS P.J., SNACKERS R.W., DE GROOT G. Determination and interpretation of mechanical power in human movement: application to ergometer cycling. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* v.61, n.1-2, p.11-9. 1990.

VECCHIA, E.D.; et al.. Aspectos metodológicos para a determinação de cargas internas no segmento inferior humano. *Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, Florianópolis, Brasil, p. 269-274, 1999.

Capítulo III

Caracterização da escolha da cadência preferida a partir de parâmetros musculares comparativamente à economia de movimento

RESUMO

Diferentemente da caminhada, a cadência preferida (CP) no ciclismo é sempre superior àquela que minimiza o consumo de oxigênio. O objetivo deste estudo foi caracterizar a escolha da CP de ciclistas a partir de parâmetros biomecânicos e fisiológicos. 7 ciclistas pedalarão nas cadências de 60, 75, 90, 105 rpm e CP. Foram analisados os valores de Economia de Movimento (parâmetro fisiológico) e Impulso Angular (parâmetro biomecânico) em cada uma das cadências. Os resultados mostraram que a cadência que minimiza o Impulso Angular e CP são semelhantes ($p < 0.05$), porém existem diferenças entre a cadência mais econômica e CP. Desta forma, pode-se inferir que a escolha de uma determinada cadência está mais associada com o esforço muscular do que ao consumo de oxigênio.

Palavras-chave: ciclismo, momento muscular, economia de movimento

3.1. INTRODUÇÃO

A compreensão dos padrões e critérios que o sistema nervoso utiliza para a realização de determinadas funções é fundamental para o entendimento do funcionamento do corpo humano. Segundo Prilutsky *et al* (1997), os animais realizam seus movimentos locomotores de uma maneira otimizada, porém o critério de otimização depende do objetivo final. Em uma viagem de longa distância, por exemplo, o critério seria a economia energética; para escapar de um predador, a velocidade é o fator determinante.

Para minimizar a energia gasta durante uma prova, treinadores e atletas buscam otimizar o padrão de movimento. No ciclismo, existe, porém um fenômeno ainda muito discutido que se relaciona com o ritmo de pedalada. Ao contrário do que acontece em situações de caminhada onde os seres humanos utilizam para caminhar uma combinação de comprimento/frequência de passada que minimiza o gasto energético (Marsh & Martin, 2000), vários estudos já demonstraram que a cadência (ritmo de pedalada) preferida é sempre superior a cadência que minimiza o consumo de oxigênio (Takaishi *et al*, 1994; Takaishi *et al*, 1996; Marsh & Martin, 1997; Neptune & Hull, 1998; Marsh *et al*, 2000; Brisswalter *et al*, 2000). Isto é constatado independente do indivíduo ter ou não experiência com ciclismo.

A tentativa de entender o motivo pelo qual o indivíduo escolhe uma determinada cadência que não coincide com a mais econômica tem sido alvo de estudo de diferentes pesquisadores. Patterson & Moreno (1989) através da relação força x velocidade afirmam que uma maior velocidade se relaciona com uma diminuição da força. Neptune e Herzog (1999) refutam a hipótese de Patterson & Moreno (1990). Takaishi *et al* (1994) tentam explicar o fenômeno através da minimização da fadiga muscular. Marsh *et al* (2000) consideram que a cadência preferida para pedalar é a mesma na qual a soma dos momentos absolutos sobre as articulações do tornozelo, joelho e quadril estão minimizados.

Apesar de não existir um consenso sobre a etiologia deste fenômeno, as evidências mostram que a vantagem em escolher uma cadência mais alta está associada primordialmente a fatores relacionados à força e fadiga muscular mais do que ao consumo de oxigênio em uma determinada cadência.

O estudo das forças e momentos permite a avaliação do mecanismo que está associado à pedalada bem como dos esforços musculares envolvidos, o que auxilia na tentativa de entender a etiologia da escolha de cadências mais elevadas independente do detrimento fisiológico.

Lafortune & Cavanagh (1983) afirmavam que a maioria dos experimentos sobre ciclismo investigava ou aspectos fisiológicos (frequência de pedalada, alterações de carga sobre os batimentos cardíacos, VO_2 , eficiência do ciclista) ou biomecânicos (padrão de aplicação de forças, assimetria bilateral e efetividade da pedalada). Esta realidade não se modificou em grande escala nas últimas duas décadas, ou seja, o número de trabalhos relacionando estes dois aspectos ainda é pequeno. Dificilmente os trabalhos avaliam os dois aspectos simultaneamente, o que empobrece a compreensão dos fenômenos relacionados ao ciclismo.

O presente trabalho pretende unir os dois aspectos, na medida em que calcula parâmetros biomecânicos (momentos musculares) e utiliza parâmetros fisiológicos (consumo de oxigênio e limiar ventilatório) como forma de quantificar a intensidade relativa de esforço. Desta forma pode-se tentar compreender de uma forma mais abrangente as variáveis inerentes a este esporte. Além disso, até o presente momento, não se têm informações de que algum estudo no Brasil tenha sido realizado no sentido de mensurar as forças e momentos aplicados nas articulações do membro inferior durante o ciclismo, o que torna ainda mais relevante a implementação desta técnica no país. Desta forma, o objetivo deste estudo foi caracterizar a escolha da cadência preferida de ciclistas a partir de parâmetros biomecânicos e fisiológicos.

3.2. METODOLOGIA

Foram avaliados 7 indivíduos, pertencentes à Federação Gaúcha de Ciclismo que participam regularmente de competições de nível nacional.

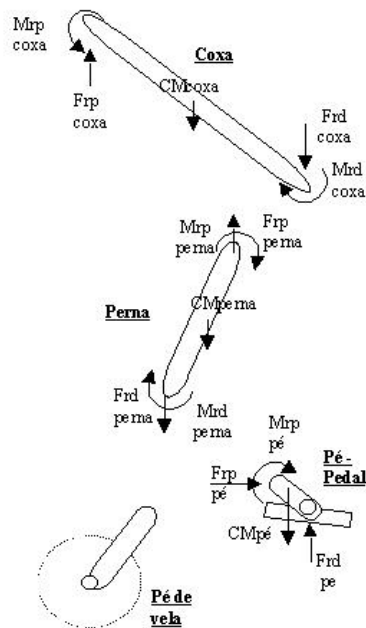
A coleta de dados foi realizada em duas sessões, realizadas em dias diferentes. Na primeira sessão, o indivíduo realizou um teste de consumo máximo de oxigênio *em rampa* para determinação do limiar ventilatório e sua carga correspondente. Como neste trabalho um dos objetivos é analisar parâmetros individualizados, como a escolha da cadência preferida,

optou-se por utilizar uma intensidade relativa, como forma de normalizar a intensidade de esforço de cada indivíduo. Os parâmetros fisiológicos (especificamente consumo de oxigênio e produção de CO₂) foram utilizados como forma de estabelecer esta intensidade relativa de esforço dos sujeitos, baseado na determinação do limiar ventilatório.

No segundo dia, após um aquecimento inicial, o indivíduo pedalou 30s em cada uma das seguintes cadências: 60, 75, 90, 105 rpm e a sua cadência preferida (que foi determinada no dia anterior) após ter o seu consumo de oxigênio estabilizado (aproximadamente 5min). Caso a cadência preferida fosse uma das pré-estabelecidas, ele realizava esta etapa apenas uma vez.

Em ambos os dias, a bicicleta ergométrica foi ajustada de acordo com as preferências de cada testado de modo que o banco pudesse ser ajustado vertical e horizontalmente. Isto para que se pudesse simular o máximo possível às situações de competição para os atletas.

As forças e momentos resultantes nas articulações serão obtidos utilizando-se a técnica de dinâmica inversa. Esta técnica baseia-se na determinação de forças de contato interno a partir da mensuração das forças de contato e não contato externo, das acelerações e das massas dos segmentos envolvidos. O movimento de pedalar é eminentemente no plano sagital, além das forças e momentos intra-articulares serem bem maiores no sentido vertical e ântero-posterior, comparativamente aos valores do plano transversal (Ruby & Hull, 1993; Thomas *et al*, 1997). Desta forma, o modelo utilizado foi bidimensional, composto por três segmentos: coxa, perna e pé-pedal (Figura 3.1). As principais articulações envolvidas no movimento são tornozelo, joelho e quadril. As forças articulares e momentos musculares gerados pelos segmentos corporais acima da articulação do quadril, são representados pelas forças e momentos calculados para a articulação do quadril (van Ingen Schenau *et al.*, 1990).



Onde:

$M_{rp\ coxa}$, $M_{rp\ perna}$, $M_{rp\ pé}$: Momentos resultantes proximais da coxa, perna e pé, respectivamente.

$M_{rd\ coxa}$, $M_{rd\ perna}$: Momentos resultantes distais da coxa e perna, respectivamente.

$F_{rp\ coxa}$, $F_{rp\ perna}$ e $F_{rp\ pé}$: Forças resultantes proximais da coxa, perna e pé, respectivamente.

$F_{rd\ coxa}$, $F_{rd\ perna}$, $F_{rd\ pé}$: Forças resultantes distais da coxa, perna e pé, respectivamente.

CM coxa, CM_{perna} e CM_{pé}: Centro de massa da coxa, perna e pé, respectivamente.

Figura 3.1: Diagrama de corpo livre dos segmentos analisados

Para a obtenção dos parâmetros cinéticos foi utilizado um pedal dinamométrico apresentado por Dreyer Neto *et al* (2001) que registra as forças normais e tangenciais aplicadas sobre ele.

Os parâmetros antropométricos (massa, centro de massa e momento de inércia de cada segmento) podem ser determinados de várias formas, como por exemplo, pesagem hidrostática, tomografia computadorizada, ressonância magnética, tabelas antropométricas, entre outros. Segundo Loss (2001) existem diferenças de até 100% na magnitude dos parâmetros inerciais dependendo do método utilizado. Apesar disso, ao comparar os resultados de força articular e momento muscular resultantes da aplicação da técnica da dinâmica inversa utilizando os diferentes métodos de determinação dos parâmetros antropométricos, este autor não encontrou diferenças, independentemente da forma como foram obtidos os parâmetros inerciais. Sendo assim, devido à sua praticidade, os parâmetros antropométricos foram obtidos através de tabelas propostas por Clauser (1969) e Dempster (1955). Partindo do pressuposto que os parâmetros inerciais não são determinantes no resultado final da análise oriunda da dinâmica inversa, é possível admitir que os valores fornecidos pela literatura para o segmento pé podem ser aplicados ao segmento pé-pedal, utilizado neste estudo.

Para a medição das variáveis cinemáticas foi utilizado o sistema vídeo Peak Performance (*Peak Performance Inc. Englewood, CO*). Os pontos anatômicos de referência utilizados foram: trocanter maior do fêmur, representando a articulação do quadril; epicôndilo lateral do fêmur, representando a articulação do joelho; maléolo lateral, representando a articulação do tornozelo e um ponto no tronco para determinação da angulação do quadril. A base do quinto metatarso, tradicionalmente utilizada para limitação do segmento pé, é substituída por um ponto localizado na base lateral do pedal, para delimitar o segmento pé-pedal, considerado como um único segmento. A medição dos ângulos do pedal (β) e pé-de-vela (α) foi realizada pela marcação do ponto central de rotação (eixo do pé-de-vela), e dois pontos representando a superfície lateral do pedal. Para uma melhor precisão da medida angular do pedal, estes pontos podem ser colocados na extremidade de uma haste que acompanhava a superfície lateral do pedal (Figura 3.2).



Figura 3.2: marcadores reflexivos utilizados para o cálculo de β

Tradicionalmente adota-se um sistema de referência local no centro da plataforma de força para as variáveis cinéticas e cinemáticas. No ciclismo, como a plataforma de força se movimenta continuamente, é necessária uma mudança no referencial dos dados cinemáticos a cada instante. Esta mudança é realizada com o auxílio de uma matriz de rotação, descrita na equação (1):

$$\begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \beta & \text{sen } \beta \\ -\text{sen } \beta & \cos \beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X - X_0 \\ Y - Y_0 \end{bmatrix} \quad (1)$$

onde,

x e y são as componentes do vetor no sistema de referência local
 X e Y são as componentes do vetor no sistema de referência global
 X_0 e Y_0 é a origem do sistema local, em coordenadas do sistema de referência global
 β é o ângulo entre as abscissas dos dois sistemas de referência

Após a determinação das variáveis utilizadas para a obtenção dos valores de força e momento resultante com as devidas modificações, a aplicação do método foi o mesmo proposto por Loss *et al* (2002). Cada segmento corporal S_i , se idealizado como um corpo rígido, vai se mover de acordo com os princípios da mecânica Newtoniana. Estes princípios especificam que o movimento de S_i em um referencial inercial R é regido pelas equações do movimento, que em um plano podem ser representadas por três equações escalares:

$$\sum F_x = m_i a_x \quad (2)$$

$$\sum F_y = m_i a_y \quad (3)$$

$$\sum M_z = I\phi_i \quad (4)$$

onde,

F_x e F_y representam as componentes de força x e y , respectivamente
 a_x e a_y representam as componentes de aceleração x e y , respectivamente
 M_z momento em torno do eixo z
 m_i representa a massa do segmento S_i
 ϕ_i aceleração angular do segmento S_i
 I_i momento de inércia, em relação ao centro de massa, do segmento S_i

Para a avaliação dos parâmetros fisiológicos foi utilizada a variável Economia de Movimento, calculada através da divisão da potência média de cada ciclo pelo consumo de oxigênio correspondente ao limiar ventilatório de cada indivíduo. Para a avaliação dos parâmetros biomecânicos optou-se por analisar uma variável que representasse o esforço muscular. O parâmetro escolhido foi o Impulso Angular Total, obtido através da soma dos valores de momento muscular ao longo do tempo (10 ciclos consecutivos para cada atleta) nas três articulações (tornozelo, joelho e quadril), e calculando-se a integral no tempo para cada um dos ciclos analisados. Desta forma, obteve-se um valor único representativo de cada uma das variáveis para cada ciclo.

