

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

Dissertação de Mestrado

**AVALIAÇÃO DA FADIGA NO CICLISMO POR MEIO DA ANÁLISE DOS
MOMENTOS ARTICULARES RESULTANTES**

Rodrigo Rico Bini

PORTO ALEGRE, 2008

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

Rodrigo Rico Bini

**AVALIAÇÃO DA FADIGA NO CICLISMO POR MEIO DA ANÁLISE DOS
MOMENTOS ARTICULARES RESULTANTES**

Orientador: Carlos Bolli Mota

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Federal do Rio Grande do Sul para a obtenção do título de Mestre.

PORTO ALEGRE, 2008

CATALOGAÇÃO NA FONTE

B613e Bini, Rodrigo Rico
Avaliação da fadiga no ciclismo por meio da análise dos momentos articulares resultantes. / Rodrigo Rico Bini. - Porto Alegre: Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2008.
147 f.: il.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Escola de Educação Física. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto Alegre, BR-RS, 2008.

1. Biomecânica. 2. Dinâmica inversa. 3. Força articular. 4. Cadência da pedalada. 5. Ciclismo I. Título. II. Mota, Carlos Bolli, orientador.

CDU: 796.012

Ficha catalográfica elaborada por Cintia Cibele Ramos Fonseca, CRB-10/1313

Agradecimentos

- Aos meus pais, Bruno e Vera, que dedicaram suas vidas à educação dos filhos e que me proporcionaram a melhor qualidade de vida possível. Agradeço pela compreensão e carinho nas horas mais difíceis.
- Aos meus irmãos, Alexandre e Luiza, que participaram ativamente de todas as minhas conquistas e desafios de vida.
- Ao meu orientador, professor Dr. Carlos Bolli Mota, por aceitar orientar esta dissertação e pelo apoio nos momentos de dificuldade.
- Ao amigo e colega, professor Fernando Diefenthaler, pela parceria desenvolvida ao longo dos anos. Agradeço pela possibilidade de contribuir para o projeto de fadiga no ciclismo por meio dos estudos desenvolvidos nesta dissertação.
- A amiga de todas as horas, professora Aline Tamborinduguy, por todo o incentivo e carinho ao longo do período de mestrado. Agradeço pelos primeiros estudos envolvendo a técnica da dinâmica inversa.
- Aos colegas e parceiros de pesquisa, professores Felipe Carpes e Mateus Rossato, pelas sugestões, aprendizado e colaboração ao longo deste projeto.
- À todos os colegas e funcionários da CiaVital pelo incentivo e confiança.
- Ao professor Dr. Marco Aurélio Vaz, pela disponibilidade e ensinamentos, principalmente durante o período de estágio docente. Agradeço também ao colega prof. Rafael Baptista pela oportunidade e aprendizado durante este período.
- Aos professores Dr. Flávio Antônio de Souza Castro e Dr. Jefferson Loss pelos ensinamentos e auxílio incondicional sempre que necessário.
- À professora Dra. Cláudia Silveira Lima, pelos primeiros ensinamentos acerca da docência em cinesiologia.
- Ao professor Antony van den Bogert, pelas incessantes discussões acerca da dinâmica inversa no ciclismo.
- À todos os demais colegas da sala 212 com os quais aprendi ao longo dos seis anos que desenvolvi minhas atividades no Lapex.
- Aos funcionários do PPGCMH e do Lapex pela disponibilidade e auxílio.

À banca avaliadora deste trabalho pelas sugestões acerca do mesmo:

- Professor Dr. Ivon Chagas da Rocha Júnior – UFSM
- Professora Dra. Cláudia Silveira Lima – UFRGS
- Professor Dr. Marco Aurélio Vaz - UFRGS

Este trabalho é dedicado à memória do Prof. Dr. Antônio Carlos Stringhini Guimarães

RESUMO

AVALIAÇÃO DA FADIGA NO CICLISMO POR MEIO DA ANÁLISE DOS MOMENTOS ARTICULARES RESULTANTES

Autor: Rodrigo Rico Bini

Orientador: Prof. Dr. Carlos Bolli Mota

O processo de instalação da fadiga implica na mudança do padrão coordenativo durante a pedalada. Desta forma a análise da contribuição de cada articulação do membro inferior para o somatório absoluto dos momentos articulares se faz necessária para o melhor entendimento dos mecanismos relacionados aos efeitos do processo de instalação da fadiga sobre o padrão coordenativo no ciclismo. O objetivo deste estudo foi comparar a contribuição das articulações do quadril, joelho e tornozelo para o somatório absoluto dos momentos articulares resultantes, assim como a força resultante e a cinemática destas articulações, ao longo do tempo, nos modelos experimentais de carga constante e de carga incremental até a exaustão. Foram avaliados onze ciclistas de estrada da categoria elite, que participam de competições regionais (Texas) e nacionais (Estados Unidos) do sexo masculino (idade 31 ± 7 anos; consumo máximo de oxigênio $62,84 \pm 4,86 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$; potência máxima 407 ± 37 W). Onze ciclistas foram avaliados no primeiro dia de avaliação, este constituindo um teste de ciclismo máximo com incrementos de carga a cada dois minutos (75, 90 e 100% da PO máxima estimada, respectivamente). No segundo dia de avaliação, dez ciclistas foram avaliados em um protocolo de ciclismo com carga entre 90 e 100% da PO máxima, definida no primeiro dia. Em ambos os testes foram mensurados o consumo de oxigênio (VO_2), a força aplicada no pedal direito e a cinemática do membro inferior direito dos ciclistas. Se utilizou um modelo bidimensional dos segmentos da coxa, perna e pé, a fim de calcular as forças e momentos resultantes nas articulações do quadril, joelho e tornozelo, por meio da técnica da dinâmica inversa. Foram analisados o somatório absoluto dos momentos articulares resultantes (SMA), o percentual de contribuição de cada articulação para o SMA, a força resultante e a cinemática das articulações do quadril, joelho e tornozelo nos três estágios do teste incremental (75, 90 e 100% da PO máxima) e em quatro instantes do teste de carga constante (10, 40, 70 e 90% do tempo total do teste). No primeiro dia de avaliação (estudo 1)

foi observada redução significativa da cadência de pedalada no estágio com carga a 100% da $PO_{Máx}$, comparado aos estágios 75% e 90% da $PO_{Máx}$. Observou-se ainda aumento significativo da contribuição do joelho para o SMA, no estágio a 100% da $PO_{Máx}$, comparado aos estágios 75% e 90% da $PO_{Máx}$, devido ao aumento significativo do momento resultante na articulação do joelho, no estágio a 100% da $PO_{Máx}$, em relação aos estágios com carga a 75 e 90% da $PO_{Máx}$. A força resultante nas três articulações analisadas apresentou aumento significativo ao longo do teste de carga incremental. Para as variáveis cinemáticas, foi observada redução significativa no valor médio do ângulo do tornozelo, assim como aumento significativo na sua amplitude de movimento no estágio 100% da $PO_{Máx}$. Para a articulação do quadril, foi observado aumento no valor médio do ângulo articular, assim como redução na sua amplitude de movimento no estágio com carga a 100% da $PO_{Máx}$. No segundo dia de avaliação (estudo 2) foi observada redução significativa da cadência de pedalada nos instantes 70 e 90% do tempo total de teste, comparados aos instantes 10 e 40% do tempo total. Esta foi acompanhada por redução da contribuição da articulação do tornozelo para o SMA, no instante 90% do tempo total comparado aos instantes 40 e 70% do tempo total do teste, devido ao aumento significativo do momento resultante na articulação do joelho no instante 90% comparado aos instantes 40 e 70% do tempo total e do quadril no instante 90% comparado aos instantes 10, 40 e 70% do tempo total. Se observou aumento na força resultante nas três articulações analisadas, assim como alterações na cinemática das mesmas ao longo do teste (redução do ângulo médio da articulação do tornozelo, com aumento da amplitude de movimento, aumento significativo do ângulo médio das articulações do joelho e do quadril). Os resultados observados indicaram alterações no padrão coordenativo dos ciclistas devido ao processo de instalação da fadiga, estes ocorrendo de forma distinta nos dois protocolos avaliados. As estratégias de controle das articulações durante a pedalada, parecem não ser características inerentes do gesto motor, sendo estas adaptáveis às demandas aumentadas nas articulações devido às alterações na cadência de pedalada e no processo de instalação da fadiga.

Palavras-chave: padrão coordenativo, dinâmica inversa, força articular, cadência de pedalada, ciclismo, fadiga

ABSTRACT

FATIGUE EVALUATION BY MEANS OF THE ANALYSIS OF RESULTANT JOINT MOMENTS

Author: Rodrigo Rico Bini

Advisor: Prof. Carlos Bolli Mota, Ph.D.

Fatigue process has been proposed to change the coordinative pattern; therefore, the analysis of the contribution of each joint to the average absolute joint moment should improve the understanding of the fatigue effects on the coordinative pattern during cycling. The aim of the present study was to compare the contribution of each joint to the average absolute joint moment, as the resultant force and kinematics of the hip, knee, and ankle joints, in an incremental and in a constant workload cycling test to exhaustion. Eleven male road cyclists competing at regional (Texas) and national (United States) levels (age: 31 ± 7 years; maximal oxygen uptake $62.84 \pm 4.86 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$; maximal power output $407 \pm 37 \text{ W}$) volunteered to participate in the study. Eleven cyclists were submitted to an incremental maximal cycling test with two minutes of workload increment (75, 90 e 100% of PO_{Max} , respectively). On the second day, ten cyclists were evaluated in a constant cycling test, in which the workload was set between 90 and 100% of PO_{Max} , as defined on the first evaluation day. During both days the oxygen uptake (VO_2), right pedal forces and lower limb kinematics were acquired. A bidimensional model of the thigh, leg and foot segments allowed to calculate the resultant forces and moments at the hip, knee and ankle joints by means of inverse dynamics. The average absolute joint moment (SMA), the contribution of each joint to the SMA, the resultant force and kinematics of the hip, knee and ankle joints were analyzed on three stages of incremental cycling test (75, 90 e 100% of PO_{Max}), and on four instants of constant workload cycling test (10, 40, 70 and 90% of total time). On the first evaluation day (study 1), a significant decrease of pedaling cadence was observed at the 100% of PO_{Max} stage, compared with 75% and 90% of PO_{Max} stages. There was also a significant increase of knee joint contribution to the SMA at 100% of PO_{Max} stage, compared with 75% and 90% of PO_{Max} stages, due to a significant increase of knee joint absolute moment at 100% of PO_{Max} stage, compared with 75% and 90% of PO_{Max} stages. The resultant joint force on the three joints have significantly increased, while joint kinematics has changed with the increase of

workload (reduced mean ankle angle, with increased ankle range of motion). For hip joint, there was a significant increase of mean angle, with reduced range of motion at 100% of PO_{Max} . On the second evaluation day (study 2) a significant reduction of pedaling cadence was observed at the 70% and 90% of total time, compared with 10% and 40% of total time. This result was followed by a significant reduction of the ankle joint contribution to the SMA at the 90% of total time, compared with 40% and 70% of total time, due to a significant increase of knee resultant joint moment on the 90% of total time, compared with 40% and 70% of total time, and for the hip resultant joint moment at the 90% of total time, compared with 10, 40, and 70% of total time. There was also a significant increase of the resultant joint force and a change on kinematics of the three joints through the test (reduced mean ankle angle, with increased range of motion, and a significant increase of the mean value of knee and hip angles). The results indicated that the coordinative pattern changed with fatigue, with discrete effects in each cycling test. The strategies of joint control during cycling should not be an innate robust motor behavior, but these strategies should be adaptable to higher demands on the joints, as significant changes on pedaling cadence and fatigue.

Key-words: coordinative pattern, inverse dynamics, joint force, pedaling cadence, cycling, fatigue

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE EQUAÇÕES

1. INTRODUÇÃO	24
1.1 - OBJETIVO.....	29
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	30
2.1 - CINEMÁTICA E CINÉTICA DO CICLISMO	30
2.1.1 - <i>Aspectos cinemáticos do ciclismo</i>	30
2.1.2 - <i>Aspectos cinéticos do ciclismo</i>	32
2.1.3 - <i>Dinâmica Inversa no ciclismo</i>	35
2.1.4 – <i>Padrão coordenativo no ciclismo</i>	41
2.2 - ASPECTOS FISIOLÓGICOS DA FADIGA	42
2.3 – MODELOS EXPERIMENTAIS PARA INVESTIGAÇÃO DA FADIGA NO CICLISMO.....	44
2.3.1 – <i>Protocolo de carga incremental</i>	46
2.3.2 – <i>Protocolo de carga constante</i>	48
2.3.3 – <i>Protocolo de carga variável</i>	51
2.4 – ANÁLISE CRÍTICA DA LITERATURA	52
3. METODOLOGIA.....	54
3.1 - QUESTÕES DE PESQUISA	54
3.2 - HIPÓTESES	54
3.4 - PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS	55
3.4.1 - <i>Caracterização da pesquisa</i>	55
3.4.2 - <i>Caracterização da amostra</i>	55
3.4.3 - <i>Procedimentos de aquisição</i>	56
3.4.3.1 - <i>Primeiro dia de avaliação</i>	57
3.4.3.1 - <i>Segundo dia de avaliação</i>	58
Cinemetria.....	58
Dinamometria.....	60
3.4.4 - <i>Procedimentos de análise dos dados</i>	61
3.4.4.1 - <i>Cinemetria</i>	61
3.4.4.2 - <i>Dinamometria</i>	64
3.4.4.3 - <i>Dinâmica Inversa</i>	66
3.4.4.4 - <i>Determinação do $VO_{2Máx}$ e análise do VO_2 no segundo dia de teste</i>	73
3.4.5 – <i>Análise estatística dos dados</i>	74
4. RESULTADOS	76
4.1 - ESTUDO 1 – TESTE DE CARGA INCREMENTAL.....	76
4.1.1 - <i>Aspectos fisiológicos</i>	76

4.1.2 - <i>Cadência de pedalada e potência produzida</i>	77
4.1.3 - <i>Padrão coordenativo</i>	77
4.2- ESTUDO 2 – TESTE DE CARGA CONSTANTE	85
4.2.1 - <i>Aspectos fisiológicos e cadência de pedalada</i>	86
4.2.2 – <i>Padrão coordenativo</i>	87
5. DISCUSSÃO	94
5.1 - ESTUDO 1 – TESTE DE CARGA INCREMENTAL.....	94
5.1.1 - <i>Aspectos fisiológicos</i>	94
5.1.2 - <i>Cadência de pedalada e potência produzida</i>	95
5.1.3 – <i>Padrão coordenativo</i>	96
5.2 - ESTUDO 2 – TESTE DE CARGA CONSTANTE	102
5.2.1 - <i>Aspectos fisiológicos e cadência de pedalada</i>	102
5.2.2 – <i>Padrão coordenativo</i>	103
5.3 – ANÁLISE DAS IMPLICAÇÕES DA FADIGA NO CICLISMO	109
6. CONSIDERAÇÕES FINAIS	113
7. DIREÇÕES FUTURAS	115
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	117
ANEXO 1: EQUAÇÕES DE REGRESSÃO ENTRE A FC E A PO PARA DETERMINAÇÃO DA CARGA DO TESTE INCREMENTAL	129
ANEXO 2: ROTINAS UTILIZADAS PARA OS CÁLCULOS DA DINÂMICA INVERSA	130
ANEXO 3: TABELAS COM RESULTADOS DOS TESTES DE NORMALIDADE ...	144

LISTA DE ABREVIATURAS

α	Alfa, símbolo da aceleração angular
ω	Ômega, símbolo da velocidade angular do pé-de-vela
θ	Ângulo do pedal em relação ao eixo horizontal
Σ	Sigma, símbolo de somatório
α_c	Aceleração angular do centro de massa do segmento coxa, expressa em $\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$
ΣF	Somatório de forças, expresso em N
ΣM	Somatório de torques ou momentos, expresso em $\text{N}\cdot\text{m}$
α_p	Aceleração angular do centro de massa do segmento perna, expressa em $\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$
α_{pp}	Aceleração angular do centro de massa do segmento pé-pedal, expressa em $\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$
a	Aceleração linear de um corpo, expressa em $^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$
a_{cx}	Aceleração do centro de massa do segmento coxa no eixo horizontal, expressa em $^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$
a_{cz}	Aceleração do centro de massa do segmento coxa no eixo vertical, expressa em $^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$
a_{ppx}	Aceleração do centro de massa do segmento pé-pedal no eixo horizontal, expressa em $^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$
a_{ppz}	Aceleração do centro de massa do segmento pé-pedal no eixo vertical, expressa em $^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$
a_{px}	Aceleração do centro de massa do segmento perna no eixo horizontal, expressa em $^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$
a_{pz}	Aceleração do centro de massa do segmento perna no eixo vertical, expressa em $^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$
ATP	Adenosina trifosfato
bpm	batimentos por minuto, unidade de frequência cardíaca

cm	Centímetro, unidade métrica
DLT	<i>Direct linear transformation</i> – transformação linear direta
dpFx	Distância perpendicular da força no eixo horizontal aplicada proximal em relação ao centro de massa de um segmento arbitrário, expressa em metros
dpFz	Distância perpendicular da força no eixo vertical aplicada proximal em relação ao centro de massa de um segmento arbitrário, expressa em metros
dpxd	Distância perpendicular da força no eixo horizontal aplicada distal em relação ao centro de massa, expressa em metros
dpxp	Distância perpendicular da força no eixo horizontal aplicada proximal em relação ao centro de massa, expressa em metros
dpzd	Distância perpendicular da força no eixo vertical aplicada distal em relação ao centro de massa, expressa em metros
dpzp	Distância perpendicular da força no eixo vertical aplicada proximal em relação ao centro de massa, expressa em metros
EMG	Eletromiografia
FA	Força articular resultante, expressa em N
FC	Frequência cardíaca, expressa em batimentos por minutos
FE	Força efetiva aplicada no pedal, expressa em N
Fh	Força horizontal em relação ao sistema de coordenadas global, expressa em N
Fjx	Força horizontal no joelho, expressa em N
Fjz	Força vertical no joelho, expressa em N
Fqx	Força horizontal no quadril, expressa em N
Fqz	Força vertical no quadril, expressa em N
FR	Força resultante aplicada no pedal, expressa em N
FRj	Força resultante na articulação do joelho, expressa em N
FRq	Força resultante na articulação do quadril, expressa em N
FRt	Força resultante na articulação do tornozelo, expressa em N
Ftx	Força horizontal no tornozelo, expressa em N

F_{tz}	Força vertical no tornozelo, expressa em N
F_v	Força vertical em relação ao sistema de coordenadas global, expressa em N
F_x	Força tangencial aplicada no pedal, expressa em N
F_x^\perp	Componente perpendicular ao pé-de-vela da força tangencial, expressa em N
F_x' horiz	Componente horizontal da força tangencial de reação do pedal, expressa em N
F_x' vert	Componente vertical da força tangencial de reação do pedal, expressa em N
$F_{x\text{distal}}$	Componente no eixo X da força resultante distal em um segmento, expressa em N
$F_{x\text{proximal}}$	Componente no eixo X da força resultante proximal em um segmento, expressa em N
F_z	Força normal aplicada no pedal, expressa em N
F_z^\perp	Componente perpendicular ao pé-de-vela da força normal, expressa em N
F_z' horiz	Componente horizontal da força normal de reação do pedal, expressa em N
F_z' vert	Componente vertical da força normal de reação do pedal, expressa em N
$F_{z\text{distal}}$	Componente no eixo Z da força resultante distal em um segmento, expressa em N
$F_{z\text{proximal}}$	Componente no eixo Z da força resultante proximal em um segmento, expressa em N
G	Aceleração da gravidade, expressa em $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$
Hz	Hertz, unidade de frequência de ocorrência de um evento no tempo
I	Momento de inércia de um corpo, expresso em $\text{kg}\cdot\text{m}^2$
I_c	Momento de inércia do segmento coxa, expresso em $\text{kg}\cdot\text{m}^2$
I_p	Momento de inércia do segmento perna, expresso em $\text{kg}\cdot\text{m}^2$

I _{pp}	Momento de inércia do segmento pé-pedal, expresso em kg m ²
m	Massa, expressa em kg
m _c	Massa do segmento coxa, expressa em kg
MDF	Mediana da frequência do sinal de eletromiografia, expressa em Hz
M _j	Momento resultante no joelho, expresso em N·m
ml·kg ⁻¹ ·min ⁻¹	Mililitros de oxigênio por quilograma de massa corporal por minuto, unidade de medida de consumo de oxigênio e de produção de gás carbônico relativos à massa corporal
MLSS	<i>Maximal Lactate Steady State</i> – máxima concentração de lactato estável
mm	Milímetro, unidade métrica
m _p	Massa do segmento perna, expressa em kg
m _{pp}	Massa do segmento pé-pedal, expressa em kg
M _q	Momento resultante no quadril, expresso em N·m
M _t	Momento resultante no tornozelo, expresso em N·m
N	Newton, unidade de medida de força
N·m	Newton vezes metro, unidade de torque
PO	Potência, unidade de taxa de realização de trabalho, expressa em W
PO _{Max}	Potência máxima, expressa em W
RER	Taxa de troca respiratória, expressa de forma adimensional
RMS	<i>Root mean square</i> , unidade de medida da tensão elétrica produzida pelo músculo, expresso em mV ou em unidade relativa (%)
ROM	Amplitude de movimento expressa em graus (°)
RPE	Sensação subjetiva de esforço
rpm	Rotações por minuto, unidade de medida de cadência
s	Segundos, unidade de medida de tempo
SMA	Somatório dos momentos absolutos, expresso em N·m
SNC	Sistema nervoso central
T	Torque, unidade de força aplicada em uma determinada distância

	perpendicular à um eixo de rotação, expresso em N·m
VE	Volume de ar expirado, expresso em l·min ⁻¹ ou ml·kg·min ⁻¹
VO ₂	Consumo de oxigênio, expresso em l·min ⁻¹ ou ml·kg·mi) ⁻¹
VO _{2Máx}	Consumo máximo de oxigênio, expresso em l·min ⁻¹ ou ml·kg·mi) ⁻¹
W	Watt, unidade de medida da produção de potência mecânica
W/kg	Unidade de medida de potência relativa a massa corporal

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1. Representação esquemática do ciclo da pedalada dividido em duas fases, propulsão (de 0 a 180°) e recuperação (de 180 a 360°). Adaptado de Baum e Li (2003)..... 33
- Figura 2. Representação esquemática das componentes normal e tangencial à superfície do pedal durante um ciclo de pedalada. Dados relativos aos resultados de Diefenthaeler (2004), sem a apresentação dos vetores de força em escala..... 34
- Figura 3. Representação esquemática do diagrama de corpo livre de um segmento arbitrário com a indicação das forças atuantes sobre o mesmo, assim como das distâncias perpendiculares das linhas de atuações destas forças em relação ao centro de massa deste segmento. Vetores representativos dos torques gerados sobre o centro de massa são indicados, sem a apresentação dos vetores de força ou torque em escala. As variáveis representadas como dpF_x e dpF_z indicam as distâncias perpendiculares das forças distais e proximais nos eixos X e Z, respectivamente. Adaptado de Nigg (2007)..... 37
- Figura 4. Representação esquemática do posicionamento das seis câmeras para captura do movimento. Sistema de coordenadas utilizado para a reconstrução do movimento. Fonte: Cortesia do prof. MSci. Fernando Diefenthaeler..... 59
- Figura 5. Representação esquemática dos marcadores reflexivos situados no sistema cartesiano de coordenadas, representativos do segmento inferior direito observado pelo plano sagital para o (1) trocânter maior do fêmur, (2) epicôndilo lateral do fêmur, (3) maléolo lateral da tibia, (4) centro de rotação do pedal, (5) ponto anterior do pedal, (6) ponto posterior do pedal, (7) centro de rotação do pé-de-vela. Adaptado de Carpes et al. (2006b)..... 60
- Figura 6. Representação esquemática dos ângulos articulares dos segmentos avaliados. 62
- Figura 7. (a) Representação esquemática dos ângulos do pedal (θ), e (b) do pedal relativo à posição do pé-de-vela (α). 63
- Figura 8. (a) demonstra a decomposição da força normal (F_z), assim como o sistema de coordenadas do pedal, enquanto (b) demonstra a decomposição da força tangencial (F_x)..... 65
- Figura 9. Representação do diagrama de corpo livre de um segmento, no qual são representadas as componentes no eixo X e no eixo Z da força resultante distal e proximal ($F_{x\text{distal}}$, $F_{z\text{distal}}$, $F_{x\text{proximal}}$, $F_{z\text{proximal}}$), assim como a força peso (F_{peso}), e as distâncias perpendiculares de aplicação das forças no eixo X e Z, distais e proximais (dpF_x e dpF_z), em relação ao centro de massa do segmento. 67
- Figura 10. Representação esquemática das componentes vertical ($F_z'\text{vert}$) e horizontal ($F_z'\text{horiz}$) da força normal de reação do pedal (F_z') aplicada no pedal, calculadas utilizando-se o ângulo do pedal (θ) em relação a horizontal. 68
- Figura 11. Representação esquemática das componentes vertical ($F_x'\text{vert}$) e horizontal ($F_x'\text{horiz}$) da força tangencial de reação do pedal (F_x') aplicada no pedal, calculada a partir do ângulo do pedal (θ) em relação a horizontal. 68
- Figura 12. Cadência de pedalada e Potência média (PO) dos 11 ciclistas nos três estágios do teste incremental (75, 90 e 100% da $PO_{\text{Máx}}$). * Diferença significativa em relação ao estágio 75% da $PO_{\text{Máx}}$ ($p < 0,05$). # Diferença significativa em relação ao estágio 90% da $PO_{\text{Máx}}$ ($p < 0,05$). 77