Os valores foram plotados em função das cadências, e uma função polinomial foi calculada a fim de descrever o comportamento de cada uma das variáveis (Economia de Movimento, Impulso Angular Total). Fisiologicamente, o ponto de máximo da função interpolada para a Economia de Movimento representa a cadência “mais econômica”. Sob o ponto de vista biomecânico, o ponto de mínimo da função interpolada para o Impulso Angular Total representa a cadência com “menor esforço muscular”. Foram comparadas as diferenças entre os valores máximos da função da Economia de Movimento e mínimos da função do Impulso Angular Total e o valor da função correspondente à cadência preferida para cada um dos indivíduos. A comparação foi realizada através de procedimentos estatísticos, primeiramente aplicando-se um teste de normalidade Shapiro–Wilk e posteriormente através de teste *t* pareado. O nível de significância adotado foi $p < 0,05$.

3.3. RESULTADOS

A Figura 3.3 mostra os valores de momento muscular, para as articulações do quadril, joelho e tornozelo, em um dos indivíduos analisados, para os 10 ciclos de pedalada, na cadência de 90 rpm. Apesar de só serem mostrados os resultados referentes a um dos sujeitos, todos eles apresentaram um padrão semelhante. Os resultados revelaram-se bastante próximos aos apresentados na literatura (Ericson *et al.*, 1986; Ruby & Hull, 1992; Marsh & Martin, 1997). O momento muscular resultante na articulação do tornozelo é basicamente de flexão plantar, com valores muito baixos de flexão dorsal entre 290° e 360°. Na articulação do joelho, os valores de momento resultante são principalmente de extensores, assim como no quadril. Nos dois primeiros quadrantes, denominada fase propulsiva, é a fase onde ocorrem os maiores valores de momento muscular para as três articulações, sendo que o quadril é a articulação que apresenta os maiores valores.

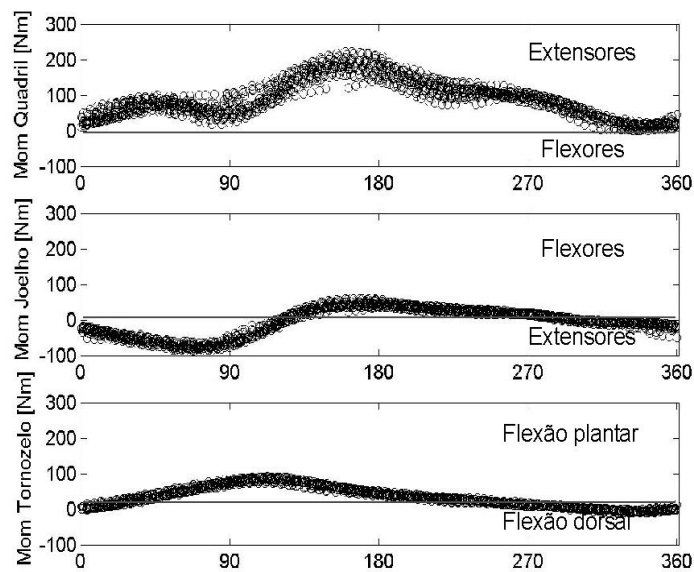


Figura 3.3 – Momentos musculares nas articulações do quadril, joelho e tornozelo.

A Figura 3.4 apresenta os valores de Impulso Angular Total em função das cadências e a função interpolada entre os pontos para um dos indivíduos nos 10 ciclos de cada cadência. Os valores foram interpolados a partir de uma função polinomial de 2^a ordem, com r^2 de 0,98. A análise das funções interpoladas demonstrou que a cadência que minimiza o momento muscular (127 rpm) é muito similar à cadência preferida (115 rpm).

A pouca variabilidade dos pontos demonstra uma consistência nos resultados. Mesmo quando o indivíduo era solicitado a pedalar, por exemplo, a 105 rpm, pequenas variações na velocidade apresentavam variações no momento muscular, demonstrando a dependência entre estas duas variáveis. O polinômio de 2^o grau foi a função que mais se adequou aos valores obtidos.

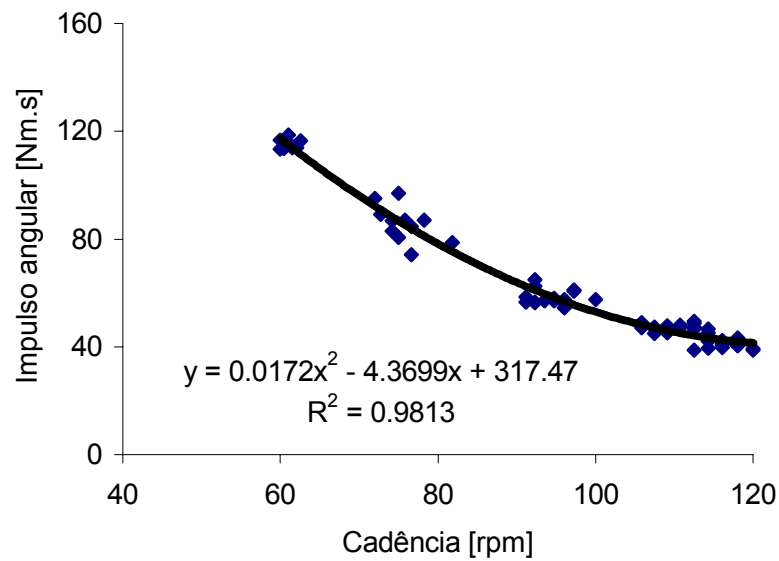


Figura 3.4: Impulso angular em cada ciclo e função polinomial interpolada para um dos atletas analisados.

A Figura 3.5 apresenta as funções interpoladas para o Impulso Angular Total para os 7 ciclistas analisados. Todas as funções interpoladas são polinômios de 2º grau com $r^2 > 0.97$.

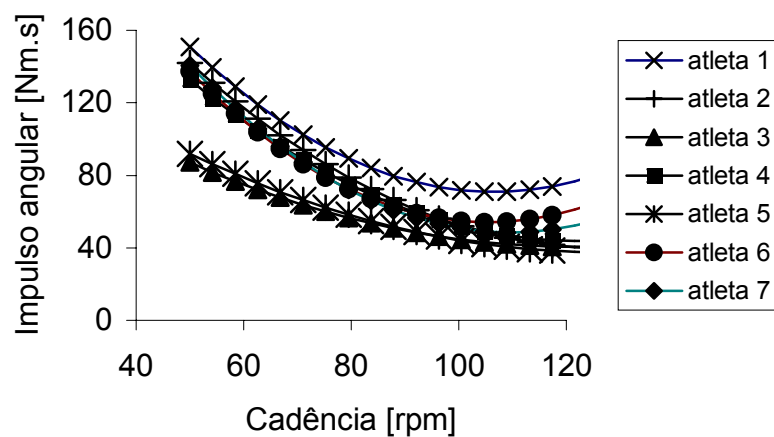


Figura 3.5: Funções polinomiais do impulso angular para os 7 atletas em função das cadências

A Figura 3.6 apresenta as funções interpoladas para a Economia de Movimento para os 7 ciclistas analisados. As funções interpoladas são funções polinomiais de 2º e 3º graus com $0.3 < r^2 < 0.97$. Apesar de serem significativos, alguns valores de correlação foram muito baixos, demonstrando que as funções interpoladas não representam da melhor maneira

possível a Economia de Movimento. Mesmo assim, para efeitos de comparação, foram utilizadas aquelas funções que apresentaram os maiores valores de r^2 .

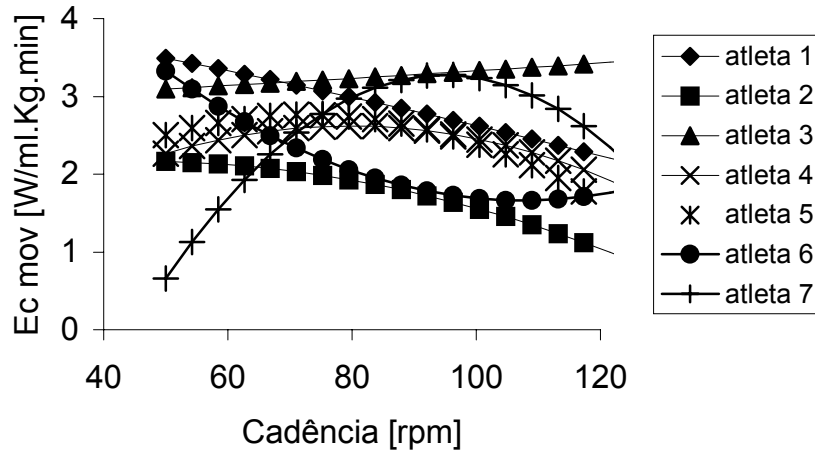


Figura 3.6: Funções polinomiais da Economia de Movimento para os 7 atletas em função das cadências

Os resultados mostram que não existem diferenças significativas entre a cadência que minimiza o momento muscular e a cadência preferida ($p > 0.05$). Por outro lado, existem diferenças estatisticamente significativas entre a cadência mais econômica e a cadência preferida.

3.4. DISCUSSÃO

Pela análise da Figura 3.3, observa-se que até aproximadamente 150° , as três articulações atuam no sentido de propulsão do pedal, fazendo extensão de joelho e quadril e flexão plantar de tornozelo. A partir de 150° , apesar de se esperar que o joelho ainda tivesse momentos extensores, ele passa a ter momento flexor. De forma igualmente inesperada, o quadril apresenta momentos extensores na fase de recuperação, quando deveria apresentar momentos flexores, como que numa intenção de “puxar” o pedal no sentido do movimento. Segundo Gregor *et al* (1985) esta geração de momento flexor no joelho está associada à linha de ação do vetor de força produzida no pedal. Além disso, afirmam que no caso do ciclismo não há ocorrência do paradoxo de Lombard, onde por haver momento extensor de quadril, os músculos biarticulares fariam com que houvesse momento flexor de joelho, sendo contraposto

por um momento extensor no joelho para gerar o movimento de extensão, o que seria bastante ineconômico.

Segundo Aleshinsky (1986) estes momentos em oposição ao sentido do movimento da musculatura que envolve o quadril está associada ao armazenamento de energia sob a forma de energia elástica, para auxiliar na fase propulsiva subsequente. Apesar do armazenamento de energia elástica ser uma forma de poupar energia, o gasto energético envolvido para superar este torque contrário realizado por esta musculatura em contração excêntrica, é superior à quantidade de energia que se armazena sob a forma de energia elástica, o que parece não ser um processo econômico. Este “contra-movimento” também pode ser explicado como uma transferência de energia da musculatura do quadril para a musculatura do joelho, através dos músculos biarticulares (van Ingen Schenau *et al*, 1990). van Ingen Schenau *et al* (1992) apresenta um estudo onde é demonstrado que a variação da direção da força resultante medida no pedal altera o sentido do momento muscular dependendo da posição em que a linha de ação do vetor está em relação à articulação de análise. Esta mudança da linha de ação do vetor pode ser controlada pela ativação dos músculos biarticulares. Desta forma, os músculos biarticulares são considerados como direcionadores do movimento e os monoarticulares como propulsores, tendo que ser analisados separadamente.

Vários estudos já foram realizados na tentativa de explicar o motivo pelo qual a cadência mais econômica obtida pelo cálculo da Economia de Movimento não coincide com a cadência preferida. Observando-se as Figuras 4 e 5, dentro da amplitude das velocidades analisadas, a cadência de 60 rpm foi a que apresentou os maiores valores de momento muscular, indicando que o maior esforço é realizado nesta velocidade. A medida em que a velocidade aumenta, o esforço muscular diminui, chegando a um valor mínimo próximo à cadência preferida do atleta, tornando a aumentar novamente em velocidades muito altas. Segundo Takaishi *et al* (1996), em cadências muito baixas existe a necessidade de gerar uma grande força para realizar um determinado trabalho. Esta quantidade de força vai diminuindo a medida em que a velocidade aumenta, chegando a um valor ótimo de relação força x velocidade (cadência preferida). Em cadências muito altas, o esforço gerado também é alto, devido ao aumento da co-contração da musculatura agonista/antagonista. Isto está evidenciado no estudo de Neptune & Herzog (1999), que fazem uma decomposição do torque

no pedal para determinar o percentual de trabalho negativo gerado pela musculatura em cadências mais altas. Caso exista um aumento no trabalho negativo, isto evidencia a necessidade de aumento de trabalho positivo e conseqüentemente aumento do esforço muscular. Na medida em que a cadência aumenta, o trabalho muscular negativo também aumenta, confirmando a hipótese do aumento de esforço muscular em cadências mais altas. Este aumento de esforço muscular em cadências mais altas se deve a um aumento da dificuldade de coordenação a medida em que a velocidade aumenta.