Figura 13. Resultados referentes aos torques articulares nos três estágios do teste incremental (75, 90 e 100% da $PO_{Máx}$) do ciclista S2. Os torques nas articulações do tornozelo, joelho e quadril são apresentados em função do ângulo do pé-de-vela. Os valores negativos representam torque flexor plantar na articulação do tornozelo e torque extensor nas articulações do joelho e do quadril.....	78
Figura 14. Resultados referentes ao percentual de contribuição de cada articulação (tornozelo, joelho e quadril) para o somatório absoluto dos momentos articulares (SMA). # Diferença significativa em relação ao estágio 90% da $PO_{Máx}$ ($p<0.05$).....	79
Figura 15. Resultados referentes aos valores absolutos dos momentos resultantes nas articulações do tornozelo, joelho e quadril, assim como do somatório absoluto dos momentos articulares (SMA). * Diferença significativa em relação ao estágio 75% da $PO_{Máx}$ ($p<0.05$). # Diferença significativa em relação ao estágio 90% da $PO_{Máx}$ ($p<0.05$).....	80
Figura 16. Resultados referentes à força resultante nas articulações do tornozelo, joelho e quadril nos três estágios do teste incremental (75%, 90% e 100% da $POMáx$) do ciclista S2. As forças resultantes nas articulações do tornozelo, joelho e quadril são apresentadas em função do ângulo do pé-de-vela.....	81
Figura 17. Resultados referentes ao valor médio da força resultante nas articulações do tornozelo, joelho e quadril nos três estágios analisados do teste de carga incremental. * Diferença significativa em relação ao estágio 75% da $PO_{Máx}$ ($p<0.05$). # Diferença significativa em relação ao estágio 90% da $PO_{Máx}$ ($p<0.05$).....	82
Figura 18. Resultados referentes ao ângulo das articulações do tornozelo, joelho e quadril, do membro inferior direito, nos três estágios do teste incremental (75, 90 e 100% da $PO_{Máx}$) do ciclista denominado S2. Os ângulos das articulações do tornozelo, joelho e quadril são apresentados em função do ângulo do pé-de-vela.....	83
Figura 19. Consumo de oxigênio e cadência de pedalada dos dez ciclistas nos quatro estágios do teste de carga constante (10, 40, 70 e 90% do Tempo Total de Teste). * Diferença significativa em relação ao estágio 10% do tempo total ($p<0.05$). #Diferença significativa em relação ao estágio 40% do tempo total ($p<0.05$). \$ Diferença significativa em relação ao estágio 70% do tempo total ($p<0.05$).	86
Figura 20. Resultados referentes aos torques articulares nos quatro instantes do teste de carga constante (10, 40, 70 e 90% do tempo total de teste) do ciclista S2. Os torques nas articulações do tornozelo, joelho e quadril são apresentados em função do ângulo do pé-de-vela. Os valores negativos representam torque flexor plantar na articulação do tornozelo e torque extensor nas articulações do joelho e do quadril.....	87
Figura 21. Resultados referentes ao percentual de contribuição de cada articulação (tornozelo, joelho e quadril) para o somatório absoluto dos momentos articulares (SMA). # Diferença significativa em relação ao estágio 40% do tempo total ($p<0.05$). \$ Diferença significativa em relação ao estágio 70% do tempo total ($p<0.05$).....	88
Figura 22. Resultados referentes aos valores absolutos dos momentos resultantes nas articulações do tornozelo, joelho e quadril, assim como do somatório absoluto dos momentos articulares (SMA). * Diferença significativa em relação ao estágio 10% do tempo total ($p<0.05$). # Diferença significativa em relação ao estágio 40% do tempo total ($p<0.05$). \$ Diferença significativa em relação ao estágio 70% do tempo total ($p<0.05$).....	89

Figura 23. Resultados referentes à força resultante nas articulações do tornozelo, joelho e quadril nos quatro instantes do teste de carga constante (10, 40, 70 e 90% do tempo total) do ciclista S2. As forças resultantes nas articulações do tornozelo, joelho e quadril são apresentadas em função do ângulo do pé-de-vela. 90

Figura 24. Resultados referentes ao valor médio da força resultante nas articulações do tornozelo, joelho e quadril nos quatro instantes do teste de carga constante. * Diferença significativa em relação ao estágio 10% do tempo total ($p < 0.05$). # Diferença significativa em relação ao estágio 40% do tempo total ($p < 0.05$). \$ Diferença significativa em relação ao estágio 70% do tempo total ($p < 0.05$). 91

Figura 25. Resultados referentes ao ângulo das articulações do tornozelo, joelho e quadril nos quatro instantes do teste de carga constante (10, 40, 70 e 90% do tempo total) do ciclista S2. Os ângulos das articulações do tornozelo, joelho e quadril são apresentados em função do ângulo do pé-de-vela. 92

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Caracterização do grupo de estudo, incluindo a idade (anos), a massa corporal (kg), o $VO_{2Máx}$ ($ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$), a $FC_{Máx}$ (bpm), o valor da potência máxima ($PO_{Máx}$, em W) e a razão potência massa corporal (W/kg).	56
Tabela 2. Resultados referentes ao valor médio e a amplitude de movimento do ângulo das articulações do tornozelo, joelho e quadril nos três estágios avaliados do teste de carga incremental (75, 90 e 100% da $PO_{Máx}$).	84
Tabela 3. Resultados referentes ao tempo total no qual cada ciclista interrompeu o teste de carga constante, caracterizando este o instante da exaustão. Valores de tempo (s) apresentados de forma individual assim como a média e o desvio padrão do grupo (DP).	85
Tabela 4. Resultados referentes aos valores médios do ângulo e amplitude de movimento das articulações do tornozelo, joelho e quadril nos quatro instantes do teste de carga constante (10, 40, 70 e 90% do tempo total).	92
Tabela A1. Resultados das análises de normalidade dos dados obtidos no estudo 1.	144
Tabela A2. Resultados das análises de normalidade dos dados obtidos no estudo 2.	145

LISTA DE EQUAÇÕES

- Equação 1. Cálculo da força efetiva (FE), onde Fz^{\perp} representa a componente perpendicular ao pé-de-vela da força normal e Fx^{\perp} representa a componente perpendicular ao pé-de-vela da força tangencial..... 65
- Equação 2. Cálculo da potência média dos pedais, onde T representa o torque aplicado, e ω representa a velocidade angular o pé-de-vela. PO é representativo da potência, expressa em Watts; o torque (T) é expresso em Newton-metro (N·m), e a velocidade angular (ω) é expressa em radianos por segundo. 65
- Equação 3. Cálculo da força resultante (FR), onde Fz representa a força normal e Fx, a força tangencial..... 66
- Equação 4. Cálculo da componente da força de reação do pedal (Fz') no eixo z do sistema de coordenadas do pedal que é direcionada no eixo vertical do sistema de coordenadas global (Fz' vert), em que θ representa o ângulo do pedal. 69
- Equação 5. Cálculo da componente da força de reação do pedal (Fx') no eixo x do sistema de coordenadas do pedal que é direcionada no eixo vertical do sistema de coordenadas global (Fx' vert), em que θ representa o ângulo do pedal. 69
- Equação 6. Cálculo da componente da força de reação do pedal (Fz') no eixo z do sistema de coordenadas do pedal que é direcionada no eixo horizontal do sistema de coordenadas global (Fz' horiz), em que θ representa o ângulo do pedal. 69
- Equação 7. Cálculo da componente da força de reação do pedal (Fx') no eixo x do sistema de coordenadas do pedal que é direcionada no eixo horizontal do sistema de coordenadas global (Fx' horiz), em que θ representa o ângulo do pedal. 69
- Equação 8. Cálculo da força de reação do pedal que é direcionada no eixo vertical do sistema de coordenadas global (Fv), em que Fz' vert representa a componente da força de reação do pedal no eixo z do sistema de coordenadas do pedal que é direcionada no eixo vertical do sistema de coordenadas global e Fx' vert representa a componente da força de reação do pedal no eixo x do sistema de coordenadas do pedal que é direcionada no eixo vertical do sistema de coordenadas global. 69
- Equação 9. Cálculo da força de reação do pedal que é direcionada no eixo horizontal do sistema de coordenadas global (Fh), em que Fz' horiz representa a componente da força de reação do pedal no eixo z do sistema de coordenadas do pedal que é direcionada no eixo horizontal do sistema de coordenadas global e Fx' horiz representa a componente da força de reação do pedal no eixo x do sistema de coordenadas do pedal que é direcionada no eixo horizontal do sistema de coordenadas global. 69
- Equação 10. Cálculo da força no tornozelo no eixo x (Ftx), em que mpp representa a massa do segmento pé-pedal, appx a aceleração linear em x deste segmento e Fh a força horizontal aplicada distal a este segmento. 70
- Equação 11. Cálculo da força no tornozelo no eixo z (Ftz), em que mpp representa a massa do segmento pé-pedal, appz a aceleração linear em z deste segmento, G a aceleração da gravidade e Fv a força vertical aplicada distal a este segmento. 70

Equação 12. Cálculo do momento resultante no tornozelo, em que I_{pp} representa o momento de inércia do segmento pé-pedal, α_{pp} a aceleração angular deste segmento, F_h a força horizontal, d_{pxp} a distância perpendicular de F_h em relação ao centro de massa, F_v a força vertical, d_{pzp} a distância perpendicular de F_v em relação ao centro de massa, F_{tx} a força em x no tornozelo, d_{pxd} a distância perpendicular de F_{tx} em relação ao centro de massa, F_{tz} a força no tornozelo em z, e d_{pzd} a distância perpendicular de F_{tz} em relação ao centro de massa. ..	70
Equação 13. Cálculo da força no joelho no eixo x (F_{jx}), em que m_p representa a massa do segmento perna, a_{px} a aceleração linear em x deste segmento e F_{tx} a força horizontal aplicada distal a este segmento.	71
Equação 14. Cálculo da força no joelho no eixo z (F_{jz}), em que m_p representa a massa do segmento perna, a_{pz} a aceleração linear em z deste segmento, G a aceleração da gravidade e F_{tz} a força vertical aplicada distal a este segmento.	71
Equação 15. Cálculo do momento resultante no joelho, em que M_t representa a reação no segmento perna do momento resultante na articulação do tornozelo, I_p representa o momento de inércia do segmento perna, α_p a aceleração angular deste segmento, F_{tx} a força horizontal, d_{pxp} a distância perpendicular de F_{tx} em relação ao centro de massa, F_{tz} a força vertical, d_{pzp} a distância perpendicular de F_{tz} em relação ao centro de massa, F_{jx} a força em x no joelho, d_{pxd} a distância perpendicular de F_{jx} em relação ao centro de massa, F_{jz} a força no joelho em Z, e d_{pzd} a distância perpendicular de F_{jz} em relação ao centro de massa.	71
Equação 16. Cálculo da força no quadril no eixo x (F_{qx}), em que m_c representa a massa do segmento coxa, a_{cx} a aceleração linear deste segmento e F_{jx} a força horizontal aplicada distal a este segmento.	71
Equação 17. Cálculo da força no quadril no eixo z (F_{qz}), em que m_p representa a massa do segmento coxa, a_{cz} a aceleração linear em z deste segmento, G a aceleração da gravidade e F_{jz} a força vertical aplicada distal a este segmento.	71
Equação 18. Cálculo do momento resultante no quadril, em que M_j representa a reação no segmento coxa do momento resultante na articulação do joelho, I_c representa o momento de inércia do segmento perna, α_c a aceleração angular deste segmento, F_{jx} a força horizontal, d_{pxp} a distância perpendicular de F_{jx} em relação ao centro de massa, F_{jz} a força vertical, d_{pzp} a distância perpendicular de F_{jz} em relação ao centro de massa, F_{qx} a força em x no quadril, d_{pxd} a distância perpendicular de F_{qx} em relação ao centro de massa, F_{qz} a força no quadril em z, e d_{pzd} a distância perpendicular de F_{qz} em relação ao centro de massa.	71
Equação 19. Cálculo do somatório dos valores absolutos médios dos momentos articulares resultantes do tornozelo (M_t), joelho (M_j) e quadril (M_q).	72
Equação 20. Cálculo da força articular resultante (FA), onde F_z representa o componente da força articular no eixo z e F_x representa o componente da força articular no eixo x.	72

1. INTRODUÇÃO

Durante quase dois séculos a evolução da bicicleta permitiu avanços na locomoção humana, tornando-a mais rápida e econômica. A tecnologia que transformou a *Hobby House*, exemplar de bicicleta do início do século XX, nos modelos utilizados atualmente, permitiu uma melhor relação entre a velocidade de deslocamento e a economia de energia (MINETTI, PINKERTON e ZAMPARO, 2001). Esta tecnologia vem sendo utilizada em prol da melhora no desempenho dos atletas, principalmente aqueles que disputam competições em nível internacional. Apesar do conhecimento e tecnologia desenvolvidos, diversos aspectos envolvendo o ciclismo ainda parecem nebulosos aos olhos dos técnicos e pesquisadores. As implicações da fadiga sobre o desempenho são um exemplo de tema que necessita maiores investigações aplicadas ao ciclismo.

Fadiga pode ser definida como a incapacidade de manutenção da força ou potência produzida (FARIA, PARKER e FARIA, 2005; RATTEY et al., 2006). Atualmente dois tipos de fadiga têm sido evidenciados na prática de esportes de resistência, a fadiga de origem central e a de origem periférica (VØLLESTAD, 1997; MACINTOSH e RASSIER 2002). A primeira está relacionada com uma redução na ativação muscular (frequência de disparo e número de unidades motoras ativadas) para a mesma carga de trabalho. A fadiga periférica, no entanto, é observada pela redução da produção de força com aumento concomitante da ativação muscular. Dentre os principais aspectos relacionados com a redução na capacidade de produção de força muscular durante a fadiga, Giannesini, Cozzone e Bendahan (2003), Lambert, St Clair Gibson e Noakes (2005) e Kumar (2006) destacam (1) a depleção de ATP, (2) a redução na concentração de cálcio no retículo sarcoplasmático, (3) o acúmulo de fosfato

inorgânico livre do meio intracelular, (4) falha da bomba de cálcio, assim como (5) o aumento na concentração de íons hidrogênio na fenda sináptica. Este último, sendo relacionado com a redução na velocidade de condução do potencial de ação pela membrana plasmática (VØLLESTAD, 1997). No caso do ciclismo, a redução na potência produzida é a medida mais utilizada atualmente como representativa do processo de instalação da fadiga (ABISS e LAURSEN, 2005).

O estudo dos mecanismos de instalação da fadiga no ciclismo tem sido feito utilizando-se dois principais modelos experimentais. Um no qual a carga de trabalho é constante durante o teste (LAJOIE, LAURENCELLE e TRUDEAU, 2000; PASSFIELD e DOUST, 2000; PRINGLE e JONES, 2002), e outro modelo, (contra-relógio) que se propõe a avaliar as implicações da fadiga quando o ciclista possui a liberdade de determinar a carga de trabalho com o objetivo de percorrer uma distância pré-determinada no menor tempo possível (HUE et al., 1998; SCHABORT et al., 1998; BENTLEY et al., 2001; ALBERTUS et al., 2005; CARPES et al., 2005). Ambos possuem critério voluntário, por parte do avaliado, na determinação da exaustão e conseqüentemente interrupção do teste (ABISS e LAURSEN, 2005). Nesta perspectiva, foi observado que existe aumento das diferentes variáveis fisiológicas relacionadas com o desempenho (consumo de oxigênio, frequência cardíaca e sensação subjetiva de esforço) após um período prolongado de ciclismo (ex. após uma hora, LIEDL, SWAIN e BRANCH, 1999; LAJOIE, LAURENCELLE e TRUDEAU, 2000; CARPES et al., 2005), independente do modelo experimental de escolha de carga de trabalho utilizado. No entanto, no modelo contra-relógio, é possível observar um aumento da carga de trabalho no final do teste (ALBERTUS et al., 2005; CARPES et al., 2007; BINI et al., 2008a). Ocorre, com isto, uma dificuldade em se avaliar se as alterações observadas para as variáveis fisiológicas ao longo do teste se devem ao processo de instalação da fadiga, ao aumento na carga de trabalho, ou à combinação destes fatores.

O aumento progressivo da carga de trabalho é altamente estudado do ponto de vista das respostas fisiológicas nas quais resulta (COYLE et al., 1988; BILLAT et al., 1996; LUCÍA et al., 2002c). No entanto, a análise das respostas cinéticas e cinemáticas ainda necessita maiores investigações. A análise destas variáveis durante um protocolo de ciclismo até a exaustão tem sido descrita na literatura na perspectiva de dois modelos experimentais, um deles com a manutenção da carga de trabalho (AMOROSO, SANDERSON e HENNIG, 1993; SANDERSON e BLACK, 2003; DIEFENTHAELER et al., 2007a), e um no qual a carga de

trabalho é incrementada de forma gradual (BLACK, SANDERSON e HENNIG, 1993; ZAMEZIATI et al., 2006; BINI et al., 2007).

Amoroso, Sanderson e Hennig (1993) avaliaram ciclistas pedalando a 300W com 80 rpm de cadência até a exaustão voluntária. Os autores observaram que ocorreram mudanças significativas nos ângulos do quadril (maior ângulo de extensão) e do tornozelo (maior dorsiflexão) como resposta aos efeitos da fadiga. Os autores reportam ainda que não foram encontradas diferenças significativas na força resultante, na força efetiva e na técnica da pedalada, esta última mensurada por meio do índice de efetividade (razão entre a força efetiva e a força resultante). Entretanto, os picos de força normal e tangencial foram maiores no final do teste. Sanderson e Black (2003) observaram aumento do pico da força efetiva, após um protocolo de ciclismo em carga constante até a exaustão (80% do $VO_{2Máx}$), assim como a redução do pico negativo da força efetiva na fase de recuperação da pedalada. Os ângulos de extensão do quadril e do joelho também foram alterados para maiores ângulos de extensão. Estes resultados nos permitem observar que ocorrem mudanças nas variáveis cinéticas e cinemáticas em um protocolo de ciclismo com carga constante até a exaustão voluntária, e que essas mudanças podem ser resultadas de estratégias musculares intrínsecas para manutenção do exercício.

Black, Sanderson e Hennig (1993) avaliaram cinco ciclistas em um protocolo incremental no qual a carga iniciava em 100 W e era incrementada em 25 W a cada minuto, até a exaustão voluntária. Foram mensuradas as forças aplicadas no pedal direito, assim como a cinemática do hemitórax direito dos ciclistas. Os autores observaram aumento na efetividade das forças aplicadas no pedal, com concomitante aumento na força resultante. Os autores destacam, assim como observado por Kautz et al. (1991) e Amoroso, Sanderson e Hennig (1993), que ocorre aumento no ângulo de dorsiflexão do tornozelo, indicando mudança na cinemática devido ao aumento da carga de trabalho e a ocorrência da fadiga. Zameziati et al. (2006) observaram aumento do índice de efetividade com o aumento da carga de trabalho até a exaustão voluntária, sendo este explicado por uma melhora na técnica de pedalada durante a fase de recuperação do ciclo da pedalada.

Percebe-se a partir dos resultados dos estudos com carga incremental que ocorrem alterações na cinética e na cinemática com o processo de instalação da fadiga, assim como a combinação deste fator com o aumento da carga de trabalho. Estas implicam na mudança do padrão coordenativo do gesto da pedalada com o processo de instalação da fadiga, sendo este

relacionado com o controle da produção de força muscular durante o gesto (KAUTZ et al., 2000).

A partir da análise combinada das forças externas aplicadas no pedal e da cinemática, é possível analisar o movimento da pedalada do ponto de vista das forças e momentos articulares (REDFIELD e HULL, 1986a; REDFIELD e HULL, 1986b; RUBY, HULL e HAWKINS, 1992; CALDWELL et al., 1999; BRESSEL, 2001; SANDERSON e BLACK, 2003). Tem sido proposto que o comportamento dos momentos articulares seria um indicador indireto do esforço muscular (REDFIELD e HULL, 1986a; REDFIELD e HULL, 1986b; MARSH, MARTIN e SANDERSON, 2000), visto que este representa o torque (ou momento) resultante gerado sobre as articulações (AMADIO e BAUMANN, 2000; LOSS et al., 2002).

Esta abordagem tem sido utilizada com o intuito de analisar os efeitos de diferentes situações no ciclismo sobre os momentos articulares, como variações na cadência (NEPTUNE e HULL, 1999; MARSH, MARTIN e SANDERSON, 2000; SOARES et al., 2004), carga de trabalho (ERICSON et al., 1986; CALDWELL et al., 1999), posição do selim (ERICSON et al., 1986; HORSCROFT et al., 2003) e os efeitos da fadiga em testes com carga de trabalho constante (SANDERSON e BLACK, 2003). Esta abordagem visa prover informações que permitam inferir sobre estratégias motoras e indicar como o processo de instalação da fadiga pode afetar a coordenação muscular.

Nesta perspectiva, Sanderson e Black (2003) analisaram o comportamento dos momentos articulares resultantes durante o protocolo de ciclismo previamente descrito. Os autores observaram mudança nos valores de pico dos momentos articulares no tornozelo (maior momento flexor plantar), joelho (maior momento flexor) e quadril (maior momento extensor). Partindo-se do pressuposto que os momentos articulares são sensíveis à instalação da fadiga muscular e que o somatório absoluto dos momentos articulares seria um indicador importante da fadiga muscular (MARSH, MARTIN e SANDERSON, 2000), Sanderson e Black (2003) reportam que o somatório absoluto dos momentos articulares do quadril, joelho e tornozelo é um indicador da sobrecarga muscular, assim como proposto e discutido por Kautz e Hull (1996) e Marsh, Martin e Sanderson (2000).

A relação do processo de instalação da fadiga com a coordenação muscular apresenta-se como um ponto crítico na literatura. Bini et al. (2008a) observaram que durante um teste de 40 km de ciclismo contra-relógio ocorre um aumento na ativação do músculo *Vastus Lateralis* de forma distinta, quando comparado aos demais músculos do membro inferior avaliados

pelos autores, que mantiveram o padrão de atividade sem alterações significativas. Os autores sugerem que esta ativação aumentada do músculo *Vastus Lateralis* faz parte de uma estratégia motora desenvolvida pelo ciclista no intuito de otimizar o seu desempenho durante um evento prolongado. No entanto, nenhuma informação acerca do comportamento dos momentos articulares foi reportada por Bini et al. (2008a), o que limita o entendimento dos mecanismos de coordenação motora durante um teste contra-relógio no ciclismo.

Como forma de analisar as possíveis estratégias motoras relacionadas com o processo de instalação da fadiga, Hoshikawa et al. (2007) e Mornieux et al. (2007) investigaram a contribuição das articulações do quadril, joelho e tornozelo para o trabalho mecânico realizado pelo membro inferior, assim como a contribuição de cada articulação para o somatório absoluto dos momentos articulares. Mornieux et al. (2007) observaram que mudanças na carga de trabalho (150, 250 e 350W), assim como mudanças na cadência (60, 80 e 100 rpm), parecem não alterar a contribuição da articulação do tornozelo para o somatório absoluto dos momentos articulares. No entanto, um aumento da contribuição da articulação do quadril foi observado com o aumento da potência e uma redução na contribuição desta articulação foi observada com o aumento da cadência. A contribuição da articulação do joelho apresentou comportamento inverso à articulação do quadril.

Visto que a literatura descreve mudanças nas variáveis cinéticas e cinemáticas devido ao processo de instalação da fadiga nos modelos experimentais de carga incremental e carga constante até a exaustão (BLACK, SANDERSON e HENNIG, 1993; AMOROSO, SANDERSON e HENNIG, 1993), sendo também observadas alterações nos momentos articulares no modelo experimental de carga constante (SANDERSON e BLACK, 2003), se torna importante avaliar a contribuição de cada articulação para o somatório absoluto dos momentos articulares em ambos os modelos experimentais apresentados. Mornieux et al. (2007) sugerem que parece não ocorrer mudança na contribuição de cada articulação para o somatório absoluto dos momentos articulares como efeito do processo de instalação da fadiga em protocolo de carga constante até a exaustão. No entanto, a descrição do comportamento das variáveis cinéticas e cinemáticas neste modelo experimental, assim como a análise da contribuição de cada articulação para o somatório absoluto dos momentos articulares no modelo de carga incremental até a exaustão voluntária carecem de maiores investigações. A análise destes aspectos se faz necessária para o melhor entendimento dos mecanismos

relacionados com os efeitos do processo de instalação da fadiga sobre o padrão coordenativo no ciclismo.

A mensuração das forças resultantes nas articulações, assim como da cinemática articular, permite o entendimento das estratégias de movimento adotadas pelo sistema nervoso central (SNC). A transferência de energia mecânica no ciclismo ocorre por meio das forças de contato intersegmentar (FREGLY e ZAJAC, 1996) e por meio da tensão gerada pelos músculos bi-articulares (VAN INGEN SCHENAU, PRATT e MACPHERSON, 1994; HOF, 2001), contribuindo para a força resultante sobre o eixo articular. Com isso, o entendimento dos efeitos do processo de instalação da fadiga sobre a sobrecarga articular, por meio da estimativa das forças e momentos resultantes nas articulações, possibilita a compreensão de como os aspectos coordenativos do movimento da pedalada são afetados pela fadiga no ciclismo.

A tentativa de compreensão do processo de instalação da fadiga utilizando os protocolos de carga incremental e de carga constante no ciclismo parecem trazer informações relevantes acerca das repercussões da fadiga sobre a cinética e a cinemática no ciclismo. No entanto, poucos são os estudos que buscaram relacionar as implicações da fadiga com a coordenação de movimento no ciclismo (DUC, BETIK e GRAPPE, 2005; MORNIEUX et al., 2007; BINI et al., 2008a), o que indica uma lacuna na literatura acerca dos efeitos da fadiga sobre o controle motor no gesto da pedalada. A vantagem dos modelos experimentais de carga incremental e carga constante em relação ao modelo contra-relógio, reside no controle da intensidade de esforço e na possibilidade de conduzir o ciclista avaliado à condição de exaustão, o que muitas vezes não acontece no modelo contra-relógio (DUC, BETIK e GRAPPE, 2005; BINI et al., 2008a).

1.1 - Objetivo

Comparar a contribuição de cada articulação para o somatório absoluto dos momentos articulares, assim como a força resultante e a cinemática das articulações do quadril, joelho e tornozelo, ao longo do tempo, nos modelos experimentais de carga constante e de carga incremental até a exaustão, com o intuito de compreender os efeitos do processo de instalação da fadiga sobre o padrão coordenativo no ciclismo.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Diversos tópicos relevantes para esta dissertação serão discutidos com base na revisão da literatura científica mais atual nas áreas da biomecânica e fisiologia aplicadas ao ciclismo. Esta revisão visa resgatar o que os diversos cientistas já construíram de conhecimento e que pode ser utilizado para fundamentar o desenvolvimento desta dissertação. Um tópico específico, visando analisar de forma crítica os resultados dos estudos reportados com fins de apontar as principais lacunas existentes na literatura referida será apresentado ao final deste capítulo.