Considerando-se a hipótese de que a escolha da cadência preferida está associada ao esforço muscular, Marsh *et al* (2000) fazem uma relação entre a soma dos momentos absolutos sobre as articulações do tornozelo, joelho e quadril e o ritmo de pedalada. A soma dos momentos absolutos representa todo o esforço muscular gerado para realizar uma determinada atividade. Neste trabalho são testadas as hipóteses de que a cadência preferida coincide com a minimização da soma dos momentos e que isto independe da experiência do indivíduo. De acordo com os dados obtidos neste estudo, as cadências preferidas pelos indivíduos, independente do grupo, mesmo não sendo as que minimizam o consumo de oxigênio, são similares àquelas que minimizam a soma dos momentos articulares. Considerando-se que o momento articular resultante está diretamente relacionado com o esforço muscular, pode-se afirmar que os indivíduos preferem uma cadência com um custo metabólico maior, porém com um esforço muscular menor. Desta forma, este tipo de abordagem é bastante relevante no que se refere ao tipo de esforço ao qual o atleta está sendo submetido, bem como no entendimento da escolha de uma determinada cadência em detrimento de outras.

Esta relação otimizada de força x velocidade explicaria a escolha de cadências diferentes pelos atletas, onde um fator individualizado de otimização (capacidade de minimização do esforço muscular) estaria sendo considerado.

A Figura 3.6 apresenta as funções interpoladas para a Economia de Movimento para os 7 ciclistas analisados. Diferentemente das funções interpoladas para o momento muscular, as funções referentes à Economia de Movimento não apresentaram um padrão entre si. Além disso, nos resultados apresentados na literatura, as cadências mais econômicas eram as mais baixas (Takaishi *et al*, 1994; Takaishi *et al*, 1996; Marsh & Martin, 1997; Neptune & Hull, 1999; Marsh *et al*, 2000; Brisswalter *et al*, 2000), e os resultados deste estudo não

apresentaram um padrão para as curvas de Economia de movimento. Esta diferença poderia ser justificada por uma heterogeneidade do grupo analisado, porém Marsh & Martin (1997) analisaram ciclistas, corredores e não-atletas, e os três grupos apresentaram padrões similares para a Economia de Movimento. Desta forma, a heterogeneidade do grupo não justificaria a diferença.

Outro fator a ser considerado seria a potência utilizada para a realização do protocolo. Grande parte dos estudos utiliza protocolos com esforços moderados. O presente estudo utilizou a potência correspondente ao limiar ventilatório do atleta, o que exige um esforço bastante alto. Marsh et al (1999) e Marsh & Martin (1997) analisaram diferentes grupos de indivíduos em várias potências e concluíram que a potência gerada pelo atleta não afeta a Economia de Movimento. Apesar disto, Woolford *et al* (1999) demonstram que utilizando-se bicicletas diferentes, o consumo máximo de oxigênio dos 7 atletas analisados não variou, porém a carga correspondente ao limiar ventilatório sofreu alterações. Considerando-se uma adaptação diferente de cada atleta à bicicleta utilizada no teste, este fator poderia justificar a variabilidade nas curvas de Economia de Movimento.

Um outro fator a ser considerado é o tipo de protocolo utilizado. Em todos os estudos encontrados na literatura, a variável que era controlada era a potência da bicicleta e o consumo de oxigênio mensurado. No protocolo utilizado neste estudo, a variável de controle foi o consumo de oxigênio, e a potência gerada na bicicleta que foi medida. Este protocolo foi utilizado com o intuito de individualizar o protocolo, porém os efeitos que o controle do consumo de oxigênio tem sobre o cálculo da Economia de Movimento ainda não está descrito na literatura.

Apesar destes resultados explicarem, ao menos em parte, o motivo pelo qual o indivíduo escolhe cadências mais altas do que a mais econômica, o fenômeno fisiológico que explicaria como um menor esforço muscular possui um maior consumo de oxigênio não está elucidado e carece de maiores investigações.

3.5. CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos neste estudo pode-se inferir que a escolha de uma determinada cadência está mais associada com o esforço muscular do que ao consumo de

oxigênio. Apesar destas afirmações, o fenômeno fisiológico que explicaria como um menor esforço muscular possui um maior consumo de oxigênio não está elucidado. Além disso, existem outros parâmetros que também estão relacionados com o esforço muscular como o trabalho gerado pelas articulações, a eficiência mecânica do atleta no ato de pedalar e a habilidade do atleta em transferir energia da musculatura para a propulsão da bicicleta. Estes parâmetros não parecem ter sido abordados na literatura, mas fazem parte das perspectivas futuras que darão continuidade a este trabalho.

3.6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

ALESHINSKY SY (a). An energy 'sources' and 'fractions' approach to the mechanical energy expenditure problem--V. The mechanical energy expenditure reduction during motion of the multi-link system. *J Biomech*, v. 19, n.4, p.311-5, 1986;

BRISWALTER J, HAUSSWIRTH C, SMITH D, VERCRUYSSSEN F, VALLIER JM. Energetically optimal cadence vs. freely-chosen cadence during cycling: effect of exercise duration. *Int J Sports Med* ; v.21, n.1, p.60-4, Jan 2000.

CLAUSER CE, MCCONVILLE JT, YOUNG JW. Weight, volume and center of mass of segments of the human body. *AMRL Technical Report*, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1969

DEMPSTER WT. Space Requirements of the seated operator. *WADC Technical Report* (TR-55-159). Wright-Patterson Air Force Base - Ohio, 1955

DREYER NETO, C, SCHMIDT G, CANDOTTI CT, LOSS JF, ZARO MA, CERVIERI A, GUIMARAES ACS. Desenvolvimento de uma plataforma de força em pedal de ciclismo. *Rev Bras Biomec*, São Paulo, n. 3, pp. 39-44, 2001.

ERICSON MO, BRATT A, NISELL R, NEMETH G, EKHOLM J. Load moments about the hip and knee joints during ergometer cycling. *Scand J Rehabil Med.*; v.18, n.4, p.165-72, 1986

GREGOR RJ, CAVANAGH PR, LAFORTUNE M. Knee flexor moments during propulsion in cycling--a creative solution to Lombard's Paradox. *J Biomech.*; v.18, n.5, p.307-16. 1985.

LAFORTUNE, M.A.; CAVANAGH PR.L. Effectiveness and efficiency during bicycle riding, in Matsui, H., Kobayashi (eds): *Biomechanics VIII-B*. Champaign, IL, Human Kinetics Publishers 928-936, 1983.

LOSS, JF. Efeitos de parâmetros inerciais obtidos através de diferentes procedimentos na determinação de forças e torques articulares resultantes. *Tese de Doutorado*, Programa de Pós-Graduação Engenharia Mecânica, UFRGS, Brasil, 2001

LOSS JF, CERVIERI A, SOARES DP, SCARRONE F, ZARO MA, VAN DEN BOGERT AJ. Cálculo de forças e momentos resultantes pelo método da dinâmica inversa. *Rev Bras Cienc Esporte*. v.23, n.3, p.93-104, maio 2002.

MARSH AP, MARTIN PE. Effect of cycling experience, aerobic power, and power output on preferred and most economical cycling cadences. *Med Sci Sports Exerc*.; v.29, n.9, p.1225-32, Set 1997.

MARSH AP, MARTIN PE, SANDERSON DJ. Is a joint moment-based cost function associated with preferred cycling cadence? *J Biomech*.; v.33, n.2, p.173-80. Fev 2000.

NEPTUNE RR, HERZOG W. The association between negative muscle mechanical work and pedaling rate. *J biomech*; v.32, p.1021-1026, 1999.

NEPTUNE RR, HULL ML. Evaluation of performance criteria for simulation of submaximal steady-state cycling using a forward dynamic model. *J Biomech Eng*; v.120, n.3, p.334-41, Jun 1998.

PATTERSON RP, MORENO MI. Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. *Med Sci Sports Exerc*; v.22, n.4, p.512-6, Ago 1990.

PRILUTSKY BI, HERZOG W, ALLINGER TL. Forces of individual cat ankle extensor muscles during locomotion predicted using static optimization. *J Biomech*; v.30, n.10, p.1025-33, Out 1997.

RUBY P, HULL ML, HAWKINS D. Three-dimensional knee joint loading during seated cycling. *J Biomech*.; v.25, n.1, p.41-53, Jan 1992.

RUBY P, HULL ML. Response of intersegmental knee loads to foot/pedal platform degrees of freedom in cycling. *J Biomech.*; v.26, n.11, p.1327-40, Nov 1993.

TAKAISHI T, YASUDA Y, MORITANI T. Neuromuscular fatigue during prolonged pedalling exercise at different pedalling rates. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*; v.69, n.2, p.154-8, 1994.

TAKAISHI T, YASUDA Y, ONO T, MORITANI T. Optimal pedaling rate estimated from neuromuscular fatigue for cyclists. *Med Sci Sports Exerc*; v.28, n.12, p.1492-7, Dez 1996.

THOMAS F, BOYD R, NEPTUNE, HULL ML. Pedal knee loads using a multi-degree-of-freedom pedal platform in cycling. *J biomech*, v.30, n.5, p.505-511, 1997.

VAN INGEN SCHENAU GJ, BOOTS PJ, DE GROOT G, SNACKERS RJ, VAN WOENSEL WW. The constrained control of force and position in multi-joint movements. *Neuroscience*. v.46, n.1, p.197-207, 1992;

VAN INGEN SCHENAU GJ, VAN WOENSEL WW, BOOTS PJ, SNACKERS RW, DE GROOT G. Determination and interpretation of mechanical power in human movement: application to ergometer cycling. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*; v.61, n.1-2, p.11-9, 1990

WOOLFORD SM, WITHERS RT, CRAIG NP, BOURDON PC, STANEF T, MCKENZIE I.. Effect of pedal cadence on the accumulated oxygen deficit, maximal aerobic power and blood lactate transition thresholds of high-performance junior endurance cyclists. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.*; v.80, n.4, p.285-91. Set 1999.

Capítulo IV

Momento flexor do joelho durante a fase propulsiva da pedalada

RESUMO

Durante o ciclismo competitivo, há a ocorrência de um fenômeno bastante discutido na literatura, que é a predominância de momento flexor no joelho durante a fase de extensão desta articulação. A literatura não apresenta uma única justificativa para a ocorrência deste fenômeno, sendo, na maioria das vezes, contraditória. Os objetivos deste estudo foram: a) explicar a existência de um momento flexor no joelho durante a fase propulsiva da pedalada e, b) analisar o comportamento do momento flexor com o aumento da cadência. Foram analisados 7 ciclistas nas cadências de 60, 75, 90 e 105 rpm na carga correspondente ao limiar ventilatório. Foram analisados os valores de Eletromiografia, momento muscular no joelho, velocidade de encurtamento, velocidade angular e direção do vetor força de reação com o pedal. Os resultados mostraram que a teoria de Denbosch *et al* (1995) parece ser a que melhor se adequa ao propósito de explicar a existência deste fenômeno e o com relação ao comportamento do momento flexor com o aumento da cadência, esta parece interferir de forma diferente para cada atleta, aumentando o período para uns e reduzindo para outros.

Palavras-chave: momento flexor, ciclismo, dinâmica inversa

4.1. INTRODUÇÃO

O ciclismo é uma modalidade esportiva praticada não só com o intuito de competição, mas também para fins como reabilitação e recreação. Durante o ciclismo competitivo, há a ocorrência de um fenômeno bastante discutido na literatura, que é a predominância de momento flexor no joelho durante a fase de extensão desta articulação, o que poderia ser interpretado como um movimento não econômico. A predominância do momento flexor ocorre durante a fase propulsiva da pedalada, quando o pedal está descendo, a partir de 110° (Gregor *et al.*, 1985).

Este fenômeno também ocorre em outras situações como saltos e arremessos. Apesar disso, a literatura não apresenta uma única justificativa para a ocorrência deste fenômeno. Alguns autores consideram este fenômeno como não funcional, pois estaria limitando o movimento desejado (Gregor *et al.*, 1985). Outros autores discordam desta justificativa, e consideram que sua ocorrência é necessária para estabilizar o movimento e evitar uma terminação prematura do mesmo (Ingen Schenau *et al.*, 1987; Bobert *et al.*, 1988).

A divergência das teorias apresentadas na literatura dificulta o entendimento do fenômeno, gerando distintas interpretações não permitindo o entendimento do porque que em parte da extensão do joelho contra a resistência do pedal os indivíduos utilizam predominantemente os flexores do joelho. Além da explicação para a ocorrência do fenômeno, uma outra questão é com relação à finalidade do mesmo, ou seja, a existência do momento flexor durante a fase de propulsão da bicicleta é funcional?

Assim como o motivo da utilização predominante de flexores de joelho durante a extensão dessa articulação é importante verificar o comportamento do momento flexor para as diferentes cadências, pois isso pode indicar uma diferença na técnica utilizada pelos atletas para otimizar o movimento.

Sendo assim, os objetivos deste estudo foram: a) explicar a existência de um momento flexor no joelho durante a fase propulsiva da pedalada e, b) analisar o comportamento do momento flexor com o aumento da cadência.

4.2. MATERIAL E MÉTODOS

4.2.1 Amostra:

Foram avaliados 7 ciclistas profissionais, pertencentes à Federação Gaúcha de Ciclismo que participam regularmente de competições de nível nacional (idade média: 26,14 DP: 7,97 anos; altura média: 173,46 DP: 6,02 cm; peso médio: 67,81 DP: 4,34 Kg)

4.2.2 Procedimentos de teste:

A coleta de dados foi realizada em duas sessões, realizadas em dias diferentes. Na primeira sessão, os ciclistas realizaram um teste de consumo máximo de oxigênio *em rampa* para determinação do limiar ventilatório e sua carga correspondente. Tal protocolo foi escolhido, pois conforme Lucía *et al.* (2000), torna mais fácil a visualização dos limiares ventilatórios quando os incrementos de carga são leves e graduais.