2.1 - Cinemática e cinética do ciclismo

2.1.1 - Aspectos cinemáticos do ciclismo

O ciclismo é considerado uma atividade com movimentos que ocorrem predominantemente no plano sagital (CARPES et al., 2006b). Gregor (2000) cita estudos que observaram, por meio da análise do movimento da pedalada, que as articulações apresentam uma amplitude angular de aproximadamente 45° para o quadril, de 75° para o joelho e de 20° para o tornozelo durante a revolução do pé-de-vela. É importante destacar que os diferentes protocolos utilizados nos estudos levam a crer que esses valores sejam variáveis, pois a amplitude de movimento e as demais características cinemáticas do ciclismo são afetadas por aspectos diversos, principalmente a configuração da bicicleta (DIEFENTHAELER et al., 2006).

Kautz et al. (1991) observaram que o aumento da carga de trabalho de 60% para 90% do consumo máximo de oxigênio ($VO_{2Máx}$) resultou em um aumento da amplitude de movimento do tornozelo, estimada pelo ângulo do pedal. Sanderson et al. (2006) avaliaram ciclistas pedalando a 200 W de potência em cinco cadências distintas de pedalada (50, 65, 80, 95 e 110 rpm). Estes observaram alterações na cinemática das articulações do joelho e tornozelo com a mudança da cadência de pedalada. O aumento da cadência resultou em redução da amplitude de movimento de ambas as articulações, que apresentaram maiores

ângulos de flexão plantar e flexão, para o tornozelo e joelho, respectivamente (SANDERSON et al., 2006).

Carpes et al. (2006b) sugerem que as diferenças cinemáticas mais evidentes entre ciclistas de diferentes modalidades (estrada e *mountain bike*) ocorrem na articulação do tornozelo. Da mesma forma, Nordeen-Snyder (1977) e Diefenthaler (2004) demonstram que as mudanças nos ajustes ergonômicos (altura do selim, ângulo do *seat-tube*, tamanho do pé-de-vela) alteram a amplitude de movimento das articulações, principalmente em relação à articulação do tornozelo. Estes resultados apontam a articulação do tornozelo como sendo a mais suscetível a alterações decorrentes de mudanças em variáveis mecânicas (ex. cadência de pedalada, altura do selim, tamanho do pé-de-vela, etc.).

De forma paralela, Sanderson et al. (2006) impuseram diferentes cargas de trabalho às articulações do joelho e tornozelo, por meio das variações na cadência de pedalada com potência constante. Visto que o ciclo ergômetro utilizado no referido estudo compensava a redução da cadência com aumento da resistência imposta ao ciclista, esta também foi importante para as alterações cinemáticas descritas anteriormente. Nesta perspectiva, Black, Sanderson e Hennig (1993), reportam aumento na dorsiflexão do tornozelo e extensão das articulações do joelho e quadril com o aumento da carga de trabalho.

Umberger et al. (2001) avaliaram a cinemática tridimensional (3D) do membro inferior com o objetivo de mensurar o erro na medição dos ângulos articulares no plano sagital (2D). Os autores observaram que o ângulo do quadril apresenta menor erro quando mensurado pelo método 3D comparado ao 2D, assim como a medição do ângulo do tornozelo no plano frontal (ângulo de inversão e eversão) apresenta maior erro no método 2D, comparado ao 3D. Hansen et al. (2004) indicam que para cálculo do trabalho interno a partir de variáveis cinemáticas não existe diferença significativa entre os métodos 2D e 3D. Com isto, a maior parte dos estudos que avaliam a cinemática do ciclismo utiliza o método 2D, visto que esta metodologia possibilita uma grande redução no volume de dados, bem como reduzida complexidade de instrumentação para avaliações envolvendo o movimento da pedalada em um só plano, no caso específico do ciclismo, com o intuito de mensurar os ângulos de flexão e extensão.

A cinemática do ciclismo possibilita também o desenvolvimento de outras análises quando diferentes instrumentos de medição são combinados. Com análises cinemáticas no ciclismo tem sido possível a determinação dos momentos articulares por meio da técnica da

dinâmica inversa (RUBY, HULL e HAWKINS, 1992; SMAK, NEPTUNE e HULL, 1999; HUNT et al., 2003; SANDERSON e BLACK, 2003).

Percebe-se ainda a escassez de estudos na literatura revisada considerando a análise bilateral da cinemática do ciclismo. Smak et al. (1999) utilizaram a análise cinemática para a implementação da técnica da dinâmica inversa, enquanto Hunt et al. (2003) mensuraram a cinemática bilateral em indivíduos com lesão no ligamento cruzado anterior de um dos membros inferiores e indivíduos saudáveis para fins de análise da sobrecarga articular. Em indivíduos saudáveis, a ocorrência de assimetria na cinemática articular no ciclismo ainda permanece indefinida.

As implicações das diferentes variações mecânicas (ex. cadência de pedalada) podem resultar em alterações na cinemática das articulações (CARPES et al., 2006a), as quais resultam em alterações na excursão dos músculos que cruzam estas articulações (SANDERSON et al., 2006). A mudança na cinemática pode ser analisada com o intuito de inferir sobre as possíveis mudanças na excursão dos músculos envolvidos no gesto da pedalada, fato que poderá afetar a capacidade de produção de força, e conseqüentemente, os momentos articulares resultantes. A estimativa da excursão muscular a partir da cinemática tem sido realizada baseada em modelos matemáticos oriundos de medições realizadas em cadáveres (FRIGO e PEDOTTI, 1978; GRIEVE, PHEASANT e CAVANAGH, 1978).

2.1.2 - Aspectos cinéticos do ciclismo

O uso de dinamômetros para a medição de forças no esporte tem sido amplamente difundido nos estudos em biomecânica. A plataforma de força, utilizada na medição das forças na marcha e na corrida e o dinamômetro isocinético, utilizado tanto na área da reabilitação como no treinamento, têm sido os principais recursos tecnológicos para análise das forças durante o movimento humano. Nabinger (1997) reporta que a implementação de dinamômetros em pedal de bicicleta tem sido utilizada na análise da técnica da pedalada em diversos estudos. Alguns trabalhos utilizaram as informações coletadas por meio de pedais instrumentados também para cálculo das forças e momentos articulares no ciclismo (ERICSON, NISELL e EKHOLM, 1984; ERICSON, 1986; HORSCROFT et al., 2003; GREGERSEN e HULL, 2003).

Certamente existe um consenso de que as forças aplicadas nos pedais durante a fase de propulsão (de 0 a 180°, como apresentado na figura 1) são predominantemente direcionadas no sentido vertical para baixo e levemente direcionadas anteriormente.

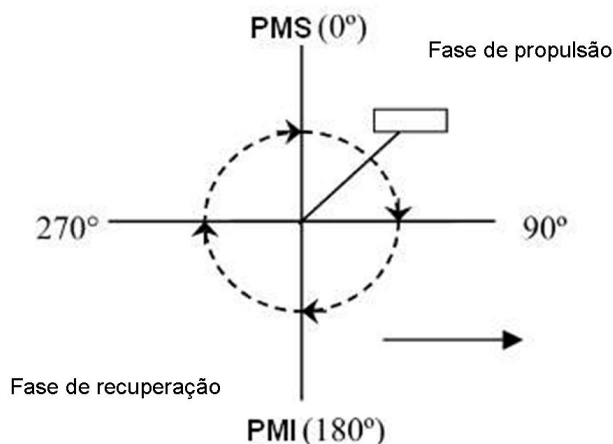


Figura 1. Representação esquemática do ciclo da pedalada dividido em duas fases, propulsão (de 0 a 180°) e recuperação (de 180 a 360°). Adaptado de Baum e Li (2003).

Entretanto durante a fase de recuperação, segundo Sanderson e Cavanagh (1987) e Pons e Vaughan (1989), existe ainda uma discreta orientação para baixo das forças, agindo contra o sentido do movimento, com uma pequena tendência destas serem direcionadas mais posteriormente. Estes dados foram obtidos durante um ciclo completo da pedalada de indivíduos a 100 rpm e 200 W de potência. Resultados similares foram reportados por Ericson e Nisell, (1988) que avaliaram seis indivíduos não-atletas pedalando em três diferentes cargas de trabalho (0, 120 e 240 W), combinadas com quatro cadências (40, 60, 80 e 100 rpm) e três alturas do selim (102, 113 e 120 % da altura do ísquio ao solo) e em duas posições do pé sobre o pedal (anterior e posterior). Os autores reportam que, em média para os oito ensaios, houve uma tendência da força aplicada durante a fase de propulsão ser orientada para baixo e direcionada anteriormente. Na fase de recuperação a magnitude desta força diminuiu, no entanto ainda sendo aplicada verticalmente para baixo e direcionada mais posteriormente.

Boyd, Hull e Wootten (1996), ao avaliarem um atleta pedalando a 250 W e 90 rpm, observaram que, em média para 12 ciclos, a força tangencial foi positiva até aproximadamente 170°, tornando-se negativa a partir deste ponto e voltando a ser positiva próximo dos 270° do pé-de-vela. Gregor (2000) demonstra esquematicamente que de 0 até 150° do pé-de-vela a força tangencial é positiva. Esses valores variam novamente quando se considera o estudo de

Ericson e Nisell, (1988), onde não é encontrado um padrão muito claro entre os ciclistas no direcionamento da força tangencial ao pé-de-vela, sendo que este padrão de aplicação de força é também dependente dos diferentes protocolos utilizados nos referidos estudos.

Diefenthaeler (2004) reporta dados da aplicação de força de ciclistas ao longo do ciclo de pedalada, sendo os dados de um deles representados esquematicamente na figura 2.

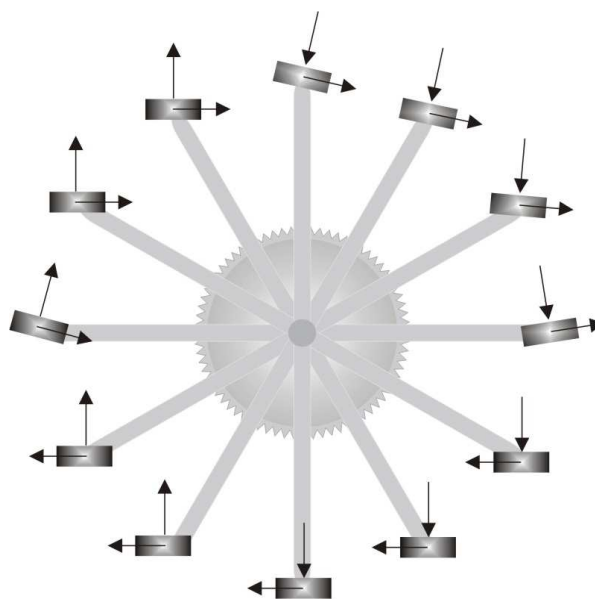


Figura 2. Representação esquemática das componentes normal e tangencial à superfície do pedal durante um ciclo de pedalada. Dados relativos aos resultados de Diefenthaeler (2004), sem a apresentação dos vetores de força em escala.

O padrão de aplicação de força apresentado na figura 2 foi obtido do ciclista A do estudo de Diefenthaeler (2004). Este atleta foi avaliado com carga de trabalho de 360 W e cadência preferida de pedalada de 89 rpm. Observa-se, diferentemente do reportado para os estudos de Ericson e Nisell (1988) e Boyd, Hull e Wootten (1996) que o ciclista do estudo de Diefenthaeler (2004) apresentou padrão de aplicação de força normal na tentativa de puxar o pedal para cima na fase de recuperação da pedalada. Este comportamento já havia sido descrito para alguns ciclistas avaliados por Coyle et al. (1991).

É possível observar também uma carência de investigações relacionadas à análise da influência da dominância de membros sobre a função muscular durante o ciclismo (CAVANAGH et al., 1974; DALY e CAVANAGH, 1976; SIRIN, WELLS e PATLA, 1989; SMAK, NEPTUNE e HULL, 1999). Apesar disto, o conceito teórico de proporcionalidade de trabalho entre os membros tem sido assumido amplamente (GREGOR, 2000). Embora alguns dos estudos citados tenham avaliado a simetria da pedalada, nenhum foi capaz de prover

informações suficientes em relação aos efeitos da simetria sobre o desempenho competitivo, uma vez que somente um estudo apresenta dados de assimetrias durante situação competitiva, ainda que simulada em laboratório (CARPES et al., 2007).

Estudos prévios sobre a simetria na pedalada reportaram que em sujeitos saudáveis há uma diferença na força gerada entre os membros inferiores que varia de 5% até 20% (CAVANAGH et al., 1974; SARGEANT e DAVIES, 1977; HUNT et al., 2004) enquanto que na marcha e na corrida esta diferença na força de reação do solo pode variar de 35% até 45% entre os membros inferiores (HAMILL, BATES e KNUTZEN, 1984; HERZOG et al., 1989).

Embora alguns estudos tenham examinado a mecânica da pedalada de maneira bilateral (CAVANAGH et al., 1974; DALY e CAVANAGH, 1976; SARGEANT e DAVIES, 1977; SIRIN, WELLS e PATLA, 1989; SANDERSON, 1991; SMAK, NEPTUNE e HULL, 1999), a duração do esforço foi geralmente pequena, sendo os achados muitas vezes não aplicáveis para a população de interesse, os ciclistas competitivos. Além disso, somente estudos recentes parecem ter relacionado questões da simetria de força na pedalada durante situações competitivas, ainda que simuladas em laboratório (CARPES et al., 2007; BINI et al. 2007). Estes apresentam resultados contraditórios quanto a simetria de força e a produção de torque no pé-de-vela, o que indica uma necessidade de determinação dos efeitos de uma possível assimetria na produção de força sobre o desempenho no ciclismo.

O único estudo reportado na literatura acerca da análise da simetria dos momentos articulares de ciclistas é apresentado por Smak, Neptune e Hull, (1999), no qual os autores indicam diferenças bilaterais para as articulações do quadril e joelho. Estes autores, no entanto não estabelecem nenhuma relação entre as assimetrias nos torques articulares e as assimetrias na potência produzida em ambos os pedais, o que mantém as lacunas acerca da ocorrência de assimetrias nos torques articulares no ciclismo.

2.1.3 - Dinâmica Inversa no ciclismo

A dinâmica inversa consiste em uma técnica que modela o corpo humano em segmentos rígidos com centro de massa fixo, articulação do tipo “dobradiça”, nas quais o eixo articular é fixo e o atrito ou mesmo o deslizamento articular são desconsiderados (HAY, 1974; WINTER, 1979; NIGG, 2007). Assumindo-se estes pressupostos, considera-se que o movimento dos segmentos ocorre respeitando as leis da mecânica postuladas por Newton.

Com isso, a resolução dos diagramas de forças que atuam no segmento a ser analisado é feita a partir da segunda lei de Newton, pela equação do equilíbrio de forças ($\sum F = m \cdot a$) e pela equação do equilíbrio dos momentos de Euler ($\sum M = I \cdot \alpha$). Estas, aplicadas aos segmentos em movimento no espaço, fornecem uma tentativa de resolver um problema dinâmico por meio de uma análise estática do movimento - Princípio de D'Alembert - (HAY, 1974).

O princípio básico da dinâmica inversa consiste que sejam consideradas todas as forças que atuam em um determinado segmento, e que este, se estiver em contato com outro apresentará uma força de reação sobre o segmento adjacente (NIGG, 2007). Para a resolução da dinâmica inversa, é necessário primeiramente definir, por meio de um diagrama de corpo livre do segmento a ser analisado, todas as forças que nele atuam. Estas serão importantes na resolução das equações para o cálculo das forças e momentos deste segmento (WINTER, 1979). Na figura 3 é apresentado o exemplo do diagrama de corpo livre de um segmento arbitrário.

Nagano, Gerritsen e Fukashiro, (2000) apontam como principais problemas na utilização do método da dinâmica inversa os erros advindos da medição das variáveis cinemáticas pelo método da cinemetria (filmagem). A movimentação do ponto reflexivo sobre a pele, assim como incertezas na digitalização são destacados. Winter (1979) destaca ainda a dificuldade na medida do eixo de rotação das articulações, indicando que este aspecto, assim como a modelação dos segmentos como corpos rígidos com centro de massa fixo e articulação com os segmentos adjacentes permitindo apenas rotação limitam este método.

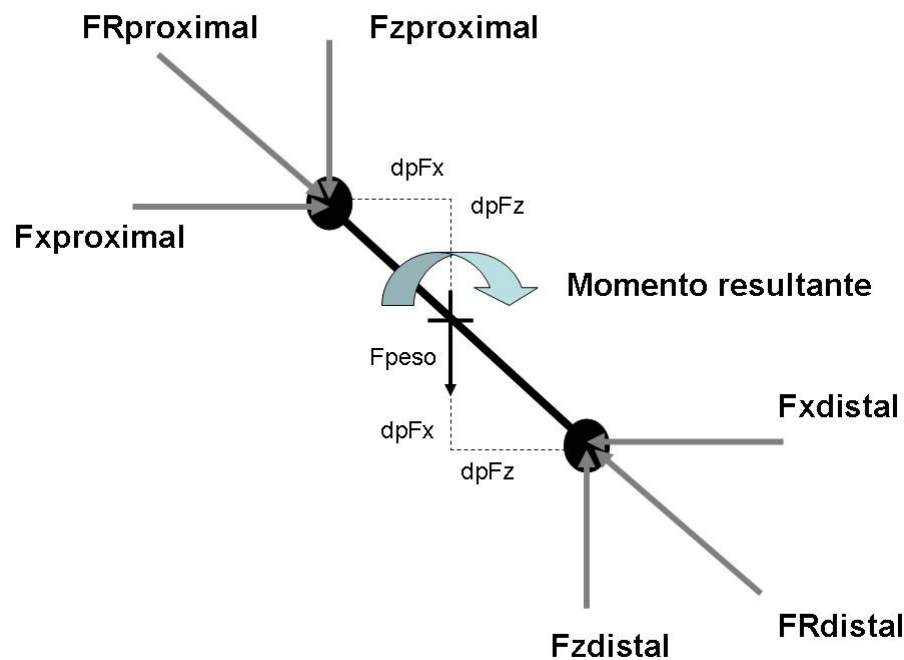


Figura 3. Representação esquemática do diagrama de corpo livre de um segmento arbitrário com a indicação das forças atuantes sobre o mesmo, assim como das distâncias perpendiculares das linhas de atuações destas forças em relação ao centro de massa deste segmento. Vetores representativos dos torques gerados sobre o centro de massa são indicados, sem a apresentação dos vetores de força ou torque em escala. As variáveis representadas como dp_{Fx} e dp_{Fz} indicam as distâncias perpendiculares das forças distais e proximais nos eixos X e Z, respectivamente. Adaptado de Nigg (2007).

O método da dinâmica inversa vem sendo amplamente utilizado com fins de estimar as forças e os momentos resultantes nas articulações (LOSS et al., 2002). Mesmo ao analisar um gesto envolvendo apenas uma articulação, a abordagem advinda da dinâmica inversa permite a interpretação de um momento líquido, ou resultante, que consiste no balanço da ação agonista e da ação antagonista (GONÇALVES e PINHEIRO, 2005; LOSS et al., 2006; ERDEMIR et al., 2007). No entanto, a análise dos momentos resultantes tem sido feita sob a ótica do “esforço muscular”, visto que este momento resultante seria pouco afetado pelos componentes articulares (ligamentos e cápsula articular) durante o movimento (KAUTZ e HULL, 1996).

No ciclismo, a análise das forças e momentos articulares tem utilizado principalmente o método da dinâmica inversa (REDFIELD e HULL, 1986a; REDFIELD e HULL, 1986b; RUBY, HULL e HAWKINS, 1992; CALDWELL et al., 1999; BRESSEL, 2001; SANDERSON e BLACK, 2003; SOARES et al., 2004). Estes são aplicados com diferentes fins, desde a determinação de efeitos de diferentes regulagens da bicicleta (GONZALEZ e

HULL 1989) até a avaliação de diferentes cadências de pedalada (NEPTUNE e HERZOG, 1999; MARSH, MARTIN e SANDERSON, 2000).

Das diferentes aplicações da dinâmica inversa no ciclismo, a mais encontrada diz respeito a tentativa de estimar, de forma indireta, o esforço muscular. Alguns estudos que envolveram aspectos biomecânicos da cadência de pedalada e a identificação da “cadência ótima” buscaram avaliar como as diferentes cadências alteram os momentos articulares resultantes (REDFIELD e HULL, 1986a; NEPTUNE e HERZOG, 1999; MARSH, MARTIN e SANDERSON, 2000). Esta medida indireta do esforço muscular parte do princípio que o somatório absoluto dos momentos articulares, nas três articulações do membro inferior, representa toda a sobrecarga articular (MARSH, MARTIN e SANDERSON, 2000). Assumindo-se ainda que a quase totalidade desta sobrecarga provenha da força gerada pelos músculos e que esta seria equivalente nas fases concêntrica e excêntrica da contração muscular (KAUTZ e HULL, 1996). Com isto, o somatório absoluto dos momentos articulares (SMA) é proposto como uma variável indicadora da sobrecarga muscular.

Marsh, Martin e Sanderson (2000) observaram que os momentos articulares são sensíveis as mudanças na carga e cadência de pedalada. Estes autores avaliaram o SMA, que consiste no somatório dos valores retificados (ou absolutos) médios de momento das três articulações do membro inferior (quadril, joelho e tornozelo). Os resultados do estudo de Marsh, Martin e Sanderson (2000) indicam que o SMA é menor na cadência preferida de pedalada, e aumenta na medida em que a carga de trabalho aumenta e a cadência é reduzida, ou mesmo quando é aumentada a cadência e a carga de trabalho diminui. A manipulação de forma inversa da carga e da cadência foi realizada com o objetivo de manter a potência produzida. Os autores sugerem que a minimização dos momentos articulares para uma mesma carga de trabalho proveria uma redução do esforço muscular. Kautz et al. (2000), no entanto, sugerem que os efeitos da cadência sobre os momentos musculares não são unicamente dependentes da fadiga ou da sobrecarga muscular, mas também de fatores ligados à coordenação do movimento.

Nesta perspectiva, Mornieux et al. (2007), utilizam o SMA com fins de mensuração dos efeitos da mudança na carga de trabalho, cadência de pedalada e hipóxia (redução na pressão de oxigênio no ar inspirado) sobre o padrão coordenativo no ciclismo. A avaliação do padrão coordenativo foi feita por meio da análise da contribuição de cada articulação para o SMA, como já mensurado previamente por Marsh, Martin e Sanderson (2000). Mornieux et al.

(2007) observaram aumento na contribuição da articulação do quadril e redução na contribuição da articulação do joelho para o SMA com o aumento da carga de trabalho. O comportamento inverso foi observado quando a cadência de pedalada foi aumentada.

Da mesma forma, Redfield e Hull (1986a) e Caldwell et al. (1999), indicam que o aumento da carga de trabalho possui repercussão direta sobre os momentos articulares resultantes. Estes resultados permitiram a estimativa de que possíveis aumentos na força aplicada no pedal devido ao aumento da carga de trabalho levariam a um maior esforço muscular.

Do ponto de vista das implicações da fadiga sobre os momentos articulares no ciclismo, apenas o estudo de Sanderson e Black (2003) se propôs a analisar estas variáveis. Os autores avaliaram 12 ciclistas pedalando em carga relativa a 80% do $VO_{2Máx}$ em um teste no qual os ciclistas pedalarão até a exaustão voluntária. Foram identificadas mudanças nos valores de pico dos momentos nas articulações do tornozelo (maior momento flexor plantar), joelho (maior momento flexor) e quadril (maior momento extensor), resultados estes associados ao processo de instalação da fadiga.

Outra variável utilizada para a quantificação do esforço muscular é o trabalho realizado pelos elementos que envolvem a articulação (ex. músculos e elementos passivos), sendo este calculado a partir da integral da potência gerada sobre a articulação (WINTER, 1979; NAGANO, GERRITSEN e FUKASHIRO, 2000). Esta variável permite estimar a transferência de energia entre os segmentos analisados devido à contração muscular, visto que é determinada pela variação das energias cinética e potencial do segmento (KAUTZ e NEPTUNE, 2002).

Para o cálculo do trabalho articular também se assume que as fases concêntrica e excêntrica transferem a mesma quantidade de energia entre os segmentos (WINTER, 1979). Em relação ao cálculo do trabalho articular no ciclismo, é necessário assumir este aspecto, visto que se torna inviável determinar com precisão a ocorrência destas duas fases em movimentos realizados em cadeia cinética fechada. A justificativa para esta limitação se baseia na contribuição dos músculos bi-articulares de forma diferenciada na transferência de energia entre os segmentos (VAN INGEN SCHENAU, PRATT e MACPHERSON, 1994; HOF, 2001).

Kautz e Neptune (2002) destacam ainda que a transferência de energia por parte dos músculos mono-articulares ocorre de forma não-convencional no ciclismo. Os autores

exemplificam este fenômeno devido à contribuição dos músculos *Soleus* e *Gastrocnemius*, que, agindo de forma concêntrica, transferem ao pé-de-vela a energia mecânica produzida pelos músculos mono-articulares extensores do quadril e do joelho. Estes aspectos limitam a análise de um possível trabalho positivo, realizado na fase concêntrica e de um trabalho negativo, realizado na fase excêntrica do movimento (WINTER, 1979), visto que mesmo realizando um trabalho positivo, alguns músculos possuem funções distintas.

Sanderson et al. (2006) observaram que os músculos *Soleus* e *Gastrocnemius* atuam de forma oposta na fase de recuperação da pedalada (excentricamente e concentricamente, respectivamente), sendo com isto, impossível determinar a contribuição de cada músculo para o trabalho gerado na articulação do tornozelo, de forma indireta. Nesta perspectiva, Prilutsky, Herzog e Leonard (1996) mensuraram a transferência de energia mecânica dos músculos *Gastrocnemius* e *Plantaris* na marcha de gatos por meio da medição da força na extremidade distal do tendão destes músculos. Os resultados indicam que esta transferência de energia mecânica por meio dos músculos bi-articulares é uma estratégia utilizada para reduzir o custo energético e aproveitar a força produzida pelos músculos proximais no movimento das articulações distais.

Neptune e van den Bogert (1998) reportam que a tentativa de utilização de métodos de intercompensação, usado para estimar a transferência de energia mecânica de forma indireta por parte dos músculos bi-articulares, induz a erros nas medidas do trabalho mecânico articular. Com isto, os métodos convencionais de estimativa do trabalho mecânico articular, que subtraem o trabalho negativo do trabalho positivo, parecem ser a melhor forma de estimar a capacidade dos músculos bi-articulares de transferir a força gerada pelos mono-articulares (KAUTZ, HULL e NEPTUNE, 1994; NEPTUNE e VAN DEN BOGERT, 1998).

A medição das componentes da força articular tem sido feita em atividades como a marcha (REILLY e MARTENS, 1972), extensão dos joelhos (LOSS et al., 2006; BINI et al., 2008b), e durante a pedalada em ciclo ergômetro (NEPTUNE e KAUTZ, 2000; BRESSEL, 2001). Esta tem se aplicado a determinação das componentes de compressão e cisalhamento da articulação do joelho, prioritariamente (NEPTUNE e KAUTZ, 2000; BRESSEL, 2001). Broker e Gregor (1994) utilizaram a medição das componentes da força nas articulações do quadril, joelho e tornozelo para estimar a transferência de energia mecânica durante a pedalada. No entanto, como apresentado anteriormente, apenas os modelos mecânicos desenvolvidos em simulações computacionais, que incluem as propriedades intrínsecas do

sistema músculo-esquelético (ex. relações força-comprimento e força-velocidade) são capazes de estimar a energia mecânica despendida durante a pedalada (NEPTUNE e VAN DEN BOGERT, 1998). A limitação dos métodos que utilizam os princípios convencionais da dinâmica inversa, sem a inclusão de propriedades musculares, reside na uniformização do comportamento da força nas fases concêntrica e excêntrica.

A análise bilateral dos momentos articulares foi realizada em alguns estudos envolvendo o ciclismo. Smak, Neptune e Hull (1999) analisaram os momentos articulares do quadril, joelho e tornozelo de forma qualitativa em ciclistas pedalando com carga de 250 W nas cadências de 60, 75, 90, 105 e 120 rpm. No entanto, nenhuma análise estatística dos momentos articulares foi feita, apenas sendo sugerido, por parte dos autores, que o pico do momento flexor do joelho e o momento extensor do quadril seriam maiores para o membro inferior dominante.

Hunt et al. (2003) avaliaram indivíduos com e sem lesão no ligamento cruzado anterior com o objetivo de verificar diferenças dos membros inferiores quanto à cinética. Os autores avaliaram o pico dos momentos do quadril, joelho e tornozelo, observando redução do pico dos momentos extensores do quadril e do tornozelo para os indivíduos com o membro afetado pela lesão do ligamento cruzado anterior. Nenhuma diferença foi observada para os momentos articulares, entre os membros dos indivíduos saudáveis.

Percebe-se a ausência de estudos mensurando variáveis da cinética articular (trabalho, potência e/ou somatório absoluto dos momentos articulares) em protocolos no qual ocorre a instalação da fadiga no ciclismo, com o objetivo de quantificar a sobrecarga articular em condições de fadiga. Não foram encontrados estudos que verifiquem o padrão das forças articulares e como estas são influenciadas pelo processo de instalação da fadiga.

2.1.4 – Padrão coordenativo no ciclismo

O estudo do padrão coordenativo, assim como das estratégias de movimento relacionadas com o gesto motor da pedalada, possui origem na compreensão do padrão de ativação dos principais músculos relacionados com o movimento (HOUTZ e FISHER, 1959). Este avançou para a análise combinada da cinemática e dos momentos articulares associados com o movimento (SANDERSON e BLACK, 2003). No entanto, ainda percebe-se uma escassez de estudos que realizem de forma combinada a análise da ativação muscular e dos

momentos articulares no ciclismo. Kautz, Neptune e Zajac (2000) discutiram a aplicação de modelos biomecânicos capazes de estimar a força produzida pelos principais músculos envolvidos no gesto motor da pedalada. No entanto, estes autores não apresentam evidências de como o padrão coordenativo, ou seja, como o sistema nervoso central controla a produção de força muscular em situações diferenciadas (ex. fadiga).

Fregly e Zajac (1996) realizaram uma análise da produção, absorção e transferência de energia mecânica por parte dos segmentos do membro inferior utilizando um modelo de simulação. Estes reportaram que as articulações do quadril e do joelho possuem função de produção de energia mecânica, enquanto que a articulação do tornozelo parece ser responsável pela transferência desta energia dos segmentos para o pé-de-vela.

Como reportado anteriormente, Mornieux et al. (2007) e Hoshikawa et al. (2007) apresentaram uma forma menos robusta, mas mais simples, de entendimento da contribuição de cada articulação para o trabalho total gerado. Esta proposta de análise da contribuição de cada articulação para o somatório absoluto dos momentos articulares (SMA), no entanto, se apresentou insuficiente na determinação de como o ciclista controla a cinemática e as forças em cada articulação. Mornieux et al. (2007) relatam ainda que o processo de instalação da fadiga parece não afetar a contribuição de cada articulação para o SMA. Entretanto, estes autores não apresentam evidências que relacionem as alterações observadas com as variáveis cinemáticas (AMOROSO, SANDERSON e HENNIG, 1993; SANDERSON e BLACK, 2003) buscando compreender a manutenção dos momentos articulares com o processo de instalação da fadiga.

2.2 - Aspectos fisiológicos da fadiga

A definição do termo fadiga muscular parte do princípio de que ocorre uma falha em qualquer uma das etapas do mecanismo excitação-contração do tecido músculo-esquelético (MACINTOSH e RASSIER, 2002). Do ponto de vista aplicado ao esporte, a fadiga pode ser definida como a incapacidade de manutenção da força ou potência produzida (FARIA, PARKER e FARIA, 2005; RATTEY et al., 2006).

Atualmente dois tipos de fadiga têm sido evidenciados na prática de esportes de resistência, a fadiga de origem central e a de origem periférica (VØLLESTAD, 1997; MACINTOSH e RASSIER 2002). A primeira está relacionada com uma redução na ativação

muscular (frequência de disparo e número de unidades motoras ativadas) para a mesma carga de trabalho. A fadiga periférica, no entanto, é observada pela redução da produção de força com aumento concomitante da ativação muscular. Dentre os principais aspectos relacionados com a redução na capacidade de produção de força muscular durante a fadiga, Giannesini, Cozzone e Bendahan (2003), Lambert, St Clair Gibson e Noakes (2005) e Kumar (2006) destacam (1) a depleção de ATP, (2) a redução na concentração de cálcio no retículo sarcoplasmático, (3) o acúmulo de fosfato inorgânico livre do meio intracelular, (4) falha da bomba de cálcio, assim como (5) o aumento na concentração de íons hidrogênio na fenda sináptica. Este último, sendo relacionado com a redução na velocidade de condução do potencial de ação pela membrana plasmática (VØLLESTAD, 1997). No caso do ciclismo, a redução na potência produzida é a medida mais utilizada atualmente como representativa do processo de instalação da fadiga (ABISS e LAURSEN, 2005).

Diferentes são os métodos de identificação destes mecanismos de instalação da fadiga muscular, sendo valorizada a utilização de procedimentos não invasivos nos estudos que envolvem seres humanos submetidos ao exercício. Dentre estes, a avaliação da ativação muscular por meio da eletromiografia de superfície (EMG) tem sido realizada (HERZOG et al., 1994; POTVIN e BENT, 1997; CANDOTTI et al., 2004; BECK et al., 2005; KUMAR, 2006). Seja em condições submáximas de contração muscular isométrica ou dinâmica, a instalação da fadiga parece implicar na redução do espectro predominante da frequência do sinal de EMG e no concomitante aumento da amplitude deste sinal no domínio do tempo (POTVIN e BENT, 1997). Este mecanismo é explicado como uma compensação, visto que a redução do espectro predominante da frequência do sinal estaria associada à diminuição da velocidade de condução do potencial de ação através da membrana celular, por fadiga das unidades motoras de maior tamanho. O concomitante aumento da amplitude do sinal seria um indicativo da ativação de outras unidades motoras na tentativa de manutenção da produção de força (HERZOG et al., 1994; CANDOTTI et al., 2004).

GIANNESINI, COZZONE e BENDAHAN (2003) indicam que o acúmulo de fosfato no meio intracelular proveniente da quebra da fosfocreatina inibe a liberação de cálcio do retículo sarcoplasmático, reduzindo o acoplamento deste com a troponina.

KUMAR (2006) apresenta o sistema *Near Infrared Spectroscope*, que se propõe a estimar a saturação da mioglobina celular, indicativo da concentração de oxigênio celular. De forma complementar, este sistema é capaz de estimar de forma conjunta o volume de sangue

local. Estas variáveis têm sido descritas como passíveis de alteração devido ao processo de instalação da fadiga muscular.

Diferentes modelos têm sido propostos para a explicação da fadiga em exercícios prolongados como o ciclismo (ABISS e LAURSEN, 2005). Estes autores apontam uma série de implicações da fadiga, indicando os efeitos desta nos seguintes modelos: (1) cardiovascular: redução da oferta de oxigênio; (2) re-síntese de energia: falha na re-síntese de ATP; (3) trauma muscular: acúmulo de escórias metabólicas devido a micro-lesão no tecido muscular, implicando na redução na capacidade contrátil; (4) termorregulação: inibição da ativação muscular por mecanismo de controle devido ao aumento da temperatura central; (5) motivacional: inibição da capacidade contrátil por aumento na percepção subjetiva de esforço; (6) controle central: possível redução no volume de sangue cerebral levando à inibição da ativação muscular; (7) complexo de fadiga: controle subconsciente da ativação muscular com fins de proteção do organismo.

Visto a complexidade do processo de instalação da fadiga muscular, dois modelos destacados por ABISS e LAURSEN (2005) serão utilizados para embasar a revisão da literatura do presente estudo, o modelo biomecânico e o modelo neuromuscular. Esta escolha foi feita visto que a análise do modelo biomecânico elucidará aspectos relacionados à mensuração de variáveis mecânicas do ciclismo em situações de fadiga, resultantes dos processos fisiológicos decorrentes da instalação da fadiga. O modelo neuromuscular apresentará aspectos intrínsecos relacionados com os mecanismos de instalação da fadiga. Estes mecanismos serão importantes visto que a compreensão dos fenômenos fisiológicos da fadiga muscular auxiliará na discussão dos resultados obtidos das variáveis cinéticas e cinemáticas. A discussão destes será feita ao longo dos itens relacionados com os modelos de investigação da fadiga no ciclismo.

2.3 – Modelos experimentais para investigação da fadiga no ciclismo

A maior parte dos estudos envolvendo a avaliação da fadiga muscular combina medição de força e medição da ativação elétrica dos músculos, feita por meio da técnica da EMG. No entanto, questiona-se a utilização da EMG com fins de determinar os efeitos da fadiga sobre a velocidade de condução do potencial de ação das unidades motoras durante contrações dinâmicas, como no caso do ciclismo (FARINA et al., 2007). A velocidade de condução do

potencial de ação parece ser reduzida com a instalação da fadiga, por fadiga das unidades motoras de maior tamanho. De forma paralela, é possível avaliar a ativação muscular com fins de determinar a magnitude desta e de que forma a fadiga afeta esta variável. Tem se observado que em atividades submáximas, parece ocorrer um aumento compensatório na magnitude da ativação muscular devido ao recrutamento adicional de unidades motoras, com o objetivo de manutenção da força produzida (ABISS e LAURSEN, 2005). Por isto, a análise da ativação muscular torna-se válida durante o gesto da pedalada quando mensurada juntamente com a força ou potência produzida e com a medição da cadência de pedalada.

Diferentes protocolos foram utilizados com o objetivo de avaliar os efeitos da fadiga sobre a cadência de pedalada (LEPERS et al., 2000; LEPERS et al., 2002), consumo de oxigênio (VO_2) (LAJOIE, LAURENCELLE e TRUDEAU, 2000), assim como na ativação dos músculos (LEPERS et al., 2000; LEPERS et al., 2002).

Três principais modelos de estudo no ciclismo são utilizados em relação à carga de trabalho. No primeiro deles, a carga de trabalho é mantida constante durante o teste (LAJOIE, LAURENCELLE e TRUDEAU, 2000; PASSFIELD e DOUST, 2000; PRINGLE e JONES, 2002). O segundo modelo (contra-relógio) se propõe a avaliar as implicações fisiológicas quando o ciclista possui a liberdade de determinar a carga de trabalho, sendo este modelo amplamente difundido no estudo da fadiga muscular por se aproximar da realidade competitiva do atleta (HUE et al., 1998; SCHABORT et al., 1998; BENTLEY et al., 2001; ALBERTUS et al., 2005; CARPES et al., 2005). Já o terceiro modelo consiste na avaliação das variáveis de interesse quando a carga de trabalho é incrementada de forma progressiva ao longo do teste (BLACK, SANDERSON e HENNIG, 1993; AMANN, SUBUHI e FOSTER, 2004; HUG et al., 2004b; ZAMEZIATTI et al., 2006; BINI et al., 2007).

Previamente, foi observado que existe alteração das variáveis fisiológicas (VO_2 , FC, RPE, VE, etc) no ciclismo após uma hora de exercício (LIEDL, SWAIN e BRANCH, 1999; LAJOIE, LAURENCELLE e TRUDEAU, 2000; CARPES et al., 2005), independente do modelo de escolha de carga utilizado. Estas implicações serão apresentadas de forma específica para cada protocolo, de forma combinada com os demais eventos que ocorrem durante o processo de instalação da fadiga.

2.3.1 – Protocolo de carga incremental

O modelo de estudo no qual a carga de trabalho é incrementada de forma gradual têm sido amplamente difundido na avaliação da função cardiorespiratória (LUCÍA et al., 2002a; LUCÍA et al., 2002c; DIEFENTHAELER et al., 2007b). Lucía et al. (2002c) descrevem a cinética do VO_2 em protocolo no qual a carga de trabalho foi aumentada em 25 W a cada minuto. Estes autores apontam que há um aumento linear do VO_2 até o final da zona aeróbia em relação ao aumento da carga de trabalho, a partir deste estágio é possível perceber um aumento da carga de trabalho sem aumento concomitante do VO_2 . Segundo Lucía et al. (2002c) ciclistas profissionais possuem menor aumento do VO_2 em relação ao aumento da carga de trabalho, comparados aos atletas amadores, indicando adaptação destes a produção de elevados valores de potência em maiores intensidades de exercício. Rowlands e Downey (2000) indicam que a produção de potência e a relação desta com o VO_2 são dependentes da técnica de pedalada.

O aumento do VO_2 observado com o incremento progressivo da carga de trabalho tem sido justificado, do ponto de vista neuromuscular, como resultante do recrutamento adicional de unidades motoras (LUCÍA et al., 2002b; PRINGLE e JONES, 2002; HUG et al., 2003a; HUG et al., 2003b). As repercussões deste recrutamento adicional de unidades motoras sob o ponto de vista da coordenação do movimento poderiam ser analisadas por meio do padrão de ativação. Hug et al. (2004a) e Laplaud, Hug e Grélot, (2006) reportam resultados referentes a ativação muscular durante um protocolo de carga incremental no ciclismo, indicando que ocorre aumento da ativação para os músculos *vastus lateralis*, *rectus femoris*, *vastus medialis*, *semimembranosus*, *biceps femoris*, *gastrocnemius lateral*, *gastrocnemius medianus* e *tibialis anterior*, quando a carga de trabalho ultrapassa 80% da potência máxima. Este resultado se aplica também a músculos não relacionados diretamente com a produção de força propulsiva (ex. *Tibialis Anterior*). Não foram encontrados estudos relacionando as alterações fisiológicas nos estágios finais de um protocolo de carga incremental de ciclismo (ex. recrutamento adicional de unidades motoras) com aspectos relacionados ao gesto motor da pedalada (ex. co-ativação, relação EMG/potência produzida).

Paralelo às mensurações das variáveis fisiológicas, alguns aspectos mecânicos referentes ao aumento progressivo da carga de trabalho têm sido investigados, dentre eles a relação da carga de trabalho com a economia/eficiência de movimento (ZAMEZIATI et al.,

2006). Black, Sanderson e Hennig, (1993) e Zameziati et al. (2006) indicam que ocorre melhora da técnica de pedalada com o aumento da carga de trabalho e assim um conseqüente aumento na eficiência muscular. Black, Sanderson e Hennig, (1993) mensuraram as forças aplicadas no pedal durante um teste incremental, indicando melhora no aproveitamento desta força. Estes sugerem a avaliação dos momentos resultantes nas articulações do membro inferior com o objetivo de compreensão do padrão coordenativo com o aumento progressivo da carga de trabalho.

Koerff et al. (2007) indicam que variações na técnica de pedalada também estão associadas com a mudança na eficiência, sendo que a técnica de pedalada mais apurada parece reduzir a eficiência, o que se contrapõe ao proposto por Zameziati et al. (2006). Rossato et al. (*in press*) indicam que a técnica de pedalada é otimizada com o aumento da carga de trabalho de 60 para 80% da potência máxima individual. Este resultado também havia sido descrito por Kautz et al. (1991).

Visto que ocorrem mudanças na aplicação da força nos pedais com o aumento da carga de trabalho, Mornieux et al. (2007) observaram que ciclistas avaliados durante a produção de 150, 250 e 350 W de potência, mensuradas de forma randomizada, aumentaram a contribuição da articulação do quadril em 4% e reduziram a contribuição da articulação do joelho em 4% para o somatório absoluto dos momentos articulares com o aumento da carga de trabalho. Segundo os autores, estes resultados indicam que a mudança na carga de trabalho parece alterar o padrão coordenativo do movimento dos segmentos no ciclismo.

Apenas Mornieux et al. (2007) avaliaram o padrão coordenativo com a mudança na carga de trabalho, indicando que a articulação do tornozelo parece não ser sensível ao aumento da carga de trabalho. Estes autores propõem que a articulação do tornozelo possua função de transferência de energia mecânica, sendo esta função robusta o suficiente para permanecer estável com a alteração da carga de trabalho ou mesmo da cadência de pedalada.

Sanderson et al. (2006) estimaram as alterações decorrentes das mudanças na cadência de pedalada sobre o comprimento dos músculos *Soleus* e *Gastrocnemius* e da cinemática do tornozelo de ciclistas. Visto que os autores fixaram a potência em 200 W e alteraram a cadência de pedalada, ocorreu uma diminuição compensatória da resistência oferecida pelo ciclo ergômetro com o aumento da cadência de pedalada. Os resultados apontam redução na amplitude de movimento do tornozelo e mudança no ângulo médio do mesmo para maiores graus de flexão plantar com a redução da resistência oferecida pela bicicleta (aumento da

cadência). Percebe-se com isto que ocorrem alterações na cinemática do tornozelo (SANDERSON et al., 2006) sem mudanças aparentes na contribuição desta articulação para o somatório dos momentos articulares resultantes (MORNIEUX et al., 2007) com o aumento da resistência oferecida pelo ciclo ergômetro. Nenhum estudo foi encontrado com o objetivo de estimar a força articular no tornozelo e a resposta desta ao aumento da carga de trabalho, assim como a relação da força articular com a cinemática articular e o momento resultante.

Como reportado anteriormente, a maioria dos estudos relacionados à biomecânica do ciclismo são conduzidos assumindo simetria bilateral para os aspectos cinéticos e cinemáticos. Estudos recentemente publicados objetivaram investigar a ocorrência ou não de simetria na cinemática (CARPES et al., 2006a) e na cinética (BINI et al., 2007) do ciclismo durante o incremento progressivo da carga de trabalho. CARPES et al. (2006a) avaliaram seis ciclistas realizando teste de carga incremental em ciclo ergômetro com fins de comparar o deslocamento médio-lateral dos joelhos. Os autores observaram relação direta entre o deslocamento médio-lateral dos joelhos e a intensidade do exercício. Do ponto de vista do torque aplicado no pé-de-vela, BINI et al. (2007) observaram simetria bilateral em onze ciclistas em todas as intensidades analisadas do teste incremental. Estes resultados apontam a necessidade de maiores investigações acerca da relação entre a simetria bilateral para a cinética e cinemática no ciclismo, principalmente considerando o efeito da carga de trabalho sobre estas variáveis.

2.3.2 – Protocolo de carga constante

Este modelo de estudo consiste na fixação da carga de trabalho (ex. potência produzida) e manutenção do teste enquanto o avaliado for capaz de manter a carga de trabalho (HUG et al., 2004b; DIEFENTHAELER et al., 2007a). A escolha da carga de trabalho normalmente está associada com percentuais da potência máxima produzida durante teste incremental.

LEPERS et al. (2000) analisaram simultaneamente as variáveis fisiológicas (VO_2 , ventilação, FC, RER e concentração sanguínea de lactato) e respostas neuromusculares (EMG) durante uma hora de ciclismo e após o término do teste. Fixou-se a carga de trabalho em 65% da máxima potência produzida, permitindo-se a variação da cadência. Os autores observaram aumento do VO_2 , da ventilação, FC, lactato e redução do RER, assim como redução da ativação muscular em teste isocinético após uma hora de ciclismo, o que sugere

influência do processo de instalação da fadiga nos mecanismos neuromusculares responsáveis pela produção de força.

Lajoie, Laurencelle e Trudeau (2000) verificaram as respostas fisiológicas (VO_2 , FC, percepção subjetiva de esforço e RER) de ciclistas treinados, pedalando na potência relativa ao *maximal lactate steady state* (MLSS, máxima concentração estável de lactato) durante uma hora. Foi observado aumento significativo do RER a partir do 30º minuto; do VO_2 e da ventilação (VE) a partir do 50º minuto, da FC e da percepção subjetiva de esforço (RPE) a partir do 40º minuto. Os autores relatam estas respostas como referentes ao componente lento do VO_2 ou “*drift* cardiovascular”. A desidratação, assim como a redução do volume cardíaco de ejeção, por redirecionamento do sangue para a pele, é apontada como possíveis aspectos do aumento das variáveis fisiológicas no ciclismo prolongado.

O *drift* do VO_2 , também chamado de componente lento do VO_2 representa o aumento do VO_2 para uma mesma carga de trabalho durante o exercício de longa duração (LUCÍA et al., 2000; KRUNSTRUP et al., 2004). Este tem sido associado à fadiga dos músculos respiratórios e posturais, ao aumento do trabalho cardíaco, a gliconeogênese do lactato, ao aumento da temperatura corporal e ao recrutamento aumentado das fibras musculares tipo II (PRINGLE e JONES, 2002). Como reportando anteriormente, as alterações fisiológicas resultantes do processo de instalação da fadiga são resultado de fenômenos como o recrutamento adicional de unidades motoras (LUCÍA et al., 2002b; PRINGLE e JONES, 2002; HUG et al., 2003a; HUG et al., 2003b), fator este que pode afetar os aspectos coordenativos do movimento.

Ainda considerado eventos de longa duração, MILLET et al. (2003) observaram redução da força muscular dos extensores do joelho após 140 km de ciclismo sem que houvesse mudança na ativação elétrica muscular artificialmente estimulada. Os autores sugerem que o mecanismo de fadiga causador da redução da força muscular não possui influência do sistema nervoso central, mas sim de aspectos periféricos relacionados ao tecido muscular, visto que houve redução da força produzida sem alteração na capacidade de ativação dos músculos avaliados.

Do ponto de vista da cinética e cinemática no modelo experimental de carga constante, poucos estudos são encontrados (AMOROSO, SANDERSON e HENNIG, 1993; SANDERSON e BLACK, 2003; DIEFENTHAELER et al., 2007a).

Amoroso, Sanderson e Hennig (1993) avaliaram ciclistas pedalando a 300W com 80 rpm de cadência até a exaustão voluntária. Estes observaram que ocorrem mudanças nos ângulos do quadril (maior ângulo de extensão) e do tornozelo (maior dorsiflexão). Os autores reportam ainda que não houveram diferenças na força resultante, na força efetiva e no índice de efetividade ao final do teste, comparado ao início. Entretanto, os picos de força normal e tangencial foram maiores no final do teste.

Sanderson e Black (2003) observaram aumento do pico da força efetiva ao final de um protocolo de ciclismo em carga constante até a exaustão (80% do $VO_{2Máx}$), assim como a redução do pico negativo da força efetiva na fase de recuperação da pedalada. Os ângulos de extensão do quadril e do joelho também foram alterados para maiores ângulos de extensão. Estes resultados nos permitem observar que ocorrem mudanças nas variáveis cinéticas e cinemáticas em um protocolo de ciclismo com carga constante até a exaustão voluntária.

Diefenthaler et al. (2007a) avaliaram oito ciclistas durante um protocolo de ciclismo com carga relativa a 100% da $PO_{Máx}$ até a exaustão. Estes observaram que o índice de efetividade não apresentou alterações significativas, indicando manutenção do padrão técnico da força aplicada no pedal com o processo de instalação da fadiga, possivelmente como uma estratégia para manutenção da carga de trabalho durante exercício de intensidade elevada.

O único estudo presente na literatura que mensurou o comportamento dos momentos articulares resultantes durante o protocolo de ciclismo com carga constante até a exaustão (SANDERSON e BLACK, 2003) indicou mudanças nos valores de pico dos momentos articulares no tornozelo (maior momento flexor plantar), joelho (maior momento flexor), e quadril (maior momento extensor). A única associação feita até o momento entre o padrão coordenativo por meio da análise dos momentos articulares é descrita por Mornieux et al. (2007) que ao re-analisar os resultados de Sanderson e Black (2003) observaram manutenção no padrão coordenativo durante o protocolo de fadiga. No entanto, nenhuma análise foi feita em relação ao comportamento das forças articulares, com o objetivo de compreender como estas são influenciadas pelo processo de instalação da fadiga, ou como elas podem influenciar o processo de fadiga.