No segundo dia, após um aquecimento inicial, os ciclistas pedalarão 3 min em cada uma das seguintes cadências: 60, 75, 90, 105. A carga utilizada era equivalente a 5% abaixo do consumo de oxigênio do limiar ventilatório.

Em ambos os dias, a bicicleta ergométrica foi ajustada de acordo com as preferências de cada testado. A bicicleta foi adaptada de modo que o banco pudesse ser ajustado vertical e horizontalmente. Isto para que se pudesse simular o máximo possível às situações de competição para os atletas.

4.2.3 Cálculo dos momentos musculares:

O momento muscular resultante na articulação do joelho foi obtido utilizando-se a técnica de dinâmica inversa. Esta técnica baseia-se na determinação de forças de contato interno a partir da mensuração das forças de contato e não contato externo, das acelerações e das massas (Loss, 2002).

O modelo utilizado foi bidimensional, composto por três segmentos: coxa, perna e pé-pedal. Os parâmetros antropométricos (massa, centro de massa e momento de inércia de cada segmento) foram obtidos através de tabelas propostas por Clauser (1969) e Dempster (1955).

Para obtenção das forças de contato externo foi utilizado um pedal dinamométrico apresentado por Dreyer Neto *et al* (2001) que registra as forças normais e tangenciais aplicadas sobre ele.

Para a medição das variáveis cinemáticas foi utilizado o sistema de vídeo Peak Performance (*Peak Performance Inc.* versão 5.3). Os pontos anatômicos de referência utilizados foram: trocanter maior do fêmur, representando a articulação do quadril; epicôndilo lateral do fêmur, representando a articulação do joelho; maléolo lateral, representando a articulação do tornozelo e um ponto no tronco para determinação da angulação do quadril. A base do quinto metatarso, tradicionalmente utilizada para limitação do segmento pé, no ciclismo é substituída pelo centro lateral do pedal, para delimitar o segmento pé-pedal, considerado como um único segmento.

A medição dos ângulos do pedal (β) e pé-de-vela (α) foi realizada através de cinematria, pela marcação do ponto central de rotação (eixo do pé-de-vela), e dois pontos representando a superfície lateral do pedal. O referencial local foi adotado como sendo o centro do pedal.

Para a análise do comportamento do momento muscular ao longo das cadências, analisou-se o ângulo do pé-de-vela em que o momento tornava-se flexor com o joelho ainda estendendo, até o ângulo em que o joelho começasse a flexionar, para as quatro cadências analisadas.

4.2.4 Eletromiografia

Foi utilizado um eletromiógrafo (Bortec electronics Inc., Calgary, Canadá) e eletrodos de superfície com disposição bipolar. Foram observados os padrões sugeridos por Merletti e Di Torino (1999) para o registro dos sinais EMG e recomendados pela Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia, bem como as referências de Sodenberg e Knutson (2000), recomendados pela Sociedade Internacional de Biomecânica e Sociedade Brasileira de Biomecânica.

Os sinais eletromiográficos (EMG) de quatro músculos do membro inferior (gastrocnêmio medial, vasto lateral, reto femural e bíceps femural) foram coletados com uma taxa de amostragem de 2880Hz. O sinal foi quantificado através do valor RMS com janela

móvel de 0,04s, tipo *Hamming* e normalizado pelo média de 10 repetições do pico de ativação na cadência de 60rpm.

4.2.5 Velocidade de Encurtamento

As velocidades de encurtamento foram calculadas como proposto por Gregoire (1984). Para músculos mono articulares através da equação (13) e biarticulares pela equação (14).

$$Ve(t) = d^{\perp}_1 \cdot \dot{\phi}_1(t) \quad (13)$$

$$Ve(t) = d^{\perp}_1 \dot{\phi}_1(t) - d^{\perp}_2 \dot{\phi}_2(t) \quad (14)$$

onde,

Ve - Velocidade de encurtamento do músculo

d^{\perp}_1 - distância perpendicular do músculo na articulação proximal

d^{\perp}_2 - distância perpendicular do músculo na articulação distal

$\dot{\phi}_1$ - velocidade angular da articulação mais proximal

$\dot{\phi}_2$ - velocidade angular da articulação mais distal

Os valores de distância perpendicular dos músculos foram obtidos de acordo com a literatura (Visser *et al*, 1990).

4.3. RESULTADOS

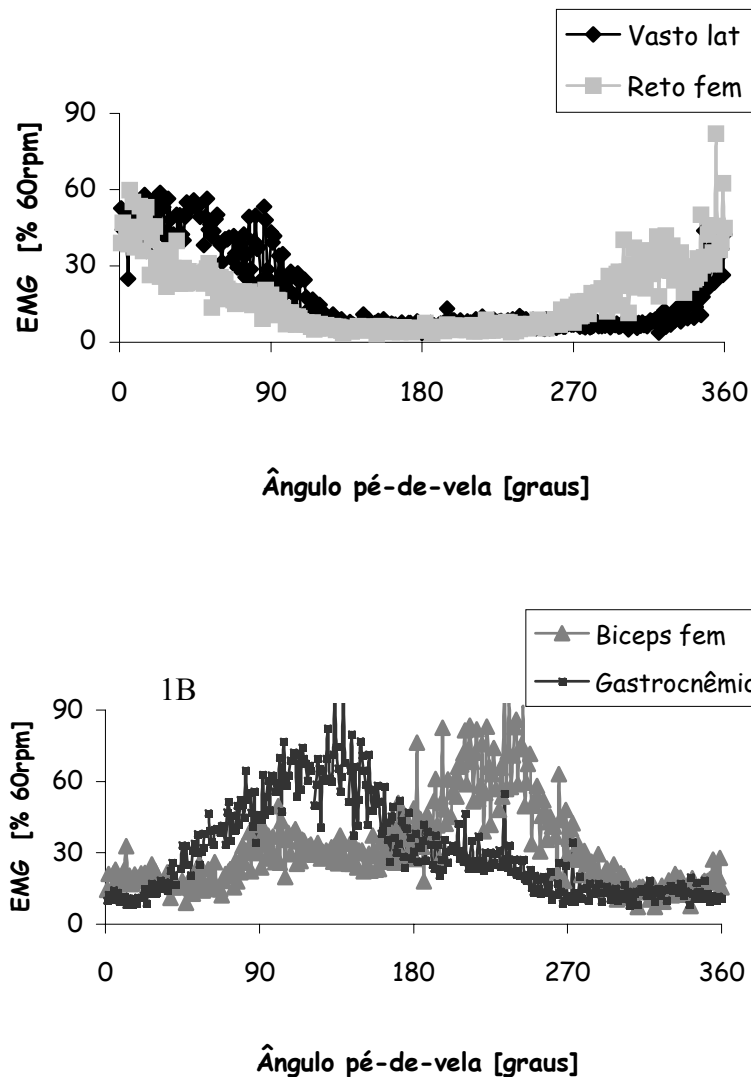


Figura 4.1: EMG médio de vasto medial, reto femural (Figura 4.1A) bíceps femural e gastrocnêmio (Figura 4.1B) medial normalizado pelo pico médio de ativação a 60 rpm de um dos atletas analisados.

A Figura 4.1 apresenta os valores médios de 10 ciclos de eletromiografia dos músculos vasto lateral, reto femural, bíceps femural e gastrocnêmio medial em percentual do valor RMS do sinal eletromiográfico a 60 rpm. Pela análise da Figura 4.1, observa-se uma ativação predominante de extensores de joelho (vasto lateral e reto femural) no primeiro quadrante, diminuindo sua ativação a praticamente zero até o final do terceiro quadrante, onde o reto femural torna a aumentar, provavelmente com o intuito de flexionar o quadril.

Os músculos bíceps femural e gastrocnêmio medial tem sua ativação aumentada no início do segundo quadrante, predominando até o final do terceiro quadrante, sendo que a atividade do gastrocnêmio medial é maior no segundo quadrante e do bíceps femural no terceiro. A ativação das musculaturas antagonistas em contra-fase demonstra o pequeno percentual de co-contratação entre as musculaturas, o que permite a análise dos momentos musculares obtidos por dinâmica inversa, principalmente no trecho de interesse, onde ocorre o momento flexor (entre 120° e 150° de angulação do pé-de-vela).

A não existência de ativação elétrica das musculaturas extensoras de joelho em uma fase de extensão desta articulação, combinada com uma alta ativação de flexores de joelho, corroboram as informações obtidas por dinâmica inversa, de que os flexores de joelho predominam durante a extensão.

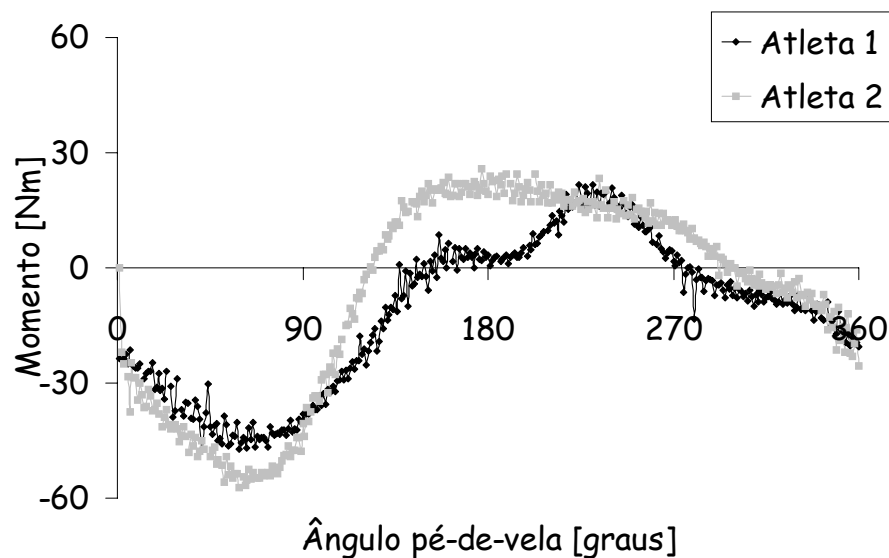


Figura 4.2 – Momento muscular na articulação do joelho. Valores negativos indicam momento extensor; valores positivos indicam momento flexor.

A Figura 4.2 mostra os valores de momento muscular no joelho, para dois ciclistas na cadência de 90 rpm. Valores negativos indicam momento extensor, e valores positivos indicam momento flexor. O padrão da curva de momento no joelho é distinto para os dois atletas, principalmente na fase propulsiva (dois primeiros quadrantes). Dos 7 ciclistas analisados, 5 apresentaram o padrão do Atleta 2 e dois do Atleta 1. O Atleta 1 não apresenta

momento flexor na fase de propulsão, onde o joelho estende até os 150° , diferentemente do Atleta 2, que no intervalo entre 120° e 150° do pé-de-vela, o momento é flexor sendo que o joelho ainda está estendendo. Este período da fase propulsiva em que os valores de momento são positivos, demonstram que esta articulação está estendendo com a utilização predominante dos flexores de joelho.

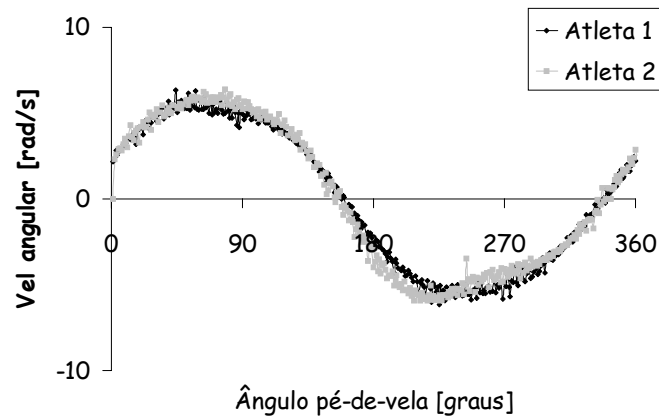


Figura 4.3: Velocidade angular de joelho para dois dos atletas analisados. Valores positivos indicam extensão do joelho; valores negativos indicam flexão.