2.3.3 – Protocolo de carga variável

Outro modelo experimental comumente utilizado com fins de avaliar aspectos neurofisiológicos da fadiga no ciclismo é a simulação de provas em laboratório (HUE et al., 1998; SCHABORT et al., 1998; BENTLEY et al., 2001; ALBERTUS et al., 2005; CARPES et al., 2005). Esta possui como vantagem, em relação aos modelos de carga incremental e carga constante, o fato do ciclista escolher a intensidade de esforço, possibilitando a investigação dos fatores que determinam a escolha do ritmo de prova (SWAIN, 1997; LIEDL et al., 1999).

Duc, Betik e Grappe (2005) simularam uma prova de 30 minutos contra-relógio em ciclo ergômetro estacionário. Os autores analisaram o comportamento do torque aplicado nos dois pés-de-vela, assim como o valor médio do RMS e da mediana da frequência obtidos a cada cinco minutos de teste (MDF). No estudo de Duc, Betik e Grappe (2005) não houve alteração significativa no RMS e na MDF ao longo dos 30 minutos de ciclismo contra-relógio. O padrão da curva de torque também não apresentou alteração, assim como a relação da média RMS/torque, sugerindo que não ocorreu fadiga central e/ou periférica nos indivíduos avaliados.

Bini et al. (2008a) observaram que triatletas submetidos a protocolo de ciclismo de 40 km contra-relógio aumentam a potência e o VO_2 nos minutos finais do protocolo. Da mesma forma, foi observado um aumento no RMS do músculo *Vastus Lateralis* ao longo do teste, sem alteração na ativação dos demais músculos avaliados, o que segundo os autores, sugere um tipo de ativação seletiva com objetivo de melhora no desempenho e minimização da fadiga muscular. A ativação seletiva dos músculos durante a pedalada pode acarretar em uma mudança nas forças aplicadas no pedal, assim como uma alteração nos momentos articulares. Esta hipótese em relação aos momentos articulares não foi testada nos estudos apresentados na literatura até o presente momento, assim como não são encontrados na literatura estudos avaliando os momentos articulares durante situações competitivas (ex. protocolo de prova simulada em laboratório).

2.4 – Análise crítica da literatura

O estudo da fadiga no ciclismo tem sido feito apoiado em diferentes modelos experimentais e abordagens de análise dos dados coletados. Abiss e Laursen (2005) apontaram possíveis modelos teóricos para explicar o processo de instalação da fadiga no ciclismo. Todos possuem aspectos positivos e limitações, justificados pela complexidade do movimento humano. Destes, os modelos biomecânico e neuromuscular foram apresentados em relação aos principais estudos na literatura.

O modelo neuromuscular está apoiado em evidências observadas em relação as respostas fisiológicas de atletas avaliados em condições nas quais ocorre o processo de instalação da fadiga. O modelo biomecânico, por avaliar aspectos cinéticos e cinemáticos acaba por representar o resultado dos fenômenos fisiológicos relacionados com a fadiga. As implicações da redução da capacidade contrátil dos músculos, por exemplo, podem ser explicadas pelo modelo neuromuscular, no entanto, estas são identificadas no modelo biomecânico por meio dos seus efeitos sobre a cinética e a cinemática. Infelizmente, poucos são os estudos apresentados na literatura que relacionam aspectos fisiológicos e biomecânicos, com o intuito de melhor compreensão da fadiga no ciclismo (CARPES et al., 2005; BINI et al., 2008a).

De forma geral, alguns aspectos biomecânicos foram apontados na revisão da literatura como ausentes ou pouco explorados nos estudos apresentados até o momento. A mudança na cinemática pode ser analisada com o intuito de inferir sobre as possíveis alterações na excursão dos músculos envolvidos no gesto da pedalada. As implicações da fadiga na cinemática ainda carecem de maior investigação, visto que apenas três estudos foram reportados com o intuito de avaliar este aspecto (AMOROSO, SANDERSON e HENNIG, 1993; BLACK, SANDERSON e HENNIG, 1993; SANDERSON e BLACK, 2003).

É possível perceber também a ausência de estudos mensurando variáveis da cinética articular (ex. somatório absoluto dos momentos articulares) em protocolos no qual ocorra a instalação da fadiga no ciclismo. Não são encontrados também estudos que verifiquem o padrão das forças articulares e como estas são influenciadas pelo processo de instalação da fadiga. O entendimento do comportamento das forças articulares, ou mesmo da força resultante na articulação, combinado à análise da cinemática articular permite inferir como

são regulados os momentos articulares resultantes e como é transferida a força gerada nas articulações proximais para o pé-de-vela (BROKER e GREGOR, 1994). Este aspecto é importante visto que os modelos de dinâmica à frente, descritos na literatura, ainda não possuem informações empíricas para estimar o comportamento dos momentos articulares em situação de fadiga ou mesmo explicar as possíveis alterações no padrão coordenativo com o processo de instalação da fadiga.

A tentativa de compreensão do processo de instalação da fadiga utilizando os protocolos de carga incremental e de carga constante no ciclismo parecem trazer informações interessantes acerca das repercussões sobre a cinética e a cinemática. No entanto, poucos são os estudos que buscaram relacionar as implicações da fadiga com a coordenação de movimento no ciclismo (DUC, BETIK e GRAPPE, 2005; MORNIEUX et al., 2007; BINI et al., 2008a), o que indica uma lacuna na literatura acerca dos efeitos da fadiga sobre o controle motor no gesto da pedalada. A vantagem dos modelos experimentais de carga incremental e carga constante em relação ao modelo contra-relógio, reside no controle da intensidade de esforço e na possibilidade de conduzir o ciclista avaliado à condição de exaustão, o que muitas vezes não acontece no modelo contra-relógio (DUC, BETIK e GRAPPE, 2005; BINI et al., 2008a).

3. METODOLOGIA

Neste capítulo serão apresentados os procedimentos metodológicos que permitiram a coleta e análise dos dados, assim como os aspectos que caracterizam os procedimentos da pesquisa.

3.1 - Questões de pesquisa

Baseado nas evidências apresentadas na literatura científica revisada foram determinadas as seguintes questões de pesquisa:

1. Ocorrem alterações significativas no somatório absoluto dos momentos das articulações do quadril, joelho e tornozelo, na contribuição de cada articulação para os momentos articulares, assim como na força resultante e na cinemática das articulações em diferentes instantes de um protocolo de carga progressiva no ciclismo?
2. Ocorrem alterações significativas no somatório absoluto dos momentos das articulações do quadril, joelho e tornozelo, na contribuição de cada articulação para os momentos articulares, assim como na força resultante e na cinemática das articulações em diferentes instantes de um protocolo de carga constante no ciclismo?

3.2 - Hipóteses

De acordo com os resultados reportados por Mornieux et al. (2007), foram elaboradas as seguintes hipóteses:

1. Ocorre aumento significativo do somatório absoluto dos momentos das articulações do quadril, joelho e tornozelo, com aumento significativo na contribuição da articulação do quadril e redução da contribuição da articulação do joelho para os momentos articulares em diferentes instantes de um protocolo de carga progressiva no ciclismo.

2. Ocorre aumento significativo do somatório absoluto dos momentos das articulações do quadril, joelho e tornozelo, sem alterações significativas na contribuição de cada articulação para os momentos articulares em diferentes instantes de um protocolo de carga constante no ciclismo.

3.4 - Procedimentos metodológicos

3.4.1 - Caracterização da pesquisa

Esta pesquisa caracteriza-se como um estudo *ex-post-facto*, no modelo descritivo, de corte transversal, com o objetivo de investigar os efeitos do processo de instalação da fadiga sobre o somatório absoluto dos momentos articulares de ciclistas, assim como a força resultante e a cinemática das articulações do quadril, joelho e tornozelo. Dois estudos foram desenvolvidos neste projeto, o primeiro relacionado à avaliação das alterações causadas pela fadiga durante protocolo de carga incremental e outro durante protocolo de carga constante. Esta diferenciação quanto aos estudos se deu visto que os protocolos foram analisados de forma separada, e o número de sujeitos analisados em cada um deles foi diferente. Contudo, em ambos foram realizadas análises das variáveis descritas anteriormente. Na descrição dos métodos de coleta dos dados e apresentação dos resultados os dois protocolos de avaliação foram diferenciados como estudo 1 (teste incremental) e estudo 2 (teste com carga constante).

3.4.2 - Caracterização da amostra

O grupo de estudo se caracterizou por ser do tipo não-aleatório intencional, sendo composto por um grupo de 11 ciclistas de estrada da categoria elite, que participam de competições regionais (Texas) e nacionais (Estados Unidos). Na tabela 1, são apresentados os dados referentes aos ciclistas avaliados nos estudos 1 e 2.

Tabela 1. Caracterização do grupo de estudo, incluindo a idade (anos), a massa corporal (kg), o $VO_{2Máx}$ ($ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$), a $FC_{Máx}$ (bpm), o valor da potência máxima ($PO_{Máx}$, em W) e a razão potência massa corporal (W/kg).

Sujeitos	Idade (anos)	Massa corporal (kg)	$VO_{2Máx}$ ($ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$)	$FC_{Máx}$ (bpm)	$PO_{Máx}$ (W)	Razão $W \cdot kg^{-1}$
S1	-	71	63,8	171	400	5,6
S2	35	82,7	62,44	170	450	5,4
S3	25	74,2	66,01	194	410	5,5
S4	41	70,5	54,76	161	360	5,1
S5	32	83,6	66,73	183	480	5,7
S6	25	71,1	65,78	193	430	6,0
S7	18	68,4	63,05	193	397	5,8
S8	35	70,1	63,95	179	395	5,6
S9	34	73,2	57,24	181	360	4,9
S10	26	62,3	70,34	193	380	6,1
S11	35	88	58,18	196	420	4,8
Média	31	74,1	62,84	183	407	5,5
DP	7	7,6	4,86	12	37	0,4

Antes do início das avaliações foram fornecidas informações detalhadas a respeito dos procedimentos utilizados. Todos os indivíduos assinaram um termo de consentimento, concordando com sua participação voluntária na pesquisa, podendo retirar-se da investigação a qualquer momento se assim o desejassem. Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade do Texas em Austin, EUA (protocolo n. 2005-08-0035).

3.4.3 - Procedimentos de aquisição

Todos os ciclistas foram avaliados nas dependências do Laboratório de Biomecânica da Universidade do Texas. Os atletas foram avaliados em dois dias, com 48 horas de intervalo entre os testes.

3.4.3.1 - Primeiro dia de avaliação

Previamente ao início do teste foi realizada a medição da massa corporal dos ciclistas. Em seguida foi realizado um teste sub-máximo com carga inicial de 100 W e incrementos de 50 W nos primeiros seis minutos. Os incrementos a partir do sexto minuto foram determinados de forma que os ciclistas atingissem 75% da frequência cardíaca máxima estimada no período máximo de oito minutos. Para a realização deste utilizou-se um cicloergômetro *Lode Excalibur Sport V2.0 (Groningen, Holanda)*. A cadência de pedalada a ser mantida em todas as intensidades foi constante e de aproximadamente 95 rotações por minuto (rpm). Este protocolo foi previamente utilizado por Coyle et al. (1988).

Ao longo desta avaliação foram mensuradas as seguintes variáveis: o (1) consumo de oxigênio (VO_2) por meio de ergoespirometria de circuito aberto, usando um analisador de gases modelo *Physiodyne FLO-1B System (Physio-Dyne Instrument Corp., New York, EUA)*; e (2) frequência cardíaca (FC) usando um freqüencímetro *Polar S610 (Polar Electro Oy, Finlândia)*.

Após esta etapa, os resultados da avaliação acima foram plotados em um gráfico da FC em função da potência produzida (PO), sendo estes valores extrapolados para que fosse possível estimar a potência produzida quando o ciclista atingisse o máximo valor estimado de FC. A partir deste, foi determinado um valor de 60% da potência máxima estimada pela regressão linear entre a FC e a PO, neste sendo escolhido o valor inicial de PO para o início do teste máximo de carga incremental, visando a determinação do consumo máximo de oxigênio ($VO_{2Máx}$). Antes do início do teste para determinação do $VO_{2Máx}$ houve um período de recuperação de 30 minutos.

Para a determinação do $VO_{2Máx}$ a carga inicial do teste máximo incremental foi correspondente a 60% do valor da PO máxima ($PO_{Máx}$) estimada pela regressão linear entre a FC e a PO. Este estágio teve duração de quatro minutos, seguido de incrementos de carga a cada dois minutos (75, 90 e 100% da $PO_{Máx}$ estimada, respectivamente). Caso o ciclista não atingisse um platô no VO_2 para a carga estimada, incrementos de 5% na PO, a cada minuto, eram aplicados até a exaustão (ou interrompido quando o ciclista não conseguisse manter a cadência de pedalada acima de 70 rpm). Neste teste foram coletadas as forças aplicadas nos pedais (dinamometria), assim como foi filmado o movimento (cinemetria), sendo estes descritos com detalhes nos procedimentos do segundo dia de avaliação.

Logo após o término do teste máximo incremental os ciclistas foram orientados a sair do cicloergômetro para um novo período de recuperação até que a frequência cardíaca atingisse níveis de repouso. Em seguida foi realizada uma familiarização com o protocolo de carga constante que foi realizado no segundo dia de avaliação.

3.4.3.1 - Segundo dia de avaliação

Após um intervalo de 48 horas, os ciclistas retornaram ao laboratório para realizar o teste de carga constante. Neste teste, os ciclistas realizaram um aquecimento de 15 minutos com carga de trabalho de 50% da $PO_{Máx}$, seguido de um protocolo no qual a carga de trabalho foi mantida entre 90 e 100% da $PO_{Máx}$, definida no primeiro dia. A cadência de pedalada durante o teste de fadiga foi aquela preferida pelo atleta. Os ciclistas foram orientados a manter a cadência constante ao longo de todo o teste. Assim como no primeiro dia de avaliação, juntamente com o VO_2 e a FC foram mensuradas as forças aplicadas nos pedais (dinamometria) e foi realizada a filmagem do movimento (cinemetria).

Cinemetria

Para a identificação dos ângulos de interesse no presente estudo, foi utilizado um sistema de videografia tridimensional composto por seis câmeras infra-vermelho *Vicon* (*Oxford Metrics*, Inglaterra) operando com frequência de amostragem de 120 Hz. As informações obtidas das seis câmeras foram digitalizadas instantaneamente por uma placa analógico-digital de 64 canais e 32 bits de resolução do sistema *Vicon 612* (*Oxford Metrics*, Inglaterra).

A determinação de ângulos em um único plano exige apenas a utilização de uma câmera, com isto, no caso do presente estudo, uma câmera seria suficiente. No entanto, foram utilizadas seis câmeras com fins de melhorar a qualidade dos dados cinemáticos e de possibilitar a realização de estudos futuros envolvendo a análise de variáveis nos três planos do movimento em ambos os lados. As câmeras foram posicionadas ao redor da bicicleta, como representado na figura 4 assim permitindo a aquisição de imagens necessárias para a obtenção dos ângulos articulares em qualquer um dos planos de movimento.

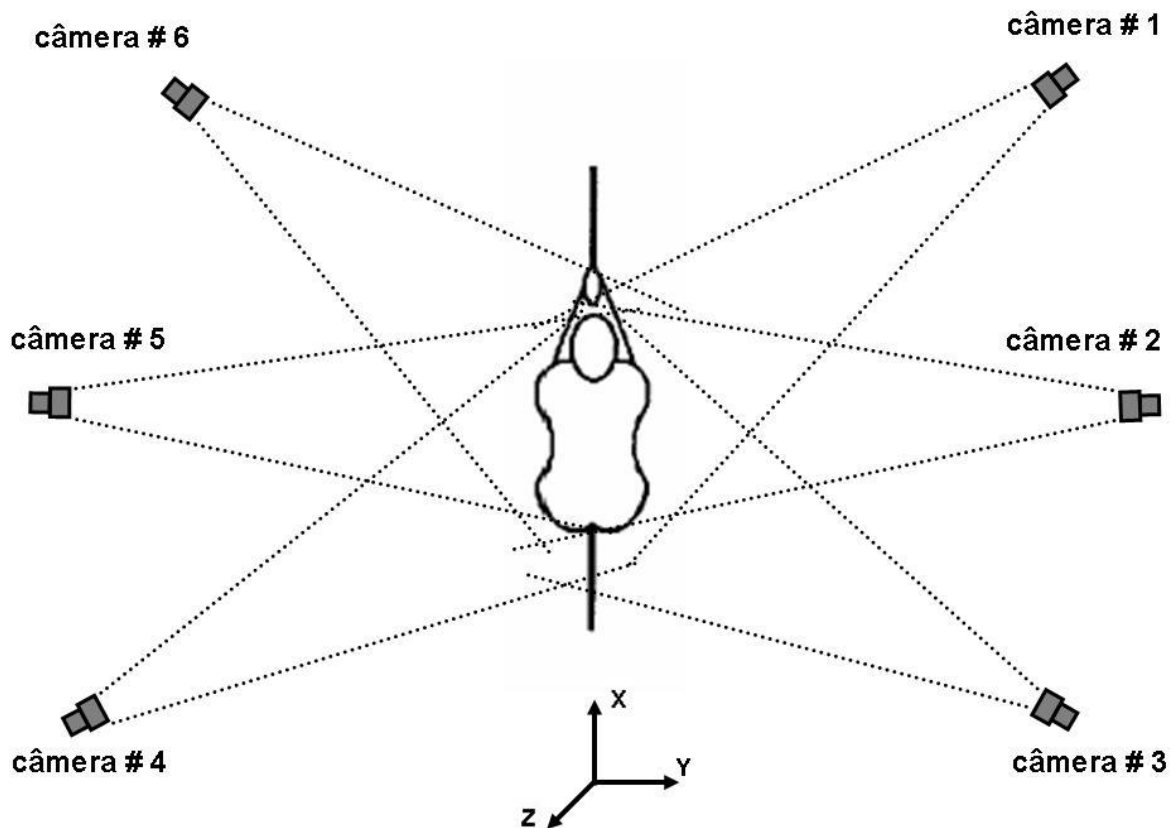


Figura 4. Representação esquemática do posicionamento das seis câmeras para captura do movimento. Sistema de coordenadas utilizado para a reconstrução do movimento. Fonte: Cortesia do prof. MSci. Fernando Diefenthaler.

Para a calibração do sistema, foi utilizada uma escala de alumínio em forma de L com quatro marcadores reflexivos equidistantes, sendo as coordenadas destes adquiridas pelo sistema de cinemática com fins de conversão das informações em pixels das câmeras em informações métricas. Seguindo este procedimento, foi realizada uma calibração espacial do sistema por meio da aquisição de uma seqüência de imagens referentes a movimentação no espaço de dois marcadores reflexivos fixados a uma haste metálica, distantes 30 cm.

A identificação dos pontos de referência que permitiram a definição dos vetores para determinação dos ângulos foi feita por meio de marcadores reflexivos fixados em pontos anatômicos de referência, conforme representado na figura 5 (CARPES et al., 2006b). Esses marcadores consistiram em pequenas esferas de isopor com aproximadamente 14 mm de diâmetro. É importante destacar que na determinação dos segmentos alterou-se o sistema de coordenadas global, com o deslocamento das coordenadas no eixo X para valores positivos.

Para cada protocolo de investigação, os dados de cinemática foram avaliados em média para 15 ciclos consecutivos de pedalada.

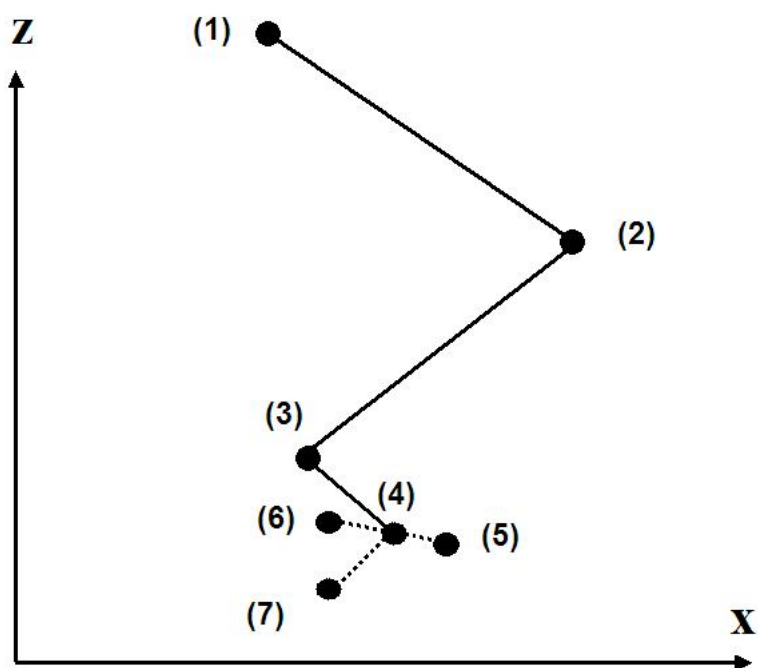


Figura 5. Representação esquemática dos marcadores reflexivos situados no sistema cartesiano de coordenadas, representativos do segmento inferior direito observado pelo plano sagital para o (1) trocânter maior do fêmur, (2) epicôndilo lateral do fêmur, (3) maléolo lateral da tíbia, (4) centro de rotação do pedal, (5) ponto anterior do pedal, (6) ponto posterior do pedal, (7) centro de rotação do pé-de-vela. Adaptado de Carpes et al. (2006b).

Dinamometria

Foi utilizado um pedal instrumentado com *strain gauges* (NEWMILLER, HULL e ZAJAC, 1988) para mensurar simultaneamente as duas componentes da força no plano sagital, nas direções normal (F_x) e tangencial (F_z), ao longo dos 360° da pedalada. Os sinais de força foram registrados com o auxílio de um amplificador de sinais modelo 2021B (*Vishay Measurements Group*, EUA) e convertidos por uma placa analógico-digital de 64 canais e 32 bits de resolução do sistema *Vicon 612* (*Oxford Metrics*, Inglaterra). As componentes das forças normal e tangencial aplicadas sobre os pedais foram coletadas e armazenadas em um computador *Pentium IV 2.0 GHz*. Os sinais de força foram adquiridos com uma frequência de amostragem de 1080 Hz.

As componentes normal e tangencial da força foram calibradas utilizando massas conhecidas, sendo o pedal aferido para a obtenção das equações de calibração que permitiram converter os sinais elétricos coletados em unidades de força. Para cada protocolo de investigação, os dados de força foram avaliados em média para 15 ciclos consecutivos de pedalada.

3.4.4 - Procedimentos de análise dos dados

No estudo 1 (teste incremental), os dados de VO_2 e PO foram pareados e organizados com fins de delimitar quais estágios do teste incremental corresponderiam às intensidades relativas à PO máxima estimada. Destes foram selecionados aqueles nos quais o ciclista produziu uma média de PO entre 70 e 80% da $\text{PO}_{\text{Máx}}$ (estágio 75%), entre 80 e 90% (estágio 90%) e acima de 90% (estágio 100%). Com isto, as variáveis de interesse deste estudo foram analisadas nos três instantes selecionados do protocolo de carga incremental (75, 90 e 100% da $\text{PO}_{\text{Máx}}$). Para o protocolo de carga constante (estudo 2), as variáveis foram analisadas em quatro estágios selecionados do teste (10, 40, 70 e 90% do tempo total de teste). Este procedimento foi adotado com a finalidade de normalizar a avaliação a partir do tempo total de cada teste e, conseqüentemente o desempenho de cada indivíduo em cada um dos testes.

3.4.4.1 - Cinemetria

A obtenção das coordenadas tridimensionais do movimento foi realizada por meio do método DLT, utilizando-se o *software Vicon WorkStation*, parte integrante do sistema *Vicon (Oxford Metrics, Inglaterra)*, permitindo a reconstrução do movimento em três eixos, z (vertical), x (ântero-posterior) e y (médio-lateral). Destas, foram utilizadas no presente estudo apenas as variáveis nos eixos z e x para a análise bidimensional do movimento.

As variáveis cinemáticas foram analisadas por meio de rotinas desenvolvidas no *software MATLAB® versão 7.3 (R2006b, MathWorks Inc., EUA)*. A etapa inicial do processamento envolveu a filtragem dos dados advindos da cinemetria. Esta filtragem foi realizada por meio de um filtro digital passa-baixa do tipo *Butterworth* de quarta ordem, com frequência de corte de 5 Hz (REISER, PETERSON e BROKER, 2002). A escolha da

frequência de corte do filtro digital utilizado foi feita com o objetivo de respeitar as características inerentes do sinal de cinemetria, como previamente descrito por Winter (1979). Na mesma rotina de processamento foi realizada a sub-amostragem dos dados de força de 1080 Hz para 120 Hz referentes à frequência com que foram obtidas as informações advindas da cinemetria, o que permitiu seu uso combinado na próxima etapa de processamento. A mudança de escala da cinemetria foi realizada convertendo-se a unidade métrica advinda do sistema *Vicon* (milímetros) para metros.

As variáveis angulares analisadas foram representadas pelos ângulos entre os segmentos corporais, sendo eles: (1) ângulo do quadril, definido pelo ângulo formado entre o eixo horizontal e o segmento formado pelos pontos anatômicos do trocânter maior e epicôndilo lateral; (2) ângulo do joelho, definido como o ângulo interno entre a coxa (segmento formado pelos pontos anatômicos do trocânter maior e epicôndilo lateral) e a perna (segmento formado pelos pontos anatômicos do epicôndilo lateral e maléolo lateral); e (3) o ângulo do tornozelo, definido como o ângulo interno entre a perna e o segmento pé-pedal (segmento formado pelos pontos anatômicos do maléolo lateral e do centro do pedal) conforme ilustrado na figura 6.