A Figura 4.3 apresenta os valores de velocidade angular do joelho em função do ângulo do pé-de-vela em graus para os mesmos dois atletas. Valores positivos indicam extensão de joelho e valores negativos flexão de joelho. O padrão dos dois ciclistas é similar independente da ocorrência ou não de momento flexor, havendo a extensão do joelho até 150° e depois a flexão até 350°

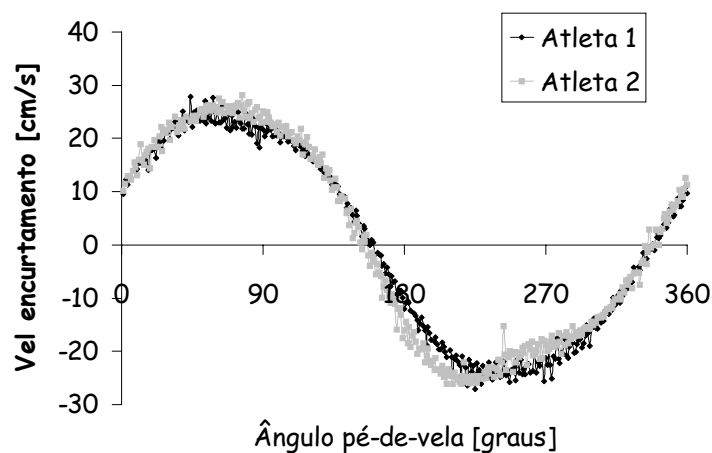


Figura 4.4: Velocidade de encurtamento do vasto medial para dois dos atletas analisados

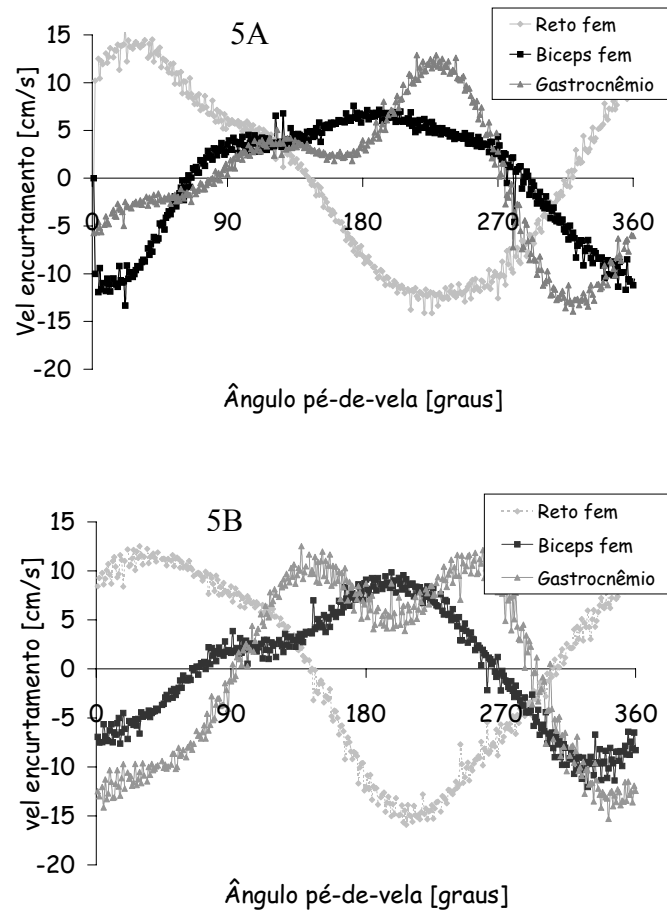


Figura 4.5: Velocidade de encurtamento dos músculos reto femoral, bíceps femural e gastrocnêmio medial para os atletas 1 (Figura 4.5A) e atleta 2 (Figura 4.5B).

A Figura 4.4 apresenta a velocidade de encurtamento do músculo vasto lateral em função do ângulo do pé-de-vela para os dois ciclistas apresentados na Figura 4.2. A Figura 4.5 apresenta a velocidade de encurtamento dos músculos reto femural, bíceps femural e gastrocnêmio em função do ângulo do pé-de-vela em graus para os Atletas 1 e 2, respectivamente. Valores positivos indicam encurtamento do músculo e valores negativos indicam alongamento. O músculo vasto medial que representa os músculos monoarticulares que cruzam a articulação do joelho, apresenta um padrão semelhante para os dois atletas, independente da existência de momento flexor. O vasto medial encurta-se até aproximadamente 160° e depois começa a alongar. Os músculos biarticulares também

apresentam um padrão semelhante entre os atletas, independente da ocorrência do momento flexor com extensão do joelho, com pequenas diferenças em relação à magnitude da velocidade. O reto femural encurta-se até aproximadamente 160° depois alonga-se até 310° , tornando a encurtar. O bíceps femural alonga-se até 70° graus, encurta-se até aproximadamente 280° tornando a alongar. O músculo gastrocnêmio lateral alonga-se até 90° , encurta-se até aproximadamente 270° , tornando a encurtar.

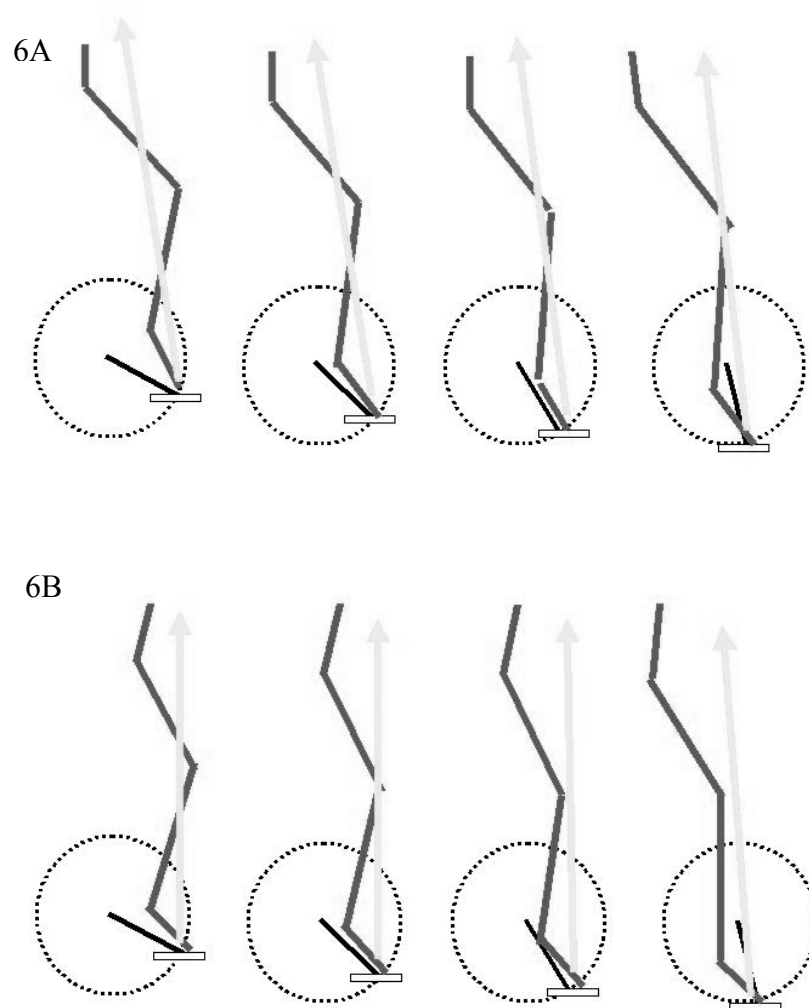


Figura 4.6: Direção do vetor força para os atletas 1 (figura 4.6A) e atleta 2 (Figura 4.6B).

As Figuras 6A e 6B apresentam a direção do vetor força de reação com o pedal para os dois atletas apresentados na Figura 4.2 no período entre 120° e 150° de inclinação do

pé-de-vela em relação às principais articulações do membro inferior. Para o Atleta 6A, o vetor força de reação com o pedal não passa à frente da articulação do joelho enquanto esta ainda está estendendo. Este Atleta também não apresenta momento flexor neste período. Para o Atleta 2, a partir de 130° do pé-de-vela, o vetor passa a frente da articulação do joelho, coincidindo com o instante em que o momento passa a ser flexor.

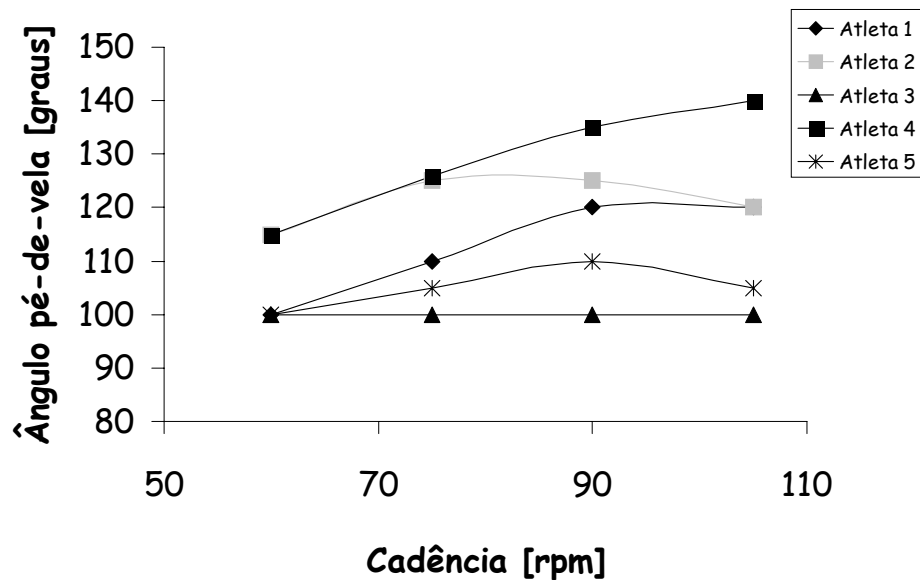


Figura 4.7: Ângulo correspondente ao início de momento flexor em função das cadências

A Figura 4.7 apresenta os dados de Ângulo correspondente ao início da ocorrência de momento flexor em graus em função das cadências analisadas. Os atletas analisados não apresentaram um padrão com relação ao instante de início, sendo que dois dos 7 atletas não apresentaram a ocorrência de momento flexor. Para 2 atletas, a medida em que a cadência aumenta, o ângulo de início do momento flexor com extensão de joelho diminui (atletas 2 e 5), para outros dois, o ângulo aumenta (atletas 1 e 4), e para um deles permanece constante (atleta 3). O ângulo em que o momento passa a ser flexor com flexão de joelho é semelhante para todos os atletas, independente da cadência (média: 151.65° , SD: 2.27°).

4.5. DISCUSSÃO

Os dados de EMG apresentados neste estudo corroboram com os dados de Faria e Cavanagh, 1978; Gregor *et al*, 1985; Clarys *et al* (1988) e Ingen Schenau *et al* (1992), que afirmam que o percentual de co-contracção no ciclismo nunca é elevado o suficiente a ponto de comprometer a análise dos dados obtidos por dinâmica inversa. Como o objetivo deste estudo é analisar os valores de momento para a articulação do joelho, optou-se por apresentar apenas os valores de eletromiografia dos principais músculos superficiais que atuam sobre esta articulação.

A Figura 4.2 mostra que dois atletas pertencentes a um mesmo grupo apresentam padrões de momento muscular do joelho diferentes. O esperado seria um padrão semelhante ao do Atleta 1, onde o momento é extensor durante a extensão do joelho. Apesar disso, a maioria dos atletas não apresentou este comportamento, sendo encontrada a existência de momento flexor durante a extensão em aproximadamente 20% do tempo total da fase de extensão do joelho.

Uma das teorias discutidas na literatura para interpretação deste fenômeno é apresentada por Gregoire *et al* (1984) que afirmam que os músculos mono e biarticulares possuem papéis diferentes na realização do movimento. Os músculos mono articulares teriam um papel de gerar o movimento, já que estariam ativados e encurtando-se. Os músculos biarticulares teriam o papel de transferir a energia gerada nas articulações mais proximais para a propulsão nas articulações mais distais, já que estariam ativados eletricamente porém sem variar seu comprimento. Observando-se os dados apresentados neste estudo, esta teoria não se justifica, já que no período em que ocorre o momento flexor, os músculos monoarticulares que estendem o joelho (vasto lateral) não apresenta atividade elétrica (Figura 4.1) apesar de estar variando seu comprimento. Além disso, o músculo reto femural também não apresenta atividade elétrica e varia seu comprimento, desta forma não poderia estar “transferindo energia” para as articulações mais distais. O músculo bíceps femural, apesar de estar ativado eletricamente, como suposto na teoria de Gregoire *et al* (1984), apresenta grandes variações de comprimento, o que também contradiz os princípios desta.

Uma segunda teoria é apresentada por Gregor *et al* (1985) que seria a ocorrência do Paradoxo de Lombard durante o movimento da pedalada. O Paradoxo de Lombard

caracteriza-se pela co-contracção dos músculos biarticulares da coxa (isquiotibiais e reto femural) fazendo com que haja extensão de joelho e extensão de quadril simultaneamente, devido à diferença nas distâncias perpendiculares de ambas as musculaturas. Pela análise dos dados obtidos neste estudo, observa-se uma ativação em contra-fase dos músculos reto femural e bíceps femural, não havendo co-contracção em nenhuma das fases do movimento. Além disso, Gregor *et al* (1985) sugerem que a ocorrência de uma co-contracção deste tipo seria altamente não-econômica do ponto de vista metabólico.

Segundo a teoria de Denbosch *et al* (1995), a ocorrência de momento flexor durante uma extensão é justificada pela necessidade de direcionar o vetor força de reação com o meio externo. Para isso, eles projetaram um dinamômetro em que o indivíduo era posicionado sentado e sob seu pé havia uma plataforma de força, que se movimentava em rotação e em deslocamentos na vertical. O indivíduo era orientado a direcionar a força em uma determinada angulação (entre -45° e 45° de inclinação em relação ao solo), controlando através de um feedback visual. Os resultados mostraram que os momentos musculares do quadril e joelho variavam em função da direção do vetor força. Ingen Schenau *et al* (1992) já haviam demonstrado alguns princípios desta teoria para algumas situações, inclusive no ciclismo, porém sem o controle visual da direção da força externa, e demonstram que a variação da direção da força externa se correlaciona com os momentos musculares, fazendo com que estes adotem diferentes combinações dependendo da direção de força requerida.

Pela análise da Figura 4.6, observa-se que a direção do vetor força de reação dos dois ciclistas é diferente. No ciclista onde ocorre o momento flexor (Atleta 2), o vetor força de reação com o pedal passa à frente da articulação do joelho, o que gera um momento extensor sobre esta articulação. Partindo-se do princípio de ação e reação, um momento extensor deve ser contraposto por um momento flexor, gerado neste caso pela musculatura flexora do joelho, independente do movimento ser de extensão. Considerando-se o movimento de pedalar como cadeia cinética fechada, pois o pedal restringe o pé na proximidade mais distal, já que os atletas aplicam sobre este forças da ordem de seu corporal, os flexores de joelho (isquiotibiais e gastrocnêmio) contraindo-se concentricamente, poderiam fazer a extensão do joelho sem a participação dos extensores de joelho. Isto está demonstrado nas figuras 1 e 5, onde os músculos gastrocnêmio medial e bíceps femural estão ativados e se encurtando. Além disso, como o movimento de pedalar é cíclico, a partir de 90° do pé-de-vela, a intenção do atleta

deveria ser de empurrar o pedal para baixo e para trás, o que pode ser feito de uma maneira mais eficiente com os flexores de joelho, já que os isquiotibiais também são extensores de quadril. Esta intenção de “empurrar” o pedal para trás já a partir do segundo quadrante pode ser um indicativo de melhor técnica do atleta, pois este estaria tentando direcionar o vetor força na direção de propulsão do movimento.

Observando-se a Figura 4.7 onde os atletas apresentam padrões diferentes de comportamento com relação à duração do intervalo de momento flexor e considerando-se a hipótese de Denbosch *et al* (1995) de que o momento flexor está relacionado com a direção do vetor força resultante, a diferença entre os atletas pode ser explicada pela diferença na técnica entre eles, onde alguns atletas com o aumento da cadência modificam a técnica de pedalada. Desta forma, o padrão de momento flexor também varia. De acordo com Ericson (1988), o índice de efetividade, que é um parâmetro representativo da técnica de cada atleta, diminui com o aumento da cadência, já que o aumento da velocidade dificulta a coordenação do movimento, bem como a aplicação de força na direção correta. Analisando-se o padrão de tempo de duração de momento flexor para cada atleta, e considerando-se que o momento flexor durante a extensão é representativo de uma melhor técnica, observa-se que alguns atletas apresentam melhor habilidade em direcionar a força, alguns até apresentando aumento no tempo de duração com o aumento da cadência. Para uma melhor interpretação do comportamento do tempo de duração de momento flexor e sua relação com a técnica do atleta, seria necessária uma comparação entre este parâmetro e o índice de efetividade, em particular no segundo quadrante da pedalada.

4.6. CONCLUSÕES

Comparando-se os diferentes métodos existentes na literatura com o intuito de explicar a ocorrência do momento flexor, a teoria de Denbosch *et al* (1995) parece ser a que melhor se adequa a este propósito. Desta forma, a existência de momento flexor durante a extensão de joelho parece ser característica da técnica de cada atleta, mostrando-se necessária sua ocorrência para o melhor direcionamento da força de reação com o pedal.

O aumento da cadência parece interferir de forma diferente para cada atleta, evidenciando uma individualidade na adaptação à nova velocidade, bem como na técnica utilizada.

4.7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BOBBERT MF, VAN INGEN SCHENAU GJ *Coordination in vertical jumping*. J Biomech. 1988; 21(3): 249-62. Erratum in: J Biomech 1988;21(9):784..

CLARYS JP, CABRI J, GREGOR RJ. *The muscle activity paradox during circular rhythmic leg movements*. J Sports Sci 1988 Winter;6(3):229-37

CLAUSER CE, MCCONVILLE JT, YOUNG JW. *Weight, volume and center of mass of segments of the human body*. AMRL Technical Report, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1969

DEMPSTER WT. *Space Requirements of the seated operator*. WADC Technical Report (TR-55-159). Wright-Patterson Air Force Base - Ohio, 1955

DOORENBOSCH CAM, VAN INGEN SCHENAU GJ. *Role of mono and biarticular muscles during contact control tasks in man*. Hum. Mov. Sci. 1995; 14: 279-300.

DREYER NETO, C, SCHMIDT G, CANDOTTI CT, LOSS JF, ZARO MA, CERVIERI A, GUIMARAES ACS. *Desenvolvimento de uma plataforma de força em pedal de ciclismo*. Rev Bras Biomec, São Paulo, n. 3, pp. 39-44, 2001.

ERICSON MO, NISELL R. *Efficiency of pedal forces during ergometer cycling*. Int J Sports Med.; v.9, n.2, p.118-22, Abril 1988

FARIA IE, CAVANAGH PR. *The physiology and biomechanics of cycling*. New York. Ed John Wiley & Sons. 1978.

GREGOIRE L, VEEGER HE, HUIJING PA, VAN INGEN SCHENAU GJ. *Role of mono and biarticular muscles in explosive movements*. Int. J. Sports Med. 5 (1984) 301-305.

GREGOR RJ, CAVANAGH PR, LAFORTUNE M. *Knee flexor moments during propulsion in cycling--a creative solution to Lombard's Paradox*. J Biomech.; v.18, n.5, p.307-16. 1985.

LOSS, JF. *Efeitos de parâmetros inerciais obtidos através de diferentes procedimentos na determinação de forças e torques articulares resultantes*. Tese de Doutorado, Programa de Pós-Graduação Engenharia Mecânica, UFRGS, Brasil, 2001

LUCÍA, A.; HOYOS, J.; PÉREZ, M.; CHICHARRO, J. L. *Heart rate and performance parameters in elite cyclists: a longitudinal study*. Med. Sci. Sports Exerc., v.32, n.10, p.1777-1782, 2000.

MERLETTI R, DI TORINO. *Standards for reporting EMG data*. J Electromyography and Kinesiol. v. 9, n.1, pp. 3-4. 1999

SODERBERG GL, KNUTTSON LM. *A guide for use and interpretation of kinesiologic eletromiographic data*. Phys Ther. v.8, n.5, pp 485-498. 2000

VAN INGEN SCHENAU GJ, VAN WOENSEL WW, BOOTS PJ, SNACKERS RW, DE GROOT G. *The constrained control of force and position in multi-joint movements*. Neuroscience. 1992; 46:197-207.

VAN INGEN SCHENAU, BOBBERT MF, ROZENDAL RF. *The unique action of bi-articular muscles in complex movements*. J Anat. 1987 Dec;155:1-5.

Considerações finais

Este trabalho tinha como objetivo geral analisar a caracterização da escolha da cadência preferida no ciclismo a partir de parâmetros biomecânicos e fisiológicos.

A partir dos resultados obtidos com este trabalho, pode-se inferir que a escolha de uma determinada cadência parece estar mais associada ao esforço muscular do que ao consumo de oxigênio em uma determinada cadência.

Além disso, com a utilização da metodologia proposta neste estudo é possível não só avaliar o potencial lesivo da pedalada, mas também obter parâmetros para a avaliação da técnica utilizada pelo atleta durante o ciclismo.

Como perspectivas futuras, sugere-se uma análise do fenômeno fisiológico que explicaria como um menor esforço muscular possui um maior consumo de oxigênio e também a aplicação da técnica da dinâmica inversa e obtenção dos parâmetros biomecânicos e fisiológicos para triatletas e indivíduos não-atletas.

Apêndice A

Eficiência Mecânica x Economia de Movimento no ciclismo

Denise Soares¹, Everton Rocha¹, Claudia T. Candotti^{1,2}, Diego Vellado¹, Carina Fraga¹,

Antônio Carlos Guimarães¹, Jefferson Loss¹

1- Laboratório de Pesquisa do Exercício – ESEF – UFRGS

2- Universidade do Vale dos Sinos - UNISINOS

RESUMO

Para minimizar o desperdício de energia durante uma prova, treinadores e atletas buscam otimizar o padrão de movimento. Muitos autores têm sugerido que a eficiência é um importante fator na performance de esportes cíclicos de longa duração, a definindo como a medida de trabalho efetivo. A economia de movimento (razão da carga de trabalho pelo consumo de oxigênio) tem sido usada em adição ao termo eficiência, já que há uma problemática em mensurar a energia despedida para a realização de trabalho, ou seja, mensurar a eficiência. No caso do ciclismo, a energia gerada e/ou dissipada no pedal é eminentemente mecânica e este tipo de abordagem pode fornecer valores bastante relevantes para o cálculo da eficiência mecânica no ciclismo. Desta forma, o objetivo deste trabalho foi caracterizar a eficiência mecânica de ciclistas na cadência de 90rpm bem como comparar a eficiência mecânica com a economia de movimento. Para isso foram avaliados oito ciclistas. O protocolo de testes foi dividido em duas sessões, na primeira os indivíduos realizaram um teste de consumo máximo de oxigênio, utilizando uma bicicleta ergométrica adaptada com acessórios de competição e um ergoespirômetro; no segundo dia os indivíduos pedalarão na cadência de 90rpm, tendo sido coletados dados cinemáticos através de um sistema de vídeo e dados cinéticos através de um pedal instrumentado. Os resultados mostram que o quadril é articulação que apresenta os maiores valores de potência negativa. A economia de movimento não mostrou diferenciação entre o grupo de atletas, ao contrário da eficiência mecânica, que parece ser um índice válido para análise da técnica de pedalada, pois diferenças imperceptíveis do ponto de vista da economia de movimento ficam mais evidenciadas do ponto de vista da eficiência mecânica.

Palavras chave: eficiência mecânica, economia de movimento, ciclismo

5.1. INTRODUÇÃO

Para minimizar a energia gasta durante uma prova, treinadores e atletas buscam otimizar o padrão de movimento. Muitos estudos têm sugerido que a eficiência é um importante fator na performance de esportes cíclicos de longa duração e definem eficiência como sendo a medida do trabalho efetivo, comumente expressa como a porcentagem da energia despendida que produz trabalho (Moseley & Jeukendrup, 2001). O problema reside em como mensurar o percentual da energia despendida que produz trabalho. O termo “Economia de Movimento” (Emov) tem sido utilizado em adição à definição de eficiência, pois economia é a razão da carga de trabalho pela energia despendida, mensurada através do VO_2 (Moseley & Jeukendrup, 2001).

Esta abordagem supõe que a partir da análise consumo de oxigênio é possível estimar o gasto energético total para a realização de uma determinada atividade, onde $48\text{ml/s de } O_2 = 1\text{kW}$. Este cálculo possui limitações na medida em que o oxigênio não é a única fonte metabólica do organismo e que além da energia metabólica o corpo também produz energia térmica e energia mecânica (Neptune & van den Bogert, 1998).

Considerando-se que no ciclismo o tipo de energia gerada e/ou dissipada no pedal é eminentemente mecânica, o cálculo da energia mecânica gerada no corpo humano durante a realização da pedalada pode fornecer valores bastante relevantes para o cálculo da eficiência mecânica no ciclismo. Estes valores de eficiência mecânica podem caracterizar e diferenciar um bom ciclista ou um indivíduo em potencial, na medida em que uma maior eficiência está associada a um melhor aproveitamento da energia mecânica gerada para a realização de uma determinada atividade.

Desta forma, o objetivo deste trabalho foi caracterizar a eficiência mecânica de ciclistas na cadência de 90rpm bem como comparar a eficiência mecânica com a economia de Movimento.

5.2. METODOLOGIA

Amostra: 8 ciclistas profissionais, pertencentes à Federação Gaúcha de Ciclismo que participam regularmente de competições de nível nacional.

Protocolo: A coleta de dados foi dividida em duas sessões, realizadas em dias diferentes. Na primeira sessão, o indivíduo realizou um teste de consumo máximo de oxigênio *em rampa* na bicicleta ergométrica que foi adaptada com acessórios de competição para determinar o limiar ventilatório e sua carga correspondente. No segundo dia, o indivíduo pedalou durante 3min na cadência de 90 rpm após ter o consumo de oxigênio estabilizado (aproximadamente 5min).

Instrumentação: I) pedal dinamométrico apresentado por Dreyer Neto *et al* (2001) que registra as forças normais e tangenciais aplicadas sobre ele; II) Sistema de Vídeo 2D Peak Performance Versão 5.3 (*Peak Performance Incorporation - EUA*) com frequência de amostragem de 120 Hz; III) ergoespirômetro modelo MGC CPX/D da *Medical Graphics Corporation* (St. Paul, EUA); IV) bicicleta ergométrica (*CardiO₂ – Medical Graphics*).

Cálculo das variáveis: O cálculo dos momentos resultantes nas articulações foi obtido utilizando-se a técnica da dinâmica inversa (Loss *et al*, 2002) adaptado para o ciclismo, que baseia-se na determinação de forças de contato interno a partir da mensuração das forças de contato e não contato externo, das acelerações e das massas.

A potência muscular será calculada através da equação (1) proposta por Elftmann (1939) onde a potência muscular (P_j) de cada articulação j é dada pela multiplicação do momento muscular (M_j) e a velocidade angular (ω_j):

$$P_j = M_j \omega_j \quad (1)$$

A potência muscular total gerada pelas articulações (PA) é dada pela soma das potências de cada articulação (PQ , PJ e PT) mais a potência da força articular no quadril (PFQ) que segundo Ingen Schenau (1990) representa a potência gerada pelos segmentos corporais acima da articulação do quadril (equação 2):

$$PA = PQ + PJ + PT + PFQ \quad (2)$$

A potência mecânica muscular é a taxa de realização de trabalho (Winter, 1990). Desta forma o trabalho mecânico muscular (WA), realizado em um dado intervalo de tempo, é obtido através da integral do módulo da potência muscular (PA):

$$WA = \int_{t_1}^{t_2} |PA| dt \quad (3)$$

O trabalho final gerado no pedal (WP) é calculado pelo módulo da integral da potência gerada no pedal, que é obtida pelo produto escalar da força perpendicular ao pé-de-vela (\vec{FP}) com a cadência (\vec{VP}):

$$WP = \int_{t_1}^{t_2} \left| \vec{FP} \cdot \vec{VP} \right| dt \quad (4)$$

A efetividade mecânica é um índice que relaciona WA com WP , onde 100% indica a efetividade máxima, e é dada pela equação (5):

$$EMec = \left(\frac{WA}{WP} \right) * 100 \quad (5)$$

Análise dos dados: Foram coletados os 30 segundos finais do tempo de 3 minutos previstos no protocolo. Considerando-se que antes dos 30s de coleta o atleta já manteve por pelo menos 2,5 min uma situação de estabilidade, tanto de consumo de oxigênio quanto de cadência de pedalada, e considerando ainda que esta estabilidade se mantém ao longo do período de coleta, qualquer intervalo de dez ciclos seria representativo deste período. Sendo assim, 10 ciclos consecutivos foram selecionados para análise a partir do pulso de sincronismo, que foi dado aleatoriamente após os 2,5 minutos de estabilidade. Para a solução das equações de movimento (1) a (5) foram utilizadas rotinas desenvolvidas no software MATLAB especificamente para este fim.