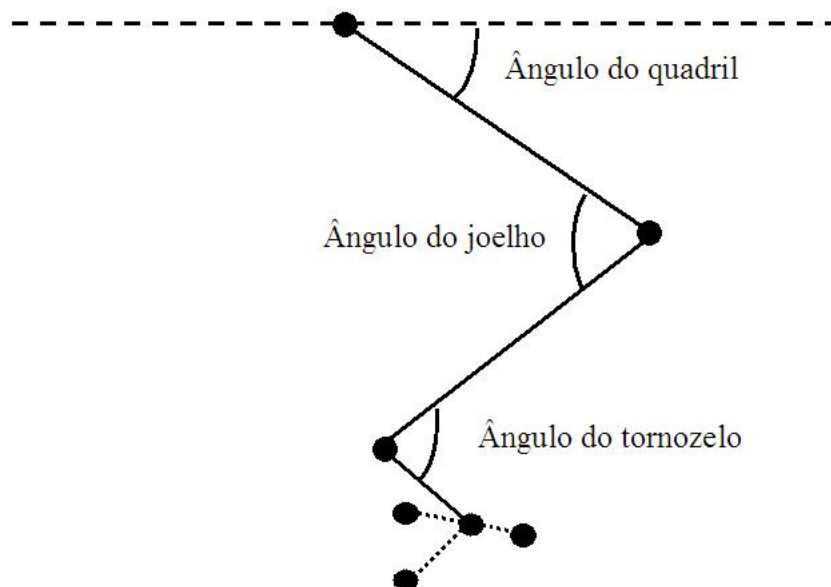


Figura 6. Representação esquemática dos ângulos articulares dos segmentos avaliados.

A partir dos ângulos articulares foram calculados os valores máximo, mínimo, médio, e a amplitude de movimento para cada uma das articulações, ao longo de cada um dos quinze ciclos de pedalada. A amplitude de movimento consistiu na diferença entre os valores máximo e mínimo dos ângulos articulares (CARPES et al., 2006b).

Utilizou-se um modelo bidimensional dos segmentos da coxa, perna e pé a fim de se identificar as coordenadas referentes ao centro de massa de cada um dos segmentos com base nas tabelas antropométricas de Dempster (1955).

A partir das coordenadas do centro de massa dos segmentos foi realizado o cálculo da velocidade e da aceleração linear e angular dos segmentos, com objetivo de utilização nos cálculos da dinâmica inversa. Este procedimento foi realizado por meio da dupla derivação finita (VAN DEN BOGERT e KONING, 1996).

A determinação do ângulo do pedal foi realizada considerando-se a posição do segmento anterior do pedal, formado pelo segmento definido pelo vetor entre o ponto anterior do pedal e o centro do pedal, em relação ao eixo horizontal (figura 7a). Este ângulo foi utilizado nos cálculos da dinâmica inversa, bem como na determinação do ângulo do pedal relativo à posição do pé-de-vela (figura 7b). O ângulo relativo foi determinado como o ângulo entre o eixo Z'' do sistema de coordenadas do pedal e o eixo Z' do sistema de coordenadas do pé-de-vela.

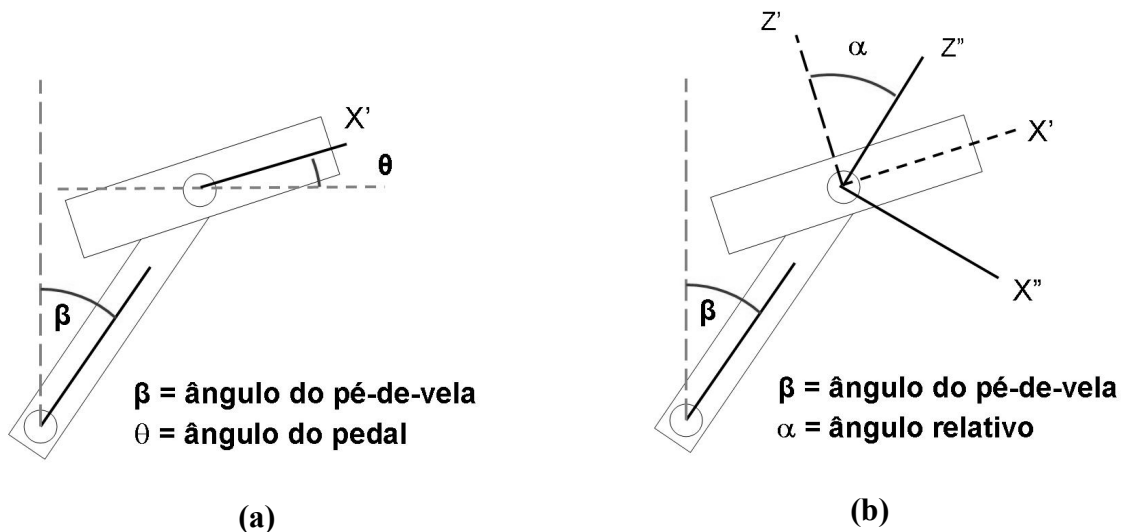


Figura 7. (a) Representação esquemática dos ângulos do pedal (θ), e (b) do pedal relativo à posição do pé-de-vela (α).

Foi realizado ainda o cálculo da cadência de pedalada a partir da análise das diferenças no tempo em que o ponto reflexivo do centro do pedal atingiu o seu maior valor no eixo Z do sistema de coordenadas global. Os intervalos de tempo obtidos por meio desta análise entre os quinze ciclos consecutivos de pedalada foram utilizados para a determinação da velocidade angular ($\text{graus} \cdot \text{segundo}^{-1}$) de cada ciclo de pedalada. Estes valores foram então convertidos ao número de rotações por minuto referentes à velocidade angular de cada um dos quinze ciclos de pedalada, para o cálculo da cadência média de pedalada de cada estágio do teste de carga incremental (estudo 1) e de cada instante do teste de carga constante (estudo 2).

3.4.4.2 - Dinamometria

Para a análise dos sinais de força dos pedais foi elaborada uma rotina utilizando o *software MATLAB®* versão 7.3 (*MathWorks Inc.*, EUA). Esta rotina permite a análise das componentes normal (Fz) e tangencial (Fx) da força aplicada no pedal no plano sagital. Para os sinais de força foi utilizado um filtro digital passa baixa do tipo *Butterworth* de terceira ordem, com frequência de corte de 10 Hz (CARPES et al., 2005). Da mesma forma como descrito para a análise dos dados cinemáticos, a escolha da frequência de corte do filtro digital foi feita com o objetivo de respeitar as características inerentes do sinal de força, assim como descrito por Winter (1979).

Antes de ser computada a média, os recortes dos sinais nos intervalos compreendendo 15 ciclos consecutivos de pedalada foram normalizados na escala de tempo por meio de interpolação linear, a partir da curva com maior número de pontos antes de ser calculada a média. A partir do seno e co-seno do ângulo relativo foram realizados os cálculos das componentes perpendiculares ao pé-de-vela das forças normal e tangencial aplicadas aos pedais (figura 8).

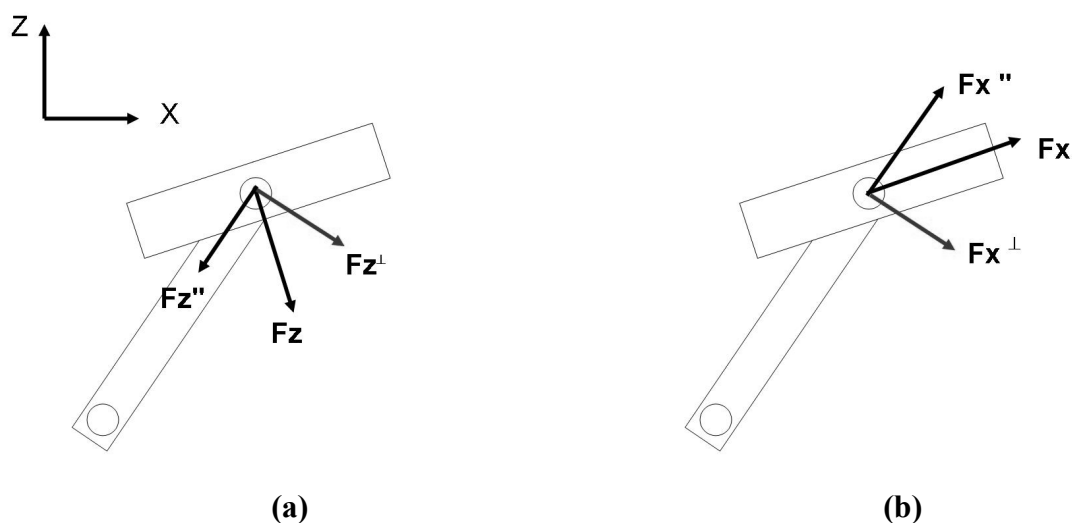


Figura 8. (a) demonstra a decomposição da força normal (F_z), assim como o sistema de coordenadas do pedal, enquanto (b) demonstra a decomposição da força tangencial (F_x).

Para o cálculo da força efetiva foram somadas as componentes perpendiculares ao pé-de-vela das forças normal e tangencial, utilizando-se o ângulo do pedal relativo ao pé-de-vela como referencial da posição de cada componente de força em relação ao sistema de coordenadas do pé-de-vela, como representado pela equação 1 (CARPES et al., 2005).

$$FE = F_z^\perp + F_x^\perp$$

Equação 1. Cálculo da força efetiva (FE), onde F_z^\perp representa a componente perpendicular ao pé-de-vela da força normal e F_x^\perp representa a componente perpendicular ao pé-de-vela da força tangencial.

Para a análise da força efetiva, convencionou-se que os valores positivos representam a força produtora, isto é, aquela que gera torque a favor do movimento do pé-de-vela. Os valores negativos representam então a força contraproducente, ou seja, a força que gera torque no sentido oposto ao movimento do pé-de-vela. A obtenção da potência gerada pela força aplicada no pedal foi feita utilizando-se a equação 2 (NEPTUNE e HERZOG, 1999).

$$PO = T \cdot \omega$$

Equação 2. Cálculo da potência média dos pedais, onde T representa o torque aplicado, e ω representa a velocidade angular do pé-de-vela. PO é representativo da potência, expressa em Watts; o torque (T) é expresso em Newton-metro (N·m), e a velocidade angular (ω) é expressa em radianos por segundo.

Os valores de torque foram obtidos pelo produto entre a força efetiva, computada a partir do valor médio de cada um dos quinze ciclos analisados, em cada um dos estágios dos dois protocolos analisados, e o tamanho do pé-de-vela em metros. A velocidade angular média foi calculada pela conversão dos valores médios de cadência em valores de velocidade angular média em radianos.

A partir das componentes normal (Fz) e tangencial (Fx) da força aplicada nos pedais foi determinada a força resultante (FR) obtida por meio da equação 3. Esta é representativa da força total aplicada no pedal no plano sagital (DIEFENTHAELER, 2004).

$$FR = \sqrt{Fz^2 + Fx^2}$$

Equação 3. Cálculo da força resultante (FR), onde Fz representa a força normal e Fx, a força tangencial.

De forma resumida, as variáveis estudadas a partir das informações de dinamometria coletadas nas situações avaliadas foram: (1) força normal (Fz); (2) força tangencial (Fx); (3) força efetiva (FE); (4) força resultante (FR); (5) potência média (PO): valor de potência gerada pelos valores médios da força efetiva e da velocidade angular do pé-de-vela nos quinze ciclos de pedalada, em cada estágio de ambos os testes (incremental e de carga constante).

3.4.4.3 - Dinâmica Inversa

Com base nos dados obtidos a partir da cinemática e das tabelas antropométricas obtidas na literatura (DEMPSTER, 1955), foram calculadas as distâncias perpendiculares de aplicação das componentes das forças distais e proximais nos eixos x e em z nos segmentos (dpFx e dpFz, respectivamente). Este cálculo foi feito considerando-se as distâncias nos eixos z e x dos pontos de aplicação das forças proximais e distais em relação às coordenadas referentes ao centro de massa dos segmentos, como representado na figura 9.

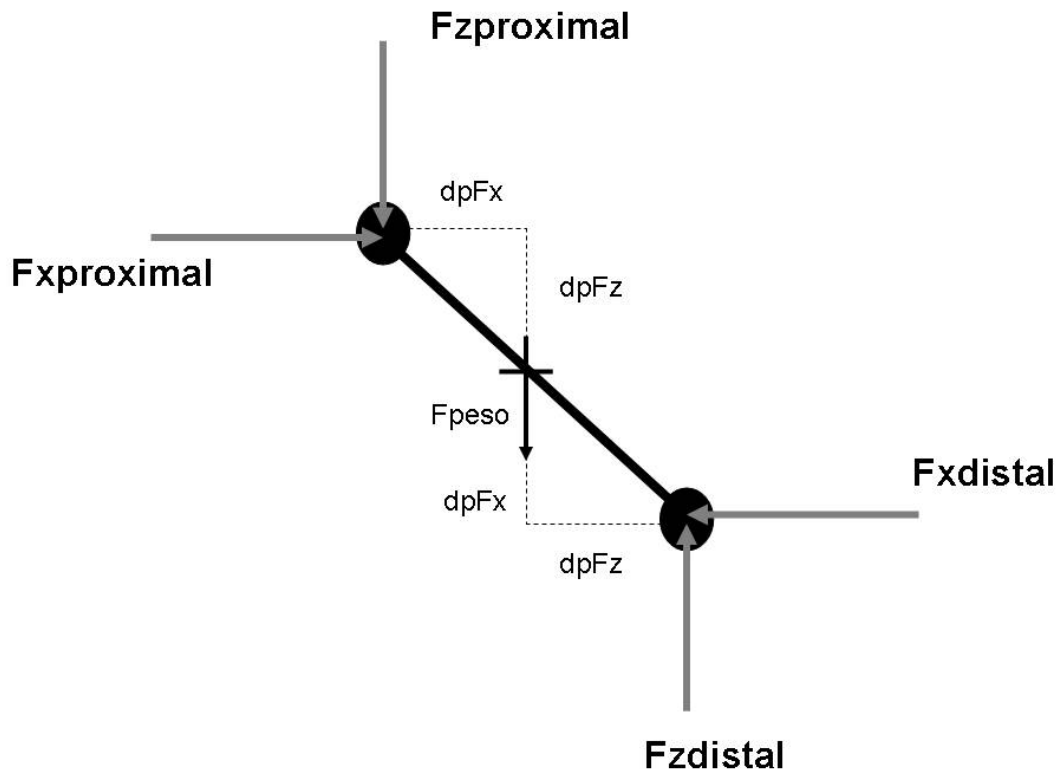


Figura 9. Representação do diagrama de corpo livre de um segmento, no qual são representadas as componentes no eixo X e no eixo Z da força resultante distal e proximal ($F_{xdistal}$, $F_{zdistal}$, $F_{xproximal}$, $F_{zproximal}$), assim como a força peso (F_{peso}), e as distâncias perpendiculares de aplicação das forças no eixo X e Z, distais e proximais ($dpFx$ e $dpFz$), em relação ao centro de massa do segmento.

A partir das componentes normal (Fz) e tangencial (Fx) da força aplicada no pedal foram obtidas suas análogas Fz' e Fx' , sendo estas as componentes normal e tangencial da força de reação do pedal, respectivamente. A partir de Fz' e Fx' , foram calculadas as componentes de reação vertical (Fv) e horizontal (Fh) no sistema de coordenadas global. Este procedimento foi necessário visto que todas as informações advindas da cinemetria foram analisadas no sistema de coordenadas global, sendo representado esquematicamente nas figura 10 e 11.

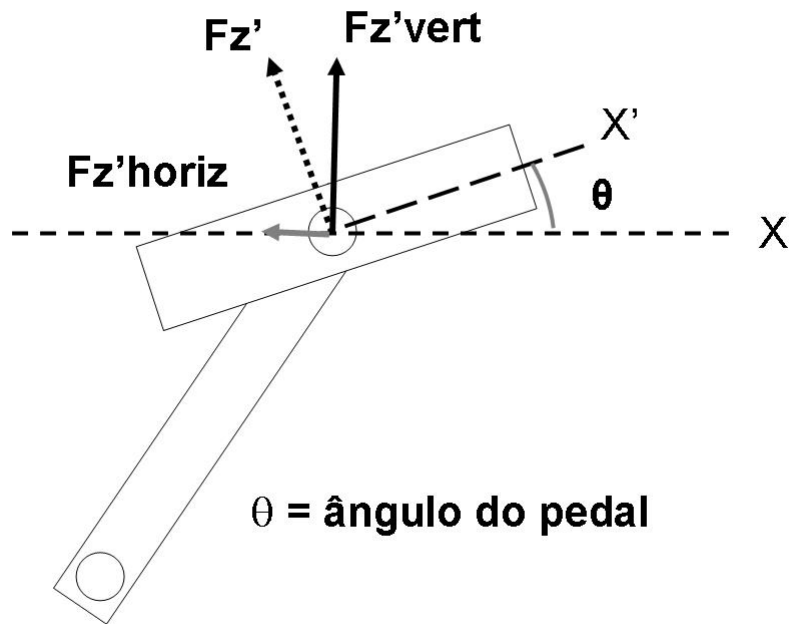


Figura 10. Representação esquemática das componentes vertical ($Fz'vert$) e horizontal ($Fz'horiz$) da força normal de reação do pedal (Fz') aplicada no pedal, calculadas utilizando-se o ângulo do pedal (θ) em relação a horizontal.

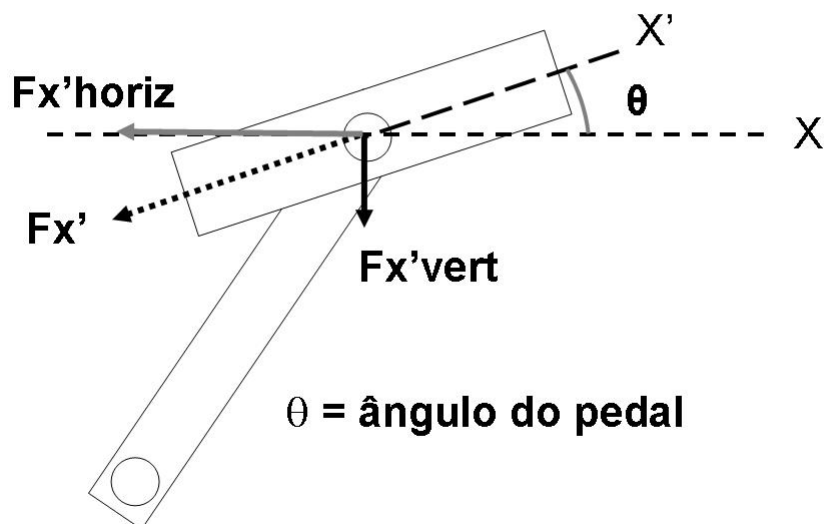


Figura 11. Representação esquemática das componentes vertical ($Fx'vert$) e horizontal ($Fx'horiz$) da força tangencial de reação do pedal (Fx') aplicada no pedal, calculada a partir do ângulo do pedal (θ) em relação a horizontal.

O cálculo das componentes da força resultante de reação do pedal, no sistema de coordenadas global foi realizado por meio das equações 4-9.

$$Fz'_{vert} = Fz' \cdot \cos\theta$$

Equação 4. Cálculo da componente da força de reação do pedal (Fz') no eixo z do sistema de coordenadas do pedal que é direcionada no eixo vertical do sistema de coordenadas global (Fz'_{vert}), em que θ representa o ângulo do pedal.

$$Fx'_{vert} = Fx' \cdot \sin\theta$$

Equação 5. Cálculo da componente da força de reação do pedal (Fx') no eixo x do sistema de coordenadas do pedal que é direcionada no eixo vertical do sistema de coordenadas global (Fx'_{vert}), em que θ representa o ângulo do pedal.

$$Fz'_{horiz} = Fz' \cdot (-\sin\theta)$$

Equação 6. Cálculo da componente da força de reação do pedal (Fz') no eixo z do sistema de coordenadas do pedal que é direcionada no eixo horizontal do sistema de coordenadas global (Fz'_{horiz}), em que θ representa o ângulo do pedal.

$$Fx'_{horiz} = Fx' \cdot \cos\theta$$

Equação 7. Cálculo da componente da força de reação do pedal (Fx') no eixo x do sistema de coordenadas do pedal que é direcionada no eixo horizontal do sistema de coordenadas global (Fx'_{horiz}), em que θ representa o ângulo do pedal.

$$Fv = Fz'_{vert} + Fx'_{vert}$$

Equação 8. Cálculo da força de reação do pedal que é direcionada no eixo vertical do sistema de coordenadas global (Fv), em que Fz'_{vert} representa a componente da força de reação do pedal no eixo z do sistema de coordenadas do pedal que é direcionada no eixo vertical do sistema de coordenadas global e Fx'_{vert} representa a componente da força de reação do pedal no eixo x do sistema de coordenadas do pedal que é direcionada no eixo vertical do sistema de coordenadas global.

$$Fh = Fz'_{horiz} + Fx'_{horiz}$$

Equação 9. Cálculo da força de reação do pedal que é direcionada no eixo horizontal do sistema de coordenadas global (Fh), em que Fz'_{horiz} representa a componente da força de reação do pedal no eixo z do sistema de coordenadas do pedal que é direcionada no eixo horizontal do sistema de coordenadas global e Fx'_{horiz} representa a componente da força de reação do pedal no eixo x do sistema de coordenadas do pedal que é direcionada no eixo horizontal do sistema de coordenadas global.

Fz' e Fx' foram multiplicadas pelo co-seno e pelo seno do ângulo do pedal, respectivamente. Posteriormente foram somadas as componentes no eixo Z de Fz' e Fx' , sendo este procedimento repetido para as componentes no eixo X. Este procedimento teve como objetivo definir as forças que foram efetivamente utilizadas para os cálculos da Fv e Fh .

Após a determinação das forças atuando distalmente ao segmento pé-pedal, a aceleração do centro de massa do segmento e as distâncias perpendiculares das forças distais e proximais em relação ao centro de massa, foram aplicadas as equações do movimento para o cálculo das forças e momento resultante no tornozelo (equações 10, 11, 12, respectivamente). Estas foram derivadas das equações de Newton (forças, $\Sigma F=m.a$) e Euler (momento, $\Sigma M=I.\alpha$).

$$Ftx = (m_{pp} \cdot a_{ppx}) - Fh$$

Equação 10. Cálculo da força no tornozelo no eixo x (Ftx), em que m_{pp} representa a massa do segmento pé-pedal, a_{ppx} a aceleração linear em x deste segmento e Fh a força horizontal aplicada distal a este segmento.

$$Ftz = (m_{pp} \cdot a_{ppz}) - (m_{pp} \cdot G) - Fv$$

Equação 11. Cálculo da força no tornozelo no eixo z (Ftz), em que m_{pp} representa a massa do segmento pé-pedal, a_{ppz} a aceleração linear em z deste segmento, G a aceleração da gravidade e Fv a força vertical aplicada distal a este segmento.

$$Mt = (I_{pp} \cdot \alpha_{pp}) - (Fh \cdot d_{pxp}) - (Fv \cdot d_{pzp}) \\ - (Ftx \cdot d_{pxd}) - (Ftz \cdot d_{pzd})$$

Equação 12. Cálculo do momento resultante no tornozelo, em que I_{pp} representa o momento de inércia do segmento pé-pedal, α_{pp} a aceleração angular deste segmento, Fh a força horizontal, d_{pxp} a distância perpendicular de Fh em relação ao centro de massa, Fv a força vertical, d_{pzp} a distância perpendicular de Fv em relação ao centro de massa, Ftx a força em x no tornozelo, d_{pxd} a distância perpendicular de Ftx em relação ao centro de massa, Ftz a força no tornozelo em z, e d_{pzd} a distância perpendicular de Ftz em relação ao centro de massa.

Este procedimento foi repetido para os segmentos perna e coxa, assim como apresentado nas equações 13 a 18, a fim de obter as forças e momentos resultantes agindo sobre as articulações do joelho e do quadril. É importante salientar que as forças horizontais e verticais no tornozelo e no joelho quando utilizadas na articulação subsequente foram convertidas em suas respectivas componentes de reação. Para o cálculo das forças e momento agindo no joelho, por exemplo, Ftx e Fty foram convertidas em suas componentes de reação

na tíbia. O mesmo procedimento foi adotado quanto às forças horizontal e vertical no joelho (F_{jx} e F_{jz} , respectivamente) em relação à coxa.

$$F_{jx} = (m_p \cdot a_{px}) - F_{tx}$$

Equação 13. Cálculo da força no joelho no eixo x (F_{jx}), em que m_p representa a massa do segmento perna, a_{px} a aceleração linear em x deste segmento e F_{tx} a força horizontal aplicada distal a este segmento.

$$F_{jz} = (m_p \cdot a_{pz}) - (m_p \cdot G) - F_{tz}$$

Equação 14. Cálculo da força no joelho no eixo z (F_{jz}), em que m_p representa a massa do segmento perna, a_{pz} a aceleração linear em z deste segmento, G a aceleração da gravidade e F_{tz} a força vertical aplicada distal a este segmento.

$$M_j = -M_t + (I_p \cdot \alpha_p) - (F_{tx} \cdot d_{pxp}) - (F_{ty} \cdot d_{pzp}) \\ - (F_{jx} \cdot d_{pxd}) - (F_{jz} \cdot d_{pzd})$$

Equação 15. Cálculo do momento resultante no joelho, em que M_t representa a reação no segmento perna do momento resultante na articulação do tornozelo, I_p representa o momento de inércia do segmento perna, α_p a aceleração angular deste segmento, F_{tx} a força horizontal, d_{pxp} a distância perpendicular de F_{tx} em relação ao centro de massa, F_{tz} a força vertical, d_{pzp} a distância perpendicular de F_{tz} em relação ao centro de massa, F_{jx} a força em x no joelho, d_{pxd} a distância perpendicular de F_{jx} em relação ao centro de massa, F_{jz} a força no joelho em Z, e d_{pzd} a distância perpendicular de F_{jz} em relação ao centro de massa.

$$F_{qx} = (m_c \cdot a_{cx}) - F_{jx}$$

Equação 16. Cálculo da força no quadril no eixo x (F_{qx}), em que m_c representa a massa do segmento coxa, a_{cx} a aceleração linear deste segmento e F_{jx} a força horizontal aplicada distal a este segmento.

$$F_{qz} = (m_c \cdot a_{cz}) - (m_c \cdot G) - F_{jz}$$

Equação 17. Cálculo da força no quadril no eixo z (F_{qz}), em que m_c representa a massa do segmento coxa, a_{cz} a aceleração linear em z deste segmento, G a aceleração da gravidade e F_{jz} a força vertical aplicada distal a este segmento.

$$M_q = -M_j + (I_c \cdot \alpha_c) - (F_{jx} \cdot d_{pxp}) - (F_{jy} \cdot d_{pzp}) \\ - (F_{qx} \cdot d_{qxd}) - (F_{qz} \cdot d_{qzd})$$

Equação 18. Cálculo do momento resultante no quadril, em que M_j representa a reação no segmento coxa do momento resultante na articulação do joelho, I_c representa o momento de inércia do segmento perna, α_c a aceleração angular deste segmento, F_{jx} a força horizontal, d_{pxp} a distância perpendicular de F_{jx} em relação ao centro de massa, F_{jz} a força vertical, d_{pzp} a distância perpendicular de F_{jz} em relação ao centro de massa, F_{qx} a

força em x no quadril, d_{pxd} a distância perpendicular de F_{qx} em relação ao centro de massa, F_{qz} a força no quadril em z, e d_{pzd} a distância perpendicular de F_{qz} em relação ao centro de massa.