5.3. Resultados:

A Figura 5.1 apresenta os valores de potência muscular para um dos atletas nas articulações do quadril (PQ), joelho (PJ) e tornozelo (PT) em função do ângulo do pé-de-vela, onde 0° é o ponto morto superior e 180° o ponto morto inferior. Apesar de serem apresentados os valores de apenas um dos atletas, os outros apresentam comportamentos semelhantes em todas as variáveis.

A análise da figura mostra que o joelho é o principal gerador de potência na pedalada, e que o quadril apresenta os maiores valores de potência negativa. Esta potência negativa, que representa uma contração excêntrica, em um primeiro momento parece “atrapalhar” a propulsão do pedal, já que seria contrária ao sentido do movimento. Segundo

Broker e Gregor (1994) um percentual da energia gasta na contração excêntrica volta ao sistema armazenada sob a forma de energia elástica. Desta forma, para o cálculo de WA, os valores de potência muscular são somados em módulo.

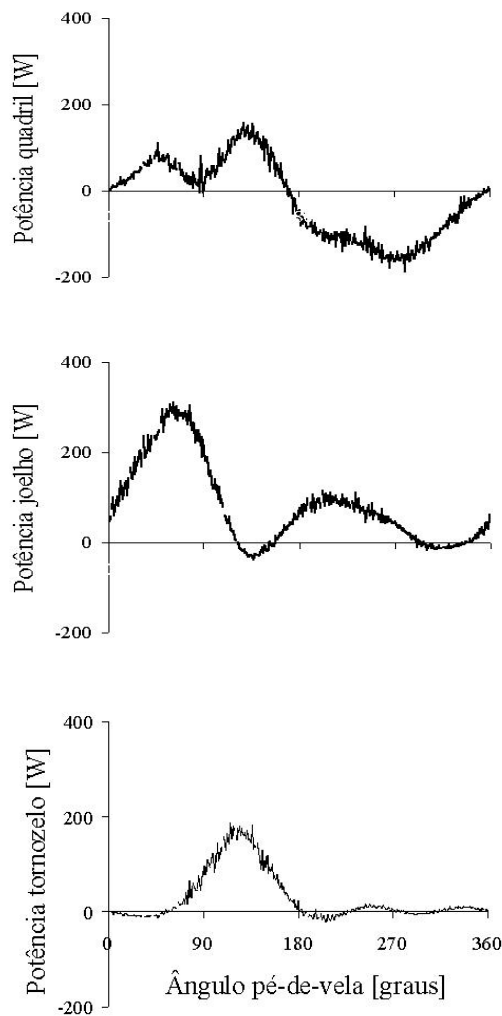


Figura 5.1: Potência muscular PQ, PJ e PT

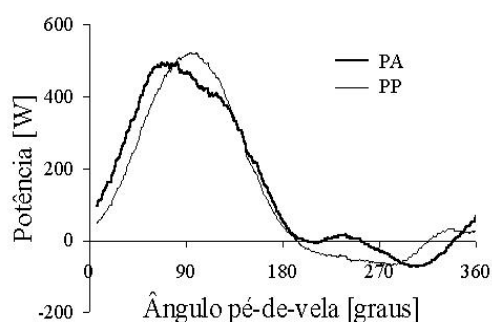


Figura 5.2: Potência no pedal (PP) e muscular (PA)

A Figura 5.2 apresenta os valores de potência no pedal (PP) e da potência muscular total gerada pelas articulações (PA). Pela análise da figura, observa-se que as curvas são muito semelhantes, porém existem pequenas diferenças nos valores de pico máximo e mínimo.

Segundo Winter (1990), a única forma de gerar energia mecânica no corpo humano é através da contração muscular. Sendo assim, estas diferenças entre PA e PP provavelmente se devem à contribuição de fontes geradoras de potência. Considerando-se então que a potência gerada pelas articulações foi subestimada (Ingen Schenau *et al*, 1990), adicionou-se 10% ao valor final calculado para PA.

Outra questão a ser considerada é com relação ao valor total real da carga externa. A potência apresentada em PP é dada pelo produto da força efetiva pela velocidade angular do pé-de-vela. Este cálculo não considera a energia dissipada, por exemplo, na fricção das articulações e outros tecidos, nas co-contrações, nas contrações dos músculos posturais, etc. (Ingen Schenau, 1990).

Segundo Andrews (1974) considerar as articulações livres de atrito é bastante razoável, particularmente para indivíduos normais onde o

aporte de líquido sinovial fornece um excelente lubrificante entre as superfícies articulares. “A lubrificação fornecida é tão efetiva que a fricção presente em uma articulação é aproximadamente 17 a 33% da fricção de um patim no gelo sob a mesma carga” (Hall, 1993).

Estudos utilizando eletromiografia (Faria & Cavanagh, 1978; Gregor *et al*, 1985; Clarys *et al*, 1988) mostraram que durante a pedalada, o nível de co-contracção dos músculos agonistas/antagonistas nunca é elevado o suficiente a ponto de comprometer a interpretação dos dados. Consequentemente, a PP calculada utilizando apenas a velocidade angular e a força efetiva parece ser um parâmetro válido para quantificar a carga externa total.

No exemplo ilustrado na Figura 5.2, o trabalho mecânico de ambas as curvas apresentaram valores de 269,8 J para PA e 238,3 J para PP. Esta diferença é levemente superior para PA, o que demonstra que o atleta está gerando mais energia do que precisaria para propulsionar o pedal, ou seja, apresenta uma Emec de 88,3%.

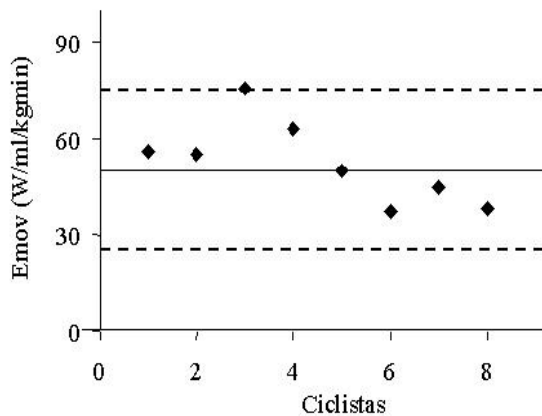


Figura 5.3: Emov para os 8 atletas analisados

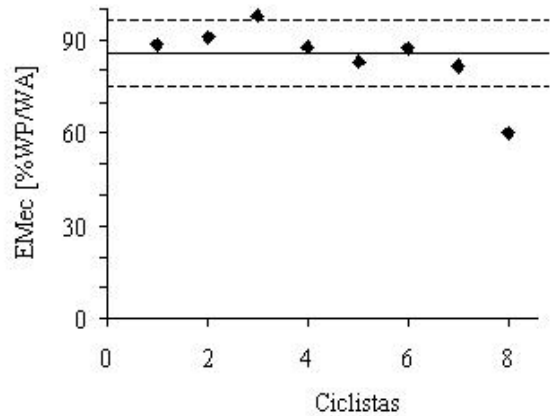


Figura 5.4: Emec para os 8 atletas analisados

As Figuras 3 e 4 apresentam os valores de média (linha contínua) e \pm dois desvios padrões (linhas tracejadas) de Emov e Emec respectivamente para os ciclistas analisados. Pela análise das figuras observa-se que a Emov mostra-se bastante variada entre os atletas, ou seja, parece existir uma heterogeneidade entre os ciclistas analisados. Por outro lado, pela análise da Emec, o indivíduo 8 apresenta valores muito abaixo da faixa de valores apresentados pelos

outros ciclistas. Este atleta diferentemente dos outros, é um ciclista campeão de *down-hill* que há 6 meses trocou de modalidade. O *down-hill* é uma prova de *mountain bike* onde tanto a bicicleta quanto os pedais são diferentes, exigindo estratégias diferentes do ciclismo. Como o atleta foi avaliado em condições de ciclismo, este parece estar pouco adaptado à nova situação

5.4. CONCLUSÃO

Através da análise dos dados parece que a Emov não mostra uma diferenciação dos melhores atletas, ao contrário da Emec. Sendo assim, a Emec parece ser um índice válido na análise da técnica utilizada pelos atletas durante o ciclismo. Diferenças imperceptíveis do ponto de vista da Emov ficam mais evidenciadas do ponto de vista da Emec.

5.5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ANDREWS JG. *Biomechanical analysis of human motion*. Kinesiology. V.IV, p.32-42, 1974.
- BROKER JP, GREGOR RJ. *Mechanical energy management in cycling: source relations and energy expenditure*. Med Sci Sports Exerc; v.26, n.1, p.64-74, Jan 1994.
- ELFTMAN H. *Forces and energy changes in the leg during walking*. v.13, p.339-356, 1938.
- CLARYS JP *et al*. *The muscle activity paradox during circular rhythmic leg movements*. J Sports Sci.; v.6, n.3, p.229-37, Winter 1988.
- DREYER NETO C *et al*. *Desenvolvimento de uma plataforma de força em pedal de ciclismo*. Bras J Biomech; v.2, n.1, p.39-44, 2001.
- FARIA IE, CAVANAGH PR. *The physiology and biomechanics of cycling*. New York. Ed John Wiley & Sons. 1978.
- GREGOR RJ *et al*. *Knee flexor moments during propulsion in cycling--a creative solution to Lombard's Paradox*. J Biomech.; v.18, n.5, p.307-16. 1985.
- LOSS JF *et al*. *Cálculo de forças e momentos resultantes pelo método da dinâmica inversa*. Rev Bras Cienc Esporte. v.23, n.3, p.93-104, maio 2002.

MOSELEY L, JEUKENDRUP AE. *The reliability of cycling efficiency*. Med Sci Sports Exerc; v.33, n.4, p.621-7. Abr 2001.

NEPTUNE RR, VAN DEN BOGERT, *Standard mechanical energy analyses do not correlate with muscle work in cycling*. J biomech.; v.31, p.239-245, 1998.

HALL SJ. *Biomecânica básica*. Ed. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, pp. 81, 1993

VAN INGEN SCHENAU GJ *et al. Determination and interpretation of mechanical power in human movement: application to ergometer cycling*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol; v.61, n.1-2, p.11-9, 1990.

WINTER DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2^a ed. Ed Wiley – Interscience publication. NY. 1990.

Apêndice B

Potência muscular e Eficiência Mecânica em diferentes cadências no ciclismo

Denise Soares¹, Everton Rocha¹, Claudia T. Candotti^{1,2}, Diego Vellado¹, Carina Fraga¹,

Antônio Carlos Guimarães¹, Jefferson Loss¹

2- Laboratório de Pesquisa do Exercício – ESEF – UFRGS

2- Universidade do Vale dos Sinos - UNISINOS

RESUMO

Para o entendimento do funcionamento do corpo humano é fundamental a compreensão dos padrões e critérios que o sistema nervoso utiliza para a realização de determinadas funções. No ciclismo, quanto mais aproveitada a potência gerada mais eficiente é o atleta e o índice que relaciona essa potência gerada nas articulações com a potência liberada para o pedal é chamada de eficiência mecânica. Sabendo-se o percentual de contribuição de cada articulação envolvida na produção de energia, pode-se inferir sobre a técnica utilizada pelo atleta para a realização do movimento. Desta forma, este trabalho teve como objetivo analisar a eficiência mecânica e o percentual de contribuição de cada articulação nas cadências de 60, 75 e 90 rpm em oito ciclistas profissionais. Os atletas realizaram em uma primeira sessão, teste de consumo máximo de oxigênio utilizando uma bicicleta ergométrica e um ergoespirômetro. Na segunda sessão os indivíduos pedalarão durante 3 minutos nas cadências de 60, 75 e 90 rpm escolhidas randomicamente. Foram analisados 10 ciclos consecutivos selecionados a partir do pulso de sincronismo, o qual foi dado após 2,5 minutos de estabilidade. Foram utilizadas rotinas no software Matlab para a solução das equações. O percentual de contribuição do tornozelo apresentou diferenças estatísticas apenas entre as cadências de 75 e 90 rpm. A partir da cadência de 75 rpm o joelho apresentou um padrão crescente de contribuição na potência muscular final, já o quadril teve um padrão decrescente a partir de 75 rpm. Estas diferenças parecem não afetar a eficiência mecânica entre as cadências ($p < 0.05$).

Palavras chave: mechanical efficiency, muscle power, cycling

6.1. INTRODUÇÃO

A compreensão dos padrões e critérios que o sistema nervoso utiliza para a realização de determinadas funções é fundamental para o entendimento do funcionamento do corpo humano. Segundo Prilutsky *et al* (1997), os animais realizam seus movimentos locomotores de uma maneira otimizada, porém o critério de otimização depende do objetivo final. Em uma viagem de longa distância, por exemplo, o critério seria a economia energética; para escapar de um predador, a velocidade é o fator determinante.