Obtidos os valores dos momentos no tornozelo, joelho e quadril, foi calculado o somatório absoluto dos momentos articulares (SMA), com base na equação 19, como proposto por Marsh, Martin e Sanderson (2000).

$$SMA = |Mt| + |Mj| + |Mq|$$

Equação 19. Cálculo do somatório dos valores absolutos médios dos momentos articulares resultantes do tornozelo (Mt), joelho (Mj) e quadril (Mq).

O SMA consiste do somatório dos valores absolutos médios de cada ciclo de pedalada dos momentos articulares resultantes nas articulações do tornozelo (Mt), joelho (Mj) e quadril (Mq). A partir deste foram obtidos os valores relativos da contribuição de cada uma das três articulações para o SMA. A contribuição de cada articulação para o SMA foi calculada por meio da razão entre o valor absoluto médio do momento articular na articulação de interesse e o SMA, sendo esta contribuição expressa em valores percentuais.

De forma complementar, as componentes das forças articulares nos eixos X e Z, foram utilizadas para o cálculo da força resultante nas articulações do tornozelo (FRt), joelho (FRj) e quadril (FRq), como representado pela equação 20, adaptada de BINI et al. (2008b).

$$FA = \sqrt{Fz^2 + Fx^2}$$

Equação 20. Cálculo da força articular resultante (FA), onde Fz representa o componente da força articular no eixo z e Fx representa o componente da força articular no eixo x.

Os valores médios da força resultante em cada articulação foram utilizados para fins de comparações estatísticas.

3.4.4.4 - Determinação do $VO_{2Máx}$ e análise do VO_2 no segundo dia de teste

Como previamente descrito, os dados de VO_2 e PO mensurada pelo ciclo ergômetro, foram tabulados com fins de determinação dos estágios do teste incremental referentes às intensidades de interesse (75, 90 e 100% da $PO_{Máx}$). Estes foram pareados juntamente com os dados de PO mensurada pelo pedal, com fins de verificação das intensidades relativas à PO mensurada pelo pedal em cada estágio do teste incremental. Este pareamento dos dados de PO do ciclo ergômetro e da PO do pedal resultou na definição dos estágios de cada ciclista que seriam analisados, visto que alguns destes possuíam apenas dados de PO advindos de um instrumento de medida (ciclo ergômetro ou pedal). No caso de não ocorrência dos valores de PO advindos dos dois instrumentos, o estágio do sujeito em questão não era computado nas análises.

As equações de regressão entre a FC e a PO obtidas dos dados relativos ao teste submáximo de rampa, realizado anteriormente ao teste incremental, são apresentados no anexo 1. A análise dos dados fisiológicos do teste de incremental (estudo 1) consistiu na verificação do consumo máximo de oxigênio ($VO_{2Máx}$) e potência máxima produzida ($PO_{Máx}$). Para isso foi importante definir um critério comum a todos os atletas para a verificação do $VO_{2Máx}$. Neste estudo, os critérios para determinação do $VO_{2Máx}$ foram: (1) a ocorrência do aumento da potência sem concomitante aumento do VO_2 , e (2) de que o RER atingisse valor maior do que 1,1 (LEPERS et al., 2000; LAURSEN et al., 2003). Considerando-se estes dois critérios utilizados por Lepers et al. (2000) e Laursen, Shing e Jenkins et al. (2003), o $VO_{2Máx}$ foi definido como o maior valor de VO_2 do último minuto do teste (LUCÍA et al., 2002c).

Para a determinação da potência máxima ($PO_{Máx}$) foi escolhido o maior valor do último estágio completo do protocolo incremental (DUC, BETIK e GRAPPE, 2005).

Os resultados do VO_2 obtidos no protocolo de carga constante, realizado no segundo dia de avaliações (estudo 2), assim como a potência (PO) foram analisados em intervalos de tempo relativos ao tempo total do teste de cada sujeito, sendo estes 10, 40, 70 e 90% do tempo total de teste, como previamente proposto para as análises cinéticas e cinemáticas. Desta forma, em cada estágio foram calculados os valores médios de VO_2 e PO.

3.4.5 – Análise estatística dos dados

As variáveis analisadas foram:

1. Valores absolutos médios dos momentos resultantes nas articulações do tornozelo, joelho e quadril;
2. Somatório absoluto dos momentos articulares (SMA);
3. Valores relativos ao SMA dos momentos resultantes nas articulações do tornozelo, joelho e quadril;
4. Cadência de pedalada;
5. Valores médios da força resultante nas articulações do tornozelo, joelho e quadril;
6. Valor médio dos ângulos das articulações do tornozelo, joelho e quadril, assim como a amplitude de movimento destas articulações;
7. PO (para o estudo 1) e VO₂ (para o estudo 2).

Com exceção do VO₂, os demais resultados foram obtidos a partir dos valores médios de quinze ciclos de pedalada.

Inicialmente foram calculadas médias, desvios e erros-padrão das variáveis descritas. Após verificaram-se a normalidade e a esfericidade dos dados, por meio dos testes de Shapiro-Wilk e Mauchly, respectivamente. Para os dados que não apresentaram distribuição normal foram aplicados procedimentos de análise não-paramétricos, sendo estes descritos posteriormente. Os dados que não apresentaram esfericidade, foram submetidos ao fator de correção Epsilon de Greenhouse-Geisser. Os valores de significância dos testes de normalidade de Shapiro-Wilk são apresentados, respectivamente, nas tabelas A1 e A2 do Anexo 3.

Os dados que apresentaram distribuição paramétrica foram comparados por meio de uma Análise de Variância para Medidas Repetidas, tendo como fator de análise as três intensidades do teste incremental (75, 90 e 100% do PO_{Máx}) ou os quatro intervalos de tempo do teste de carga constante (10, 40, 70 e 90% do tempo total de teste). Os principais efeitos e interações foram verificados com a aplicação de um teste *post-hoc* LSD.

Para os dados que não apresentaram normalidade, foi aplicado um teste não-paramétrico de Friedman com o objetivo de verificar as possíveis diferenças existentes nos dados dos três estágios do teste incremental, assim como nos quatro instantes do teste de

carga constante. No caso da ocorrência de diferenças significativas, os dados referentes aos três estágios do teste incremental foram comparados por meio de um teste de Wilcoxon. Para todos os procedimentos estatísticos aqui descritos foi utilizado o *software* SPSS (SPSS Inc., USA) versão 12.0. O nível de significância adotado para todos os procedimentos estatísticos foi de $p < 0,05$.

4. RESULTADOS

Nesse capítulo, serão apresentados os resultados dos ciclistas avaliados nos estudos 1 e 2. Primeiramente foi analisada a distribuição dos dados de $VO_{2Máx}$ e $PO_{Máx}$, com o objetivo de verificar se o grupo de ciclistas apresentava homogeneidade em relação a estas variáveis. O teste de *Shapiro-Wilk* apontou normalidade dos dados de $VO_{2Máx}$ e $PO_{Máx}$ ($p = 0,77$ para ambas variáveis), o que indica a homogeneidade das características do desempenho do grupo de ciclistas avaliados.

Os resultados obtidos nos estudos 1 e 2 serão apresentados em relação aos valores de média e desvio padrão para ambos os grupos.

4.1 - Estudo 1 – Teste de carga incremental

Os resultados obtidos do teste de carga incremental, que caracterizam o estudo 1, serão apresentados em relação aos aspectos fisiológicos, cadência de pedalada e potência produzida, e padrão coordenativo, incluído neste a análise dos torques e forças articulares, assim como a análise da cinemática articular.

4.1.1 - Aspectos fisiológicos

Representativo dos aspectos fisiológicos do teste de carga incremental se mensurou o consumo de oxigênio (VO_2), o qual apresentou aumento significativo com o incremento da carga de trabalho nos três estágios analisados do teste de carga incremental ($49,63 \pm 4,73 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ a 75% da $PO_{Máx}$; $54,83 \pm 5,12 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ a 90% da $PO_{Máx}$; $60,97 \pm 5,03 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ a 100% da $PO_{Máx}$, com $p < 0,05$).

Como apresentado na literatura e previamente esperado, observou-se aumento do VO_2 com o aumento da PO (LUCÍA et al., 2002a). Este é apresentado com fins de caracterização da intensidade de esforço nos três estágios do teste incremental. De forma relativa, percebe-se que os ciclistas realizaram, em média, os três estágios do teste a 80, 90% e 100% do $VO_{2Máx}$, respectivamente.

4.1.2 - Cadência de pedalada e potência produzida

Na figura 12, são apresentados os resultados da cadência e da potência dos 11 ciclistas avaliados, nos três estágios do teste incremental.

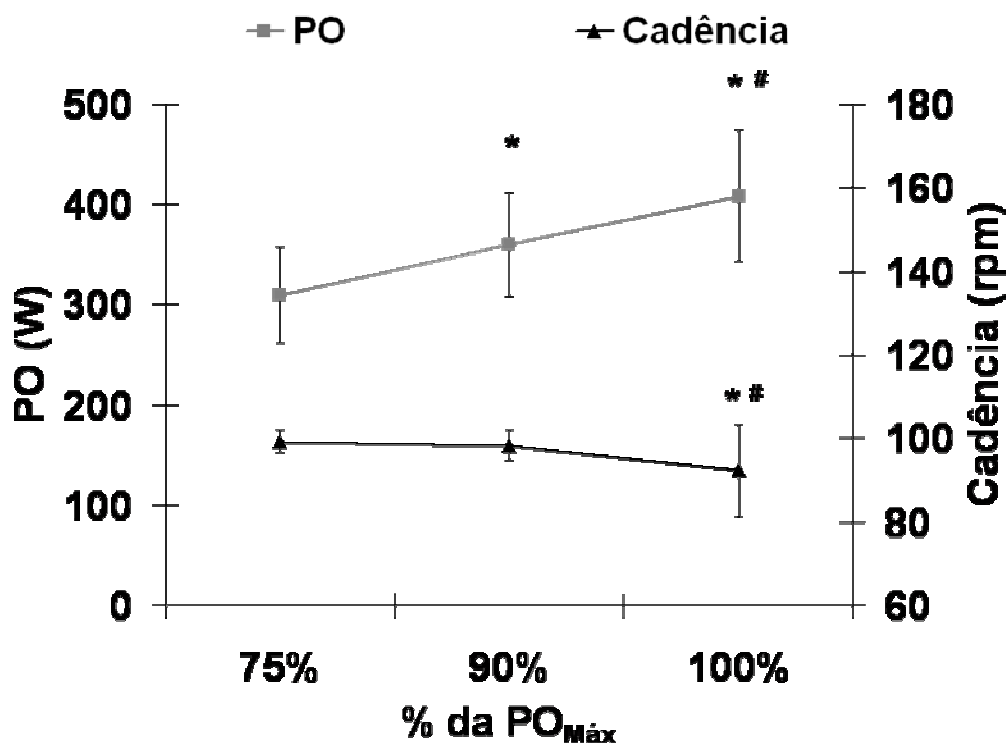


Figura 12. Cadência de pedalada e Potência média (PO) dos 11 ciclistas nos três estágios do teste incremental (75, 90 e 100% da PO_{Máx}). * Diferença significativa em relação ao estágio 75% da PO_{Máx} ($p < 0,05$). # Diferença significativa em relação ao estágio 90% da PO_{Máx} ($p < 0,05$).

Os resultados do VO₂, cadência e potência são apresentados com fim de ilustrar o comportamento da carga de trabalho (potência) e do esforço fisiológico do grupo de ciclistas avaliados no estudo 1. Observou-se redução significativa da cadência de pedalada no estágio a 100% da PO_{Máx} comparado aos estágios 75% e 90% da PO_{Máx}.

4.1.3 – Padrão coordenativo

O padrão coordenativo se propõe a mensurar a contribuição de cada articulação para o somatório absoluto dos momentos articulares (SMA), das três articulações do membro

inferior (MORNIEUX et al., 2007), sendo neste estudo analisado nos três estágios do teste de carga incremental.

Nesta perspectiva, na figura 13 são apresentados resultados representativos dos momentos articulares, nos três estágios do teste de carga incremental, obtidos do ciclista S2.

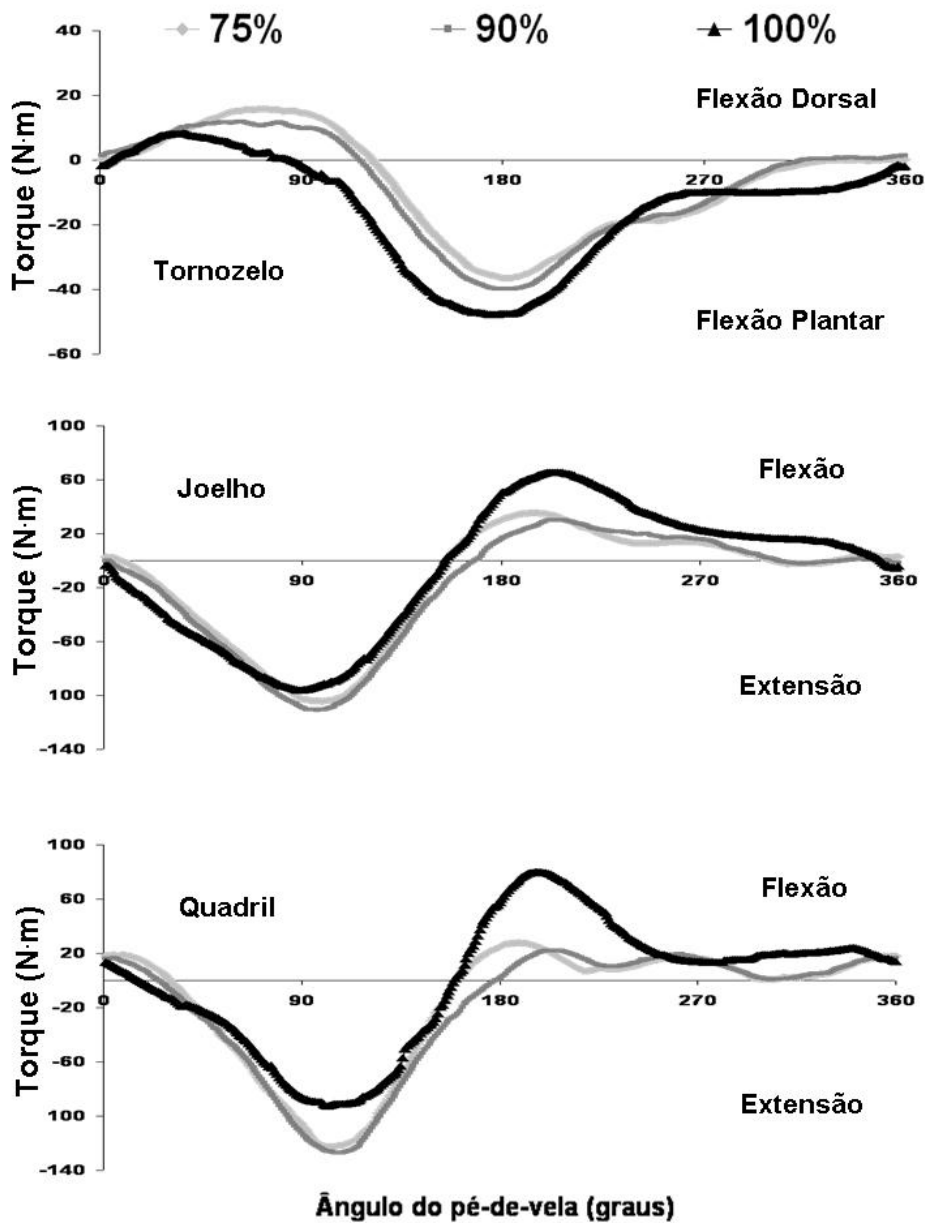


Figura 13. Resultados referentes aos torques articulares nos três estágios do teste incremental (75, 90 e 100% da $PO_{Máx}$) do ciclista S2. Os torques nas articulações do tornozelo, joelho e quadril são apresentados em função do ângulo do pé-de-vela. Os valores negativos representam torque flexor plantar na articulação do tornozelo e torque extensor nas articulações do joelho e do quadril.

Como variável indicadora da contribuição de cada articulação para o SMA, os valores relativos dos momentos resultantes nas articulações do tornozelo, joelho e quadril são apresentados na figura 14.

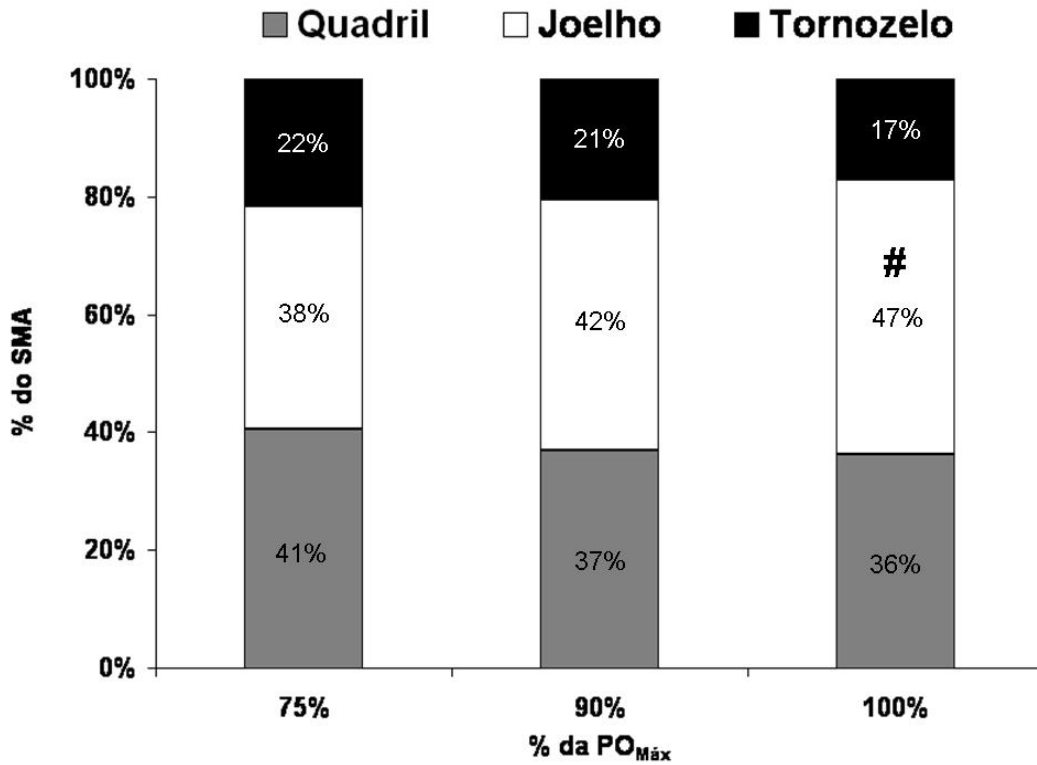


Figura 14. Resultados referentes ao percentual de contribuição de cada articulação (tornozelo, joelho e quadril) para o somatório absoluto dos momentos articulares (SMA). [#] Diferença significativa em relação ao estágio 90% da $PO_{Máx}$ ($p < 0.05$).

Foi observado aumento significativo no percentual de contribuição do momento resultante na articulação do joelho para o somatório absoluto dos momentos articulares (SMA) no estágio com carga a 100% da $PO_{Máx}$ ($47 \pm 0.03\%$) comparado ao estágio com carga a 90% da $PO_{Máx}$ ($42 \pm 0.05\%$).

Os valores absolutos dos momentos resultantes das articulações do tornozelo, joelho e quadril, assim como o valor do somatório absoluto dos momentos articulares são apresentados na figura 15.

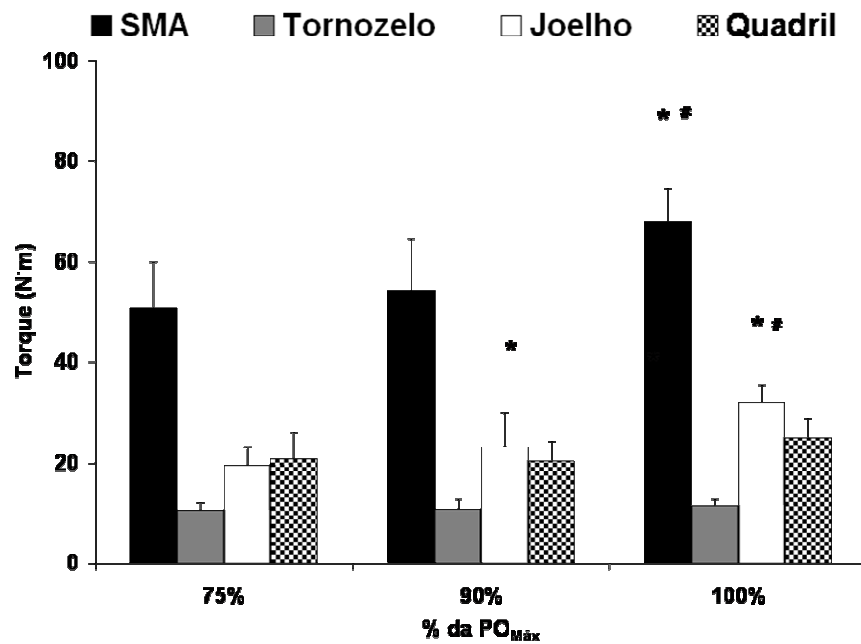


Figura 15. Resultados referentes aos valores absolutos dos momentos resultantes nas articulações do tornozelo, joelho e quadril, assim como do somatório absoluto dos momentos articulares (SMA). * Diferença significativa em relação ao estágio 75% da $PO_{M\acute{a}x}$ ($p < 0.05$). # Diferença significativa em relação ao estágio 90% da $PO_{M\acute{a}x}$ ($p < 0.05$).

Os resultados dos valores absolutos dos momentos articulares indicam aumento significativo do momento resultante na articulação do joelho, comparando os estágios com carga a 75 e 90% da $PO_{M\acute{a}x}$, assim como entre 75 e 90% comparados ao estágio com carga a 100% da $PO_{M\acute{a}x}$. O valor do SMA apresentou aumento significativo no estágio com carga a 100% da $PO_{M\acute{a}x}$, comparado aos estágios a 75 e 90% da $PO_{M\acute{a}x}$.

Na figura 16 são apresentados os resultados da força resultante nas articulações do tornozelo, joelho e quadril do ciclista S2, nos três estágios do teste de carga incremental. Estes são apresentados com o intuito de representar o comportamento da força resultante nas articulações avaliadas ao longo do ciclo de pedalada.

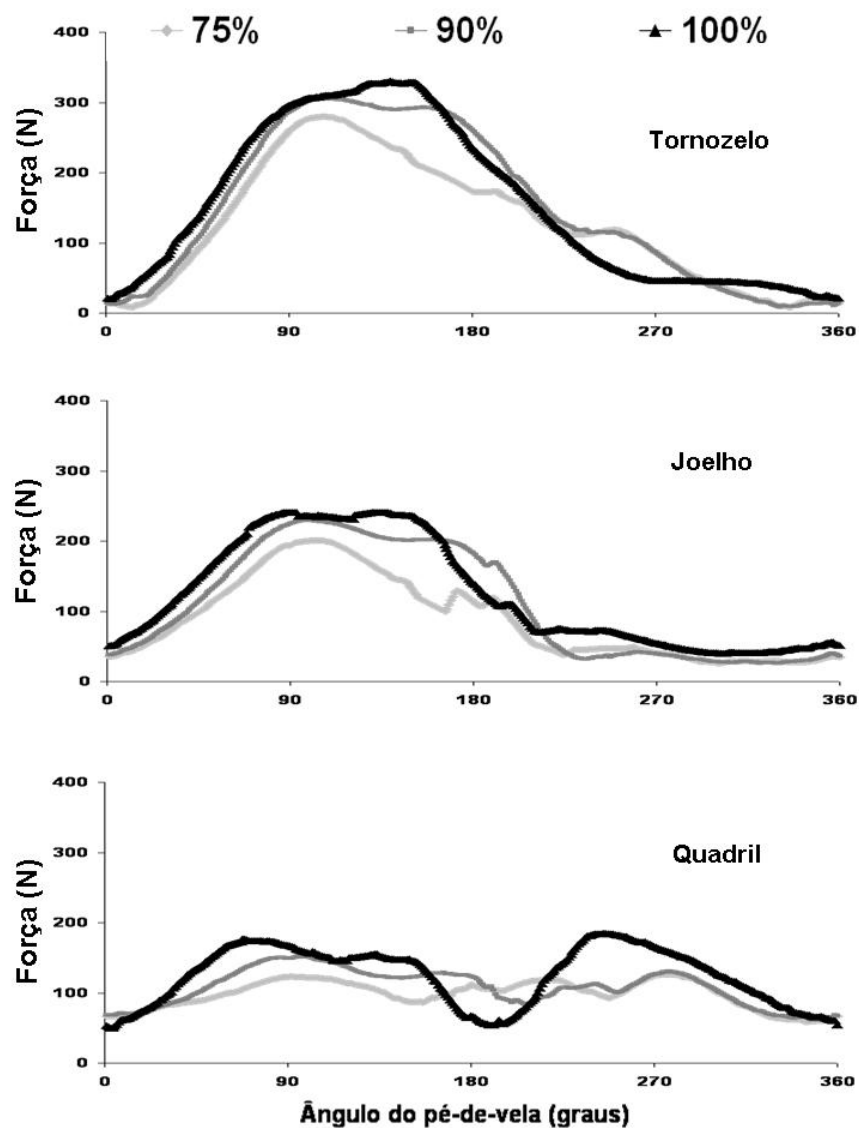


Figura 16. Resultados referentes à força resultante nas articulações do tornozelo, joelho e quadril nos três estágios do teste incremental (75%, 90% e 100% da POMáx) do ciclista S2. As forças resultantes nas articulações do tornozelo, joelho e quadril são apresentadas em função do ângulo do pé-de-vela.