A eficiência mecânica é um índice que relaciona a potência gerada nas articulações com a potência liberada para o pedal. Quanto mais aproveitada a potência gerada, mais eficiente é o atleta. As principais articulações envolvidas na produção de energia durante a pedalada são o tornozelo, o joelho e o quadril. Sabendo-se o percentual de contribuição de cada articulação, pode-se inferir sobre a técnica utilizada pelo atleta para a realização do movimento.

Desta forma, o objetivo deste trabalho foi analisar a eficiência mecânica e o percentual de contribuição de cada articulação nas cadências de 60, 75 e 90 rpm em ciclistas profissionais.

6.2. METODOLOGIA

Amostra: 8 ciclistas profissionais, pertencentes à Federação Gaúcha de Ciclismo que participam regularmente de competições de nível nacional.

Protocolo: Sessão 1: teste de consumo máximo de oxigênio *em rampa* na bicicleta ergométrica que foi adaptada com acessórios de competição para determinar o limiar ventilatório e sua carga correspondente.

Sessão 2: o indivíduo pedalou durante 3min nas cadências de 60, 75 e 90 rpm, escolhidas randomicamente, após ter o consumo de oxigênio estabilizado (aproximadamente 5min).

Instrumentação: I) pedal dinamométrico apresentado por Dreyer Neto *et al* (2001) que registra as forças normais e tangenciais aplicadas sobre ele; II) Sistema de Vídeo 2D Peak Performance Versão 5.3 (*Peak Performance Incorporation - EUA*) com frequência de amostragem de 120 Hz; III) ergoespirômetro modelo MGC CPX/D da *Medical Graphics Corporation* (St. Paul, EUA); IV) bicicleta ergométrica (*CardiO₂ – Medical Graphics*).

Cálculo das variáveis: O cálculo dos momentos resultantes nas articulações foi obtido utilizando-se a técnica da dinâmica inversa (Loss *et al*, 2002) adaptado para o ciclismo.

A potência muscular foi calculada através da equação (1) proposta por Elftmann (1939) onde a potência muscular (P_j) de cada articulação j é dada pela multiplicação do momento muscular (M_j) e a velocidade angular (ω_j):

$$P_j = M_j \omega_j \quad (1)$$

O percentual de contribuição de cada articulação foi dado pela razão entre a potência média de cada articulação (PQ , PJ e PT) pela potência muscular total ($PQ+PJ+PT$) (equação 2):

$$\%PQ = \frac{PQ}{PQ + PJ + PT} * 100 \quad (2)$$

A efetividade mecânica é um índice que relaciona o trabalho muscular total (WA , dado pela integral da potência muscular total) com o trabalho gerado no pedal (WP), onde 100% indica a efetividade máxima, e é dada pela equação (3):

$$EMec = \left(\frac{WA}{WP} \right) * 100 \quad (3)$$

Análise dos dados: Foram coletados os 30 segundos finais do tempo de 3 minutos previstos no protocolo para cada uma das cadências analisadas. 10 ciclos consecutivos foram selecionados para análise a partir do pulso de sincronismo, que foi dado aleatoriamente após os 2,5 minutos de estabilidade. Para a solução das equações (1) a (3) foram utilizadas rotinas desenvolvidas no software MATLAB especificamente para este fim.

A comparação entre o percentual de potência muscular entre as articulações e entre as cadências foi realizada através do procedimento estatístico ANOVA *one-way*, com nível de significância $p < 0.05$.

6.3. Resultados:

A Figura 6.1 apresenta os valores médios de percentual da potência muscular para cada uma das articulações (PQ, PJ e PT) nas 3 cadências analisadas. O joelho é o principal gerador de potência na pedalada independente da cadência analisada. A contribuição do tornozelo não apresenta grandes variações entre as cadências analisadas, embora haja uma diferença estatisticamente significativa entre as cadências 75 rpm e 90 rpm. O quadril é a única articulação que apresenta potências negativas.

Existem controvérsias na literatura a respeito da explicação para as implicações de potências negativas. Segundo Ingen Schenau (1990) potências negativas implicam em fluxos de energia entre articulações através dos músculos biarticulares, efeito denominado intercompensação. Neste estudo um aumento da potência negativa no quadril reflete em um aumento na potência positiva no joelho. Para Aleshisky (1986 a-b) potências negativas representam contrações excêntricas, onde um percentual desta potência volta ao sistema armazenado sob a forma de energia elástica. Além disto seria fisicamente improvável que houvessem transferências de energia entre as articulações (não-intercompensação). Broker & Gregor (1994) testam as duas possibilidades (intercompensação e não-intercompensação). Considerando-se a possibilidade de intercompensação, os resultados mostraram-se mais coerentes com as expectativas teóricas, porém não descartam a possibilidade de armazenamento de energia elástica.

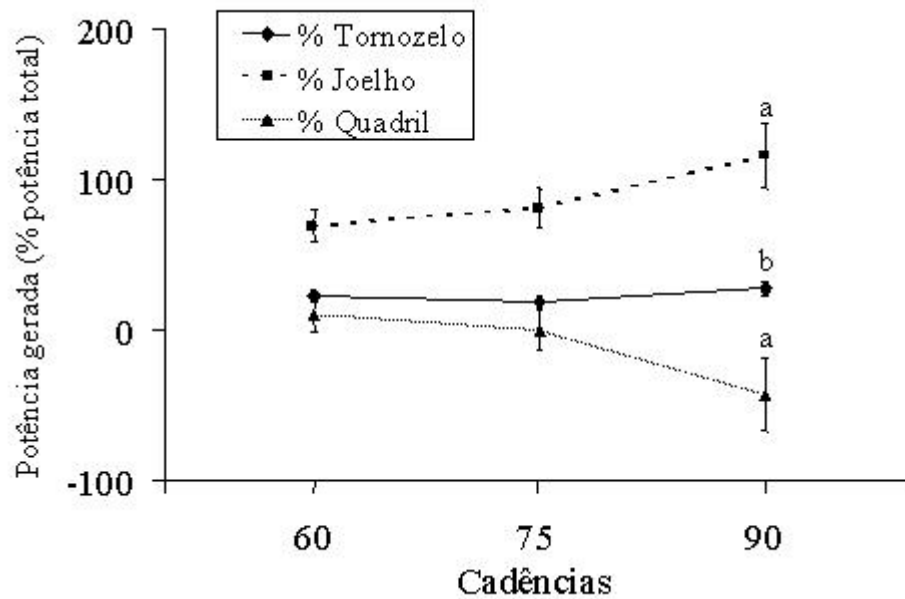


Figura 6.1: percentual de contribuição de cada articulação.

a=diferença das situações 60rpm e 75rpm. b=diferença da situação 75rpm para $p < 0.05$.

Apesar das divergências, existe um consenso entre os autores de que potências negativas não necessariamente sejam uma energia desperdiçada. Esta afirmação fica evidenciada na Figura 6.2 que apresenta os valores médios de Emec nas três cadências analisadas. Como não houve diferenças estatisticamente significativas entre as cadências, estes resultados sugerem que apesar do aumento do percentual de contribuição do joelho e da diminuição percentual do quadril, esta relação se mantém, fazendo com que a Emec seja praticamente constante no grupo de ciclistas.

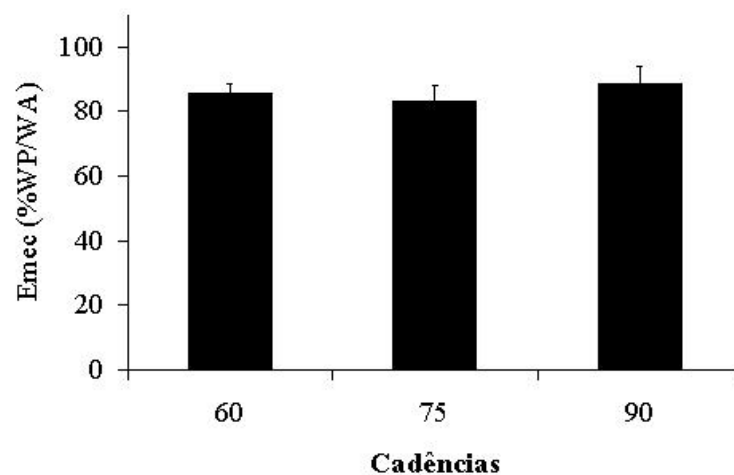


Figura 6.2: Emec nas diferentes cadências.

6.4. CONCLUSÃO

Independente da cadência, o joelho é a articulação que apresenta maior contribuição para o gesto de pedalar. Já a contribuição do tornozelo parece permanecer a mesma nas diferentes cadências, enquanto que a contribuição do quadril parece diminuir a medida em que a velocidade de pedalada aumenta, tendo sua queda acentuada a partir de 75 rpm. Embora haja um percentual distinto de contribuição para cada articulação nas diferentes cadências, isto parece não afetar a Emec nas cadências de 60, 75 e 90 rpm.

6.5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALESHINSKY SY (a). *An energy 'sources' and 'fractions' approach to the mechanical energy expenditure problem--V. The mechanical energy expenditure reduction during motion of the multi-link system.* J Biomech; v.19, n.4, p.311-5, 1986.

ALESHINSKY SY (b). *An energy 'sources' and 'fractions' approach to the mechanical energy expenditure problem--IV. Criticism of the concept of 'energy transfers within and between links'.* J Biomech; v. 19, n.4, p.307-9, 1986.

BROKER JP, GREGOR RJ. *Mechanical energy management in cycling: source relations and energy expenditure.* Med Sci Sports Exerc; v.26, n.1, p.64-74, Jan 1994.

ELFTMAN H. *Forces and energy changes in the leg during walking.* v.13, p.339-356, 1938.

Dreyer Neto C *et al.* *Desenvolvimento de uma plataforma de força em pedal de ciclismo.* Bras J Biomech; v.2, n.1, p.39-44, 2001.

LOSS JF *et al.* *Cálculo de forças e momentos resultantes pelo método da dinâmica inversa.* Rev Bras Cienc Esporte. v.23, n.3, p.93-104, maio 2002.

MOSELEY L, JEUKENDRUP AE. *The reliability of cycling efficiency.* Med Sci Sports Exerc; v.33, n.4, p.621-7. Abr 2001.

PRILUTSKY BI *et al.* *Forces of individual cat ankle extensor muscles during locomotion predicted using static optimization.* J Biomech; v.30, n.10, p.1025-33, Out 1997.

Anexo 1

Termo de Consentimento Informado

Você está sendo convidado a participar de um estudo sobre a *performance* do ciclismo, o qual pretende investigar as implicações da técnica de pedalada na economia de movimento de triatletas e ciclistas. Neste sentido, pedimos que você leia esse documento e esclareça suas dúvidas antes de consentir, com sua assinatura, sua participação neste estudo.

Objetivo do Estudo

Estudar a associação (1) da participação de força no pedal, (2) da frequência de giro e (3) dos padrões de ativação muscular dos membros inferiores com (4) a economia de movimento da pedalada executada por triatletas, ciclistas e não atletas visando à busca de informações que possam ser utilizadas no ensino, bem como no monitoramento de atletas no ciclismo e no *triathlon*.

Procedimentos

- Participar de uma avaliação do consumo máximo de oxigênio (VO₂), realizada no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da UFRGS, em que você deverá pedalar uma bicicleta ergométrica, no seu próprio ritmo, até a exaustão ou até o VO₂ atingir um platô. A partir desse teste, será calculado o seu limiar ventilatório, que será utilizado na próxima avaliação.
- Participar de uma avaliação do padrão de pedalada, em que você irá pedalar em três ritmos (60, 80, 100 rpm), no seu próprio limiar ventilatório. Durante esse teste, estarão sendo coletados (a) dados de força no pedal, (b) dados de eletromiografia dos músculos do membro inferior direito (glúteo máximo, vasto lateral, bíceps femoral, reto femoral, gastrocnêmio lateral, tibial inferior) e (c) o consumo de oxigênio. Essa avaliação também será realizada no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da UFRGS.
- As avaliações serão realizadas com o intervalo de uma semana entre elas.

Riscos e Benefícios do Estudo

Primeiro: Nenhuma das etapas da avaliação oferece nenhum risco à sua saúde, tão pouco o expõe a situações constrangedoras.

Segundo: Cada indivíduo receberá um relatório com os resultados de suas avaliações, que poderá beneficiar os atletas em seus treinos.

Terceiro: Este estudo poderá contribuir no entendimento científico dos problemas relacionados com a técnica da pedalada de ciclistas e triatletas.

Confidencialidade

Ficará resguardado ao pesquisador responsável o uso das informações recolhidas, as quais ficarão protegidas de revelação não-autorizada.

Os treinadores e técnicos dos atletas envolvidos receberão um relatório das avaliações realizadas.

Voluntariedade

A recusa do indivíduo em participar do estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompida a rotina de avaliações a qualquer momento, a critério do indivíduo participante.

Novas informações

A qualquer momento, os indivíduos e os treinadores e/ou técnicos poderão requisitar informações esclarecedoras sobre o estudo, mediante contato com o pesquisador.

Os treinadores e/ou técnicos poderão acompanhar a realização das avaliações, se assim preferirem.

Contatos e Questões

Profa. Cláudia Tarragô Candotti

Fone: (51) 3316 5858 / 3316 5859 / 3316 5817

Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento Humano.

Rua Felizardo, 750 – Bairro Jardim Botânico

CEP: 90690-200

Porto Alegre – RS

Declaração de Consentimento

Eu,, tendo lido as informações oferecidas acima e tendo sido esclarecido das questões referentes ao estudo, concordo em participar livremente do presente estudo.

Assinatura: _____

Data: __/__/__