Na figura 17 são apresentados os resultados referentes à média da força resultante nas articulações do tornozelo, joelho e quadril, nos três estágios analisados do teste de carga incremental.

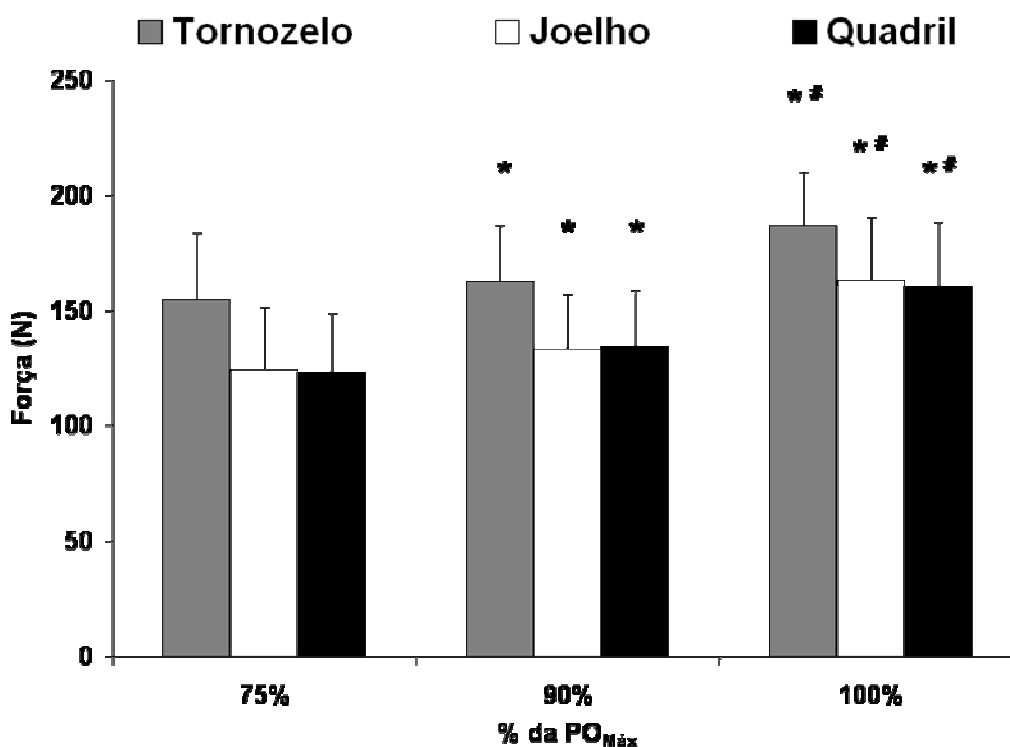


Figura 17. Resultados referentes ao valor médio da força resultante nas articulações do tornozelo, joelho e quadril nos três estágios analisados do teste de carga incremental. * Diferença significativa em relação ao estágio 75% da PO_{Máx} ($p < 0.05$). # Diferença significativa em relação ao estágio 90% da PO_{Máx} ($p < 0.05$).

A partir dos resultados apresentados na figura 17, foi possível observar a ocorrência de aumento significativo da força articular resultante, para as três articulações analisadas, quando comparados os estágios com carga a 75% e 90% da PO_{Máx}, assim como comparando o estágio com carga a 100% da PO_{Máx} com os estágios a 75 e 90% da PO_{Máx}.

Na figura 18 são apresentados os resultados referentes aos ângulos articulares do tornozelo, joelho e quadril durante o ciclo de pedalada do ciclista S2, nos três estágios do teste de carga incremental. Estes são apresentados com o intuito de representar o comportamento dos ângulos das articulações avaliadas ao longo do ciclo de pedalada.

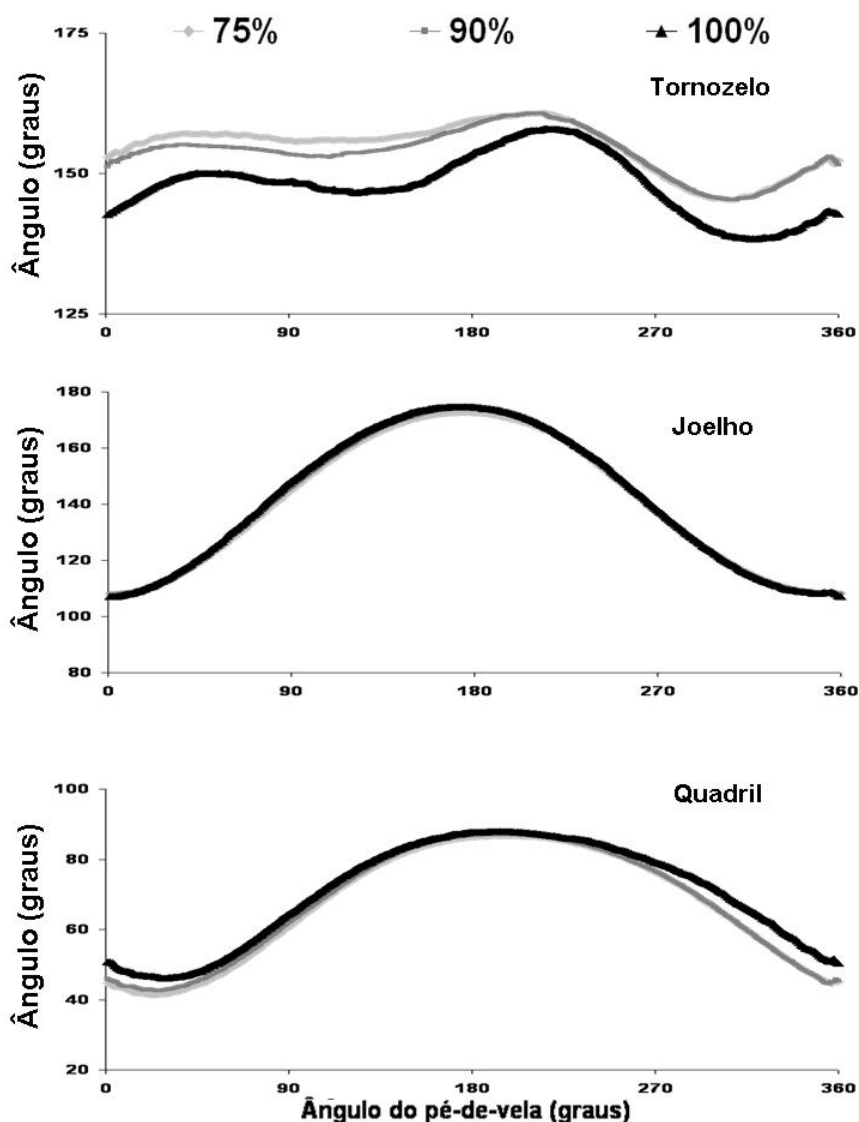


Figura 18. Resultados referentes ao anjo das articulações do tornozelo, joelho e quadril, do membro inferior direito, nos três estágios do teste incremental (75, 90 e 100% da $PO_{Máx}$) do ciclista denominado S2. Os anjos das articulações do tornozelo, joelho e quadril são apresentados em função do anjo do pé-de-vela.

Na tabela 2 são apresentados os resultados das variáveis cinemáticas analisadas para as três articulações, nos três estágios analisados do teste de carga incremental.

Tabela 2. Resultados referentes ao valor médio e a amplitude de movimento do ângulo das articulações do tornozelo, joelho e quadril nos três estágios avaliados do teste de carga incremental (75, 90 e 100% da $PO_{Máx}$).

Variáveis cinemáticas (°)		75% da $PO_{Máx}$	90% da $PO_{Máx}$	100% da $PO_{Máx}$
Tornozelo	Média	157±9	157±8	154±8*#
	ROM	18±5	20±6	22±6*#
Joelho	Média	136±4	137±4	137±4
	ROM	66±5	67±5	68±5
Quadril	Média	57±5	58±5	60±5*#
	ROM	52±5	51±5	50±6*#

* Diferença estatisticamente significativa em relação ao estágio 75% da $PO_{Máx}$ ($p < 0.05$). # Diferença estatisticamente significativa em relação ao estágio 90% da $PO_{Máx}$ ($p < 0.05$).

A partir dos resultados obtidos das variáveis cinemáticas analisadas das articulações do tornozelo, joelho e quadril, foram observadas alterações significativas com o aumento da carga de trabalho. Para o ângulo do tornozelo, observou-se redução significativa do valor médio do ângulo articular no estágio a 100% da $PO_{Máx}$, comparado aos estágios a 75% e a 90% da $PO_{Máx}$. A amplitude de movimento do tornozelo apresentou aumento significativo no estágio a 100% da $PO_{Máx}$, comparado aos estágios a 75% e a 90% da $PO_{Máx}$. Nenhuma diferença significativa foi observada para as variáveis relacionadas ao ângulo da articulação do joelho. Para o ângulo do quadril foi observado aumento significativo da média do ângulo do quadril no estágio a 100% da $PO_{Máx}$, comparado aos estágios a 75% e a 90% da $PO_{Máx}$, acompanhado de redução significativa da amplitude de movimento desta articulação no estágio a 100% da $PO_{Máx}$, comparado aos estágios a 75% e a 90% da $PO_{Máx}$.

4.2- Estudo 2 – Teste de carga constante

O protocolo que caracteriza o estudo 2 consistiu no teste com carga constante relativa a 100% da $PO_{Máx}$ obtida durante o teste de carga incremental. Primeiramente serão apresentados os resultados relativos ao tempo total de teste para cada um dos dez ciclistas avaliados, este determinante para a escolha dos instantes no qual foram analisadas as variáveis cinéticas e cinemáticas nos intervalos de 10, 40, 70 e 90% do tempo total individual do teste de carga constante (tabela 3).

Tabela 3. Resultados referentes ao tempo total no qual cada ciclista interrompeu o teste de carga constante, caracterizando este o instante da exaustão. Valores de tempo (s) apresentados de forma individual assim como a média e o desvio padrão do grupo (DP).

Ciclista	tempo total (s)
S2	495
S3	450
S4	300
S5	480
S6	330
S7	375
S8	345
S9	570
S10	330
S11	375
Média	405
DP	89

Assim como para os valores obtidos de $VO_{Máx}$ e $PO_{Máx}$, no estudo 1, os tempos totais do grupo de ciclistas avaliados foram analisados estatisticamente quanto à normalidade da sua distribuição, com o objetivo de verificar a homogeneidade do grupo de ciclistas em relação ao seu desempenho no teste de carga constante. O resultado do teste de *Shapiro-Wilk* indicou distribuição normal dos dados referentes ao tempo total do teste de carga constante para os dez ciclistas avaliados ($p = 0,316$).

Os demais resultados obtidos neste protocolo serão apresentados em relação aos aspectos fisiológicos, cadência de pedalada e padrão coordenativo, incluindo este último a análise da cinética e cinemática articular. É importante salientar que no protocolo referente ao

estudo 2, apenas 10 dos 11 ciclistas avaliados no estudo 1 foram utilizados, devido a impossibilidade de participação de um dos sujeitos no segundo dia de avaliação (teste de carga constante).

4.2.1 - Aspectos fisiológicos e cadência de pedalada

Na figura 19, são apresentados os resultados relativos ao VO_2 e a cadência de pedalada dos dez sujeitos avaliados nos quatro instantes do teste de carga constante.

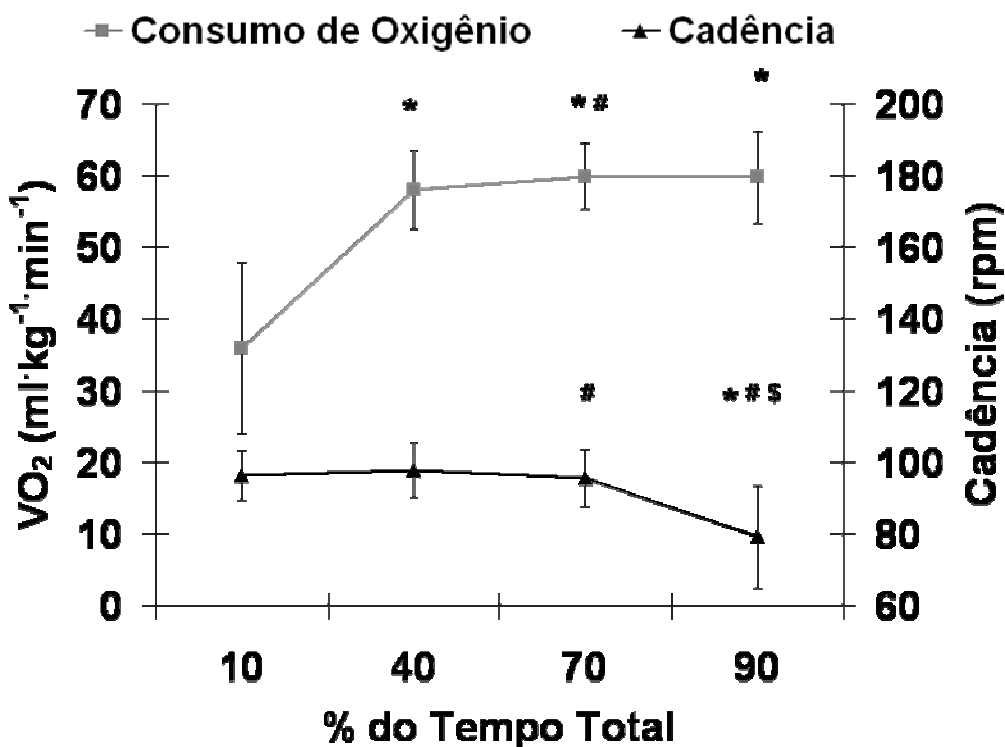


Figura 19. Consumo de oxigênio e cadência de pedalada dos dez ciclistas nos quatro estágios do teste de carga constante (10, 40, 70 e 90% do Tempo Total de Teste). * Diferença significativa em relação ao estágio 10% do tempo total ($p < 0.05$). # Diferença significativa em relação ao estágio 40% do tempo total ($p < 0.05$). \$ Diferença significativa em relação ao estágio 70% do tempo total ($p < 0.05$).

Os resultados do VO_2 e cadência são apresentados com fim de caracterizar o comportamento do esforço fisiológico do grupo de ciclistas avaliados no estudo 2. Observa-se aumento significativo do VO_2 no instante a 40% do tempo total do teste (TT) comparado ao instante a 10% do TT. Da mesma forma, a 70% do TT, foi observado aumento do VO_2 quando comparado aos instantes 10 e 40% do TT. No instante a 90% do TT, o VO_2 apresentou-se

significativamente maior do que o instante a 10% do TT. Para a cadência de pedalada, observou-se redução significativa no instante 70% do TT, comparado ao instante 10% do TT, e no instante 90% do TT comparado aos instantes 10, 40 e 70% do TT.

4.2.2 – Padrão coordenativo

O padrão coordenativo foi analisado no estudo 2 com o objetivo de mensurar a contribuição de cada articulação para o somatório absoluto dos momentos articulares (SMA), das três articulações dos dois membros inferiores (MORNIEUX et al., 2007), nos quatro instantes do teste de carga constante.

Na figura 20 são apresentados os resultados dos momentos articulares do ciclista S2, nos quatro instantes do teste de carga constante. Estes foram considerados resultados representativos dos momentos articulares ao longo do ciclo da pedalada para o grupo de estudo.

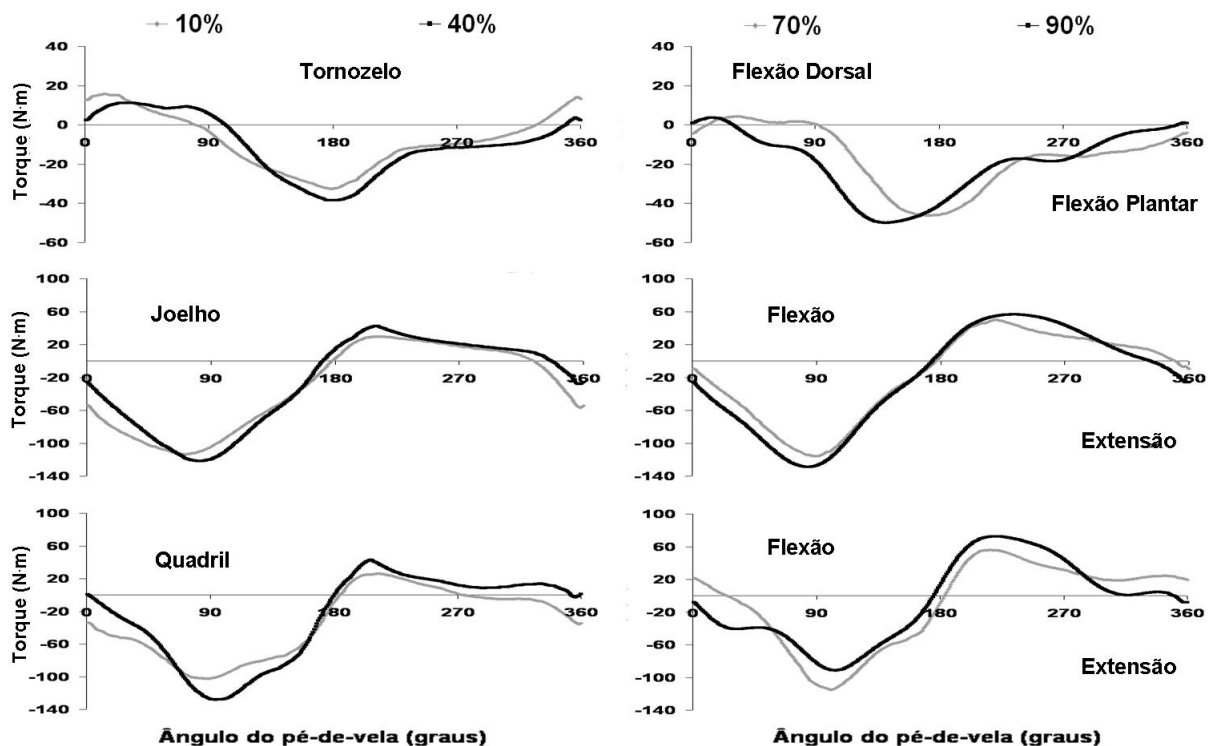


Figura 20. Resultados referentes aos torques articulares nos quatro instantes do teste de carga constante (10, 40, 70 e 90% do tempo total de teste) do ciclista S2. Os torques nas articulações do tornozelo, joelho e quadril são apresentados em função do ângulo do pé-de-vela. Os valores negativos representam torque flexor plantar na articulação do tornozelo e torque extensor nas articulações do joelho e do quadril.

Como variável indicadora da contribuição de cada articulação para o SMA, os valores relativos dos momentos resultantes nas articulações do tornozelo, joelho e quadril são apresentados na figura 21.

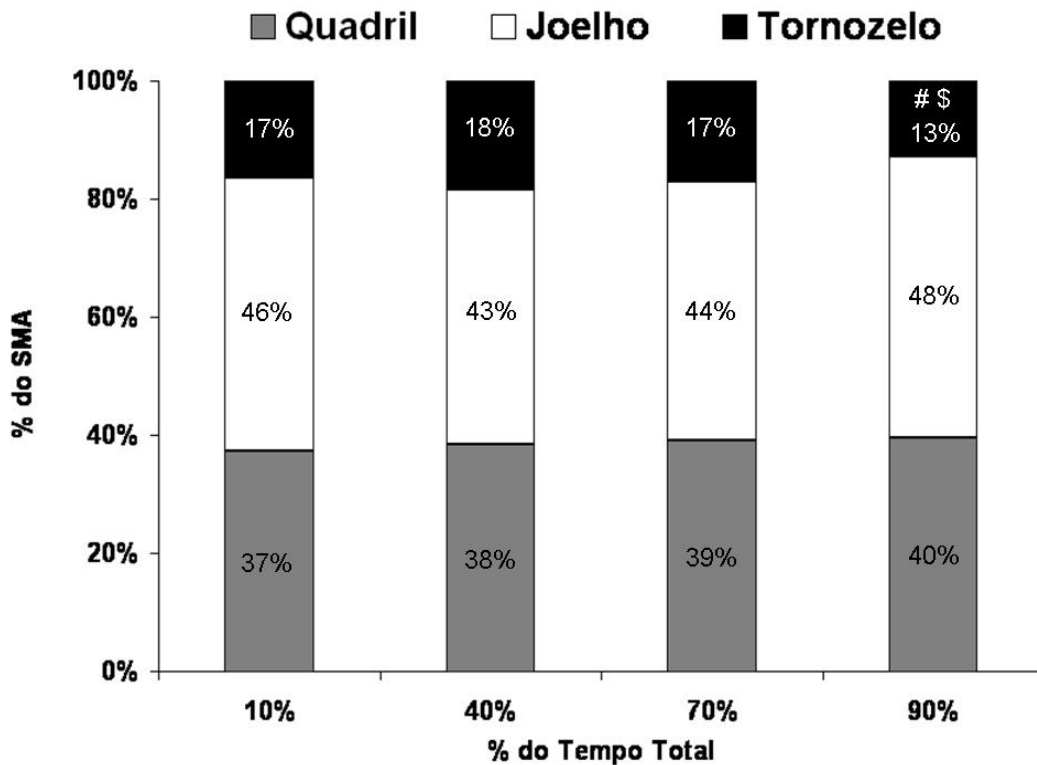


Figura 21. Resultados referentes ao percentual de contribuição de cada articulação (tornozelo, joelho e quadril) para o somatório absoluto dos momentos articulares (SMA). [#] Diferença significativa em relação ao estágio 40% do tempo total ($p < 0.05$). ^{\$} Diferença significativa em relação ao estágio 70% do tempo total ($p < 0.05$).

Foi observada redução significativa no percentual de contribuição do momento resultante na articulação do tornozelo no instante a 90% do tempo total de teste ($13 \pm 0,03\%$) comparado aos instantes 40 e 70% do tempo total do teste ($18 \pm 0,05\%$ e $17 \pm 0,04\%$, respectivamente). Não houve diferenças em relação ao instante a 10% do tempo total do teste, assim como para a contribuição das articulações do quadril e joelho para o SMA.

Os valores absolutos dos momentos resultantes das articulações do tornozelo, joelho e quadril, assim como o valor do somatório absoluto dos momentos articulares são apresentados na figura 22.

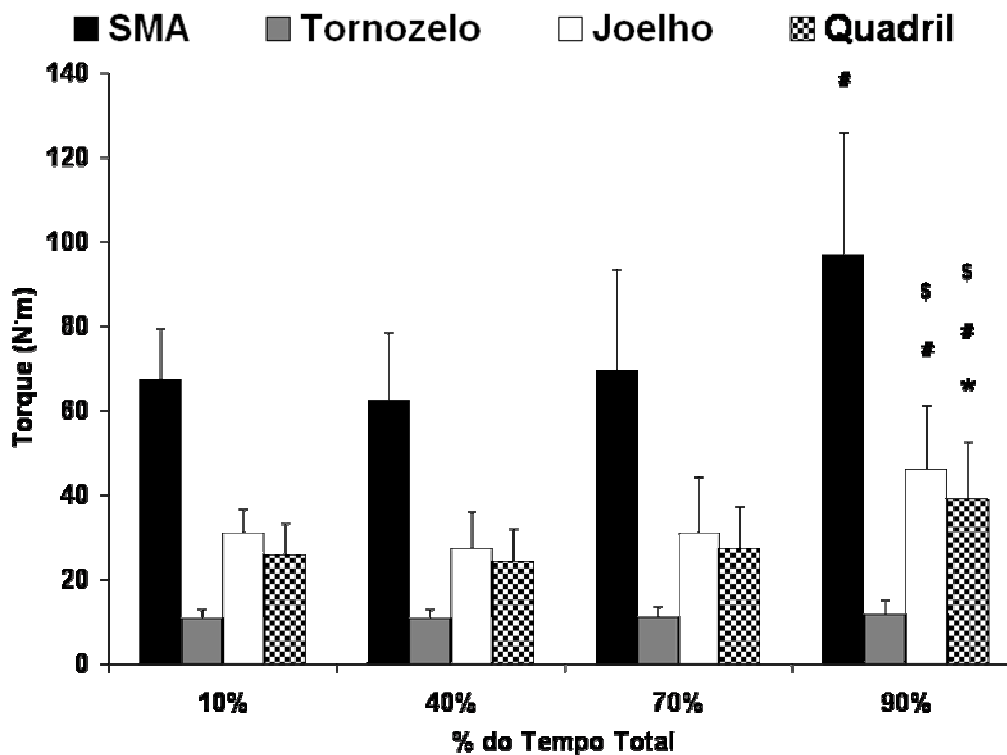


Figura 22. Resultados referentes aos valores absolutos dos momentos resultantes nas articulações do tornozelo, joelho e quadril, assim como do somatório absoluto dos momentos articulares (SMA). * Diferença significativa em relação ao estágio 10% do tempo total ($p < 0.05$). # Diferença significativa em relação ao estágio 40% do tempo total ($p < 0.05$). § Diferença significativa em relação ao estágio 70% do tempo total ($p < 0.05$).

Os resultados dos valores absolutos dos momentos articulares indicam aumento significativo no valor absoluto médio do momento resultante na articulação do joelho no instante 90% comparado aos instantes 40 e 70% do tempo total. Para a articulação do quadril, observa-se aumento no instante 90% comparado aos instantes 10, 40 e 70% do tempo total. Para o SMA, houve aumento significativo apenas quando comparados os resultados a 90% com o instante 40% do tempo total.

Na figura 23 são apresentados os resultados da força resultante para as articulações do tornozelo, joelho e quadril do ciclista S2, nos quatro instantes do teste de carga constante. Estes foram considerados resultados representativos da força resultante nas articulações ao longo do ciclo da pedalada para o grupo de estudo.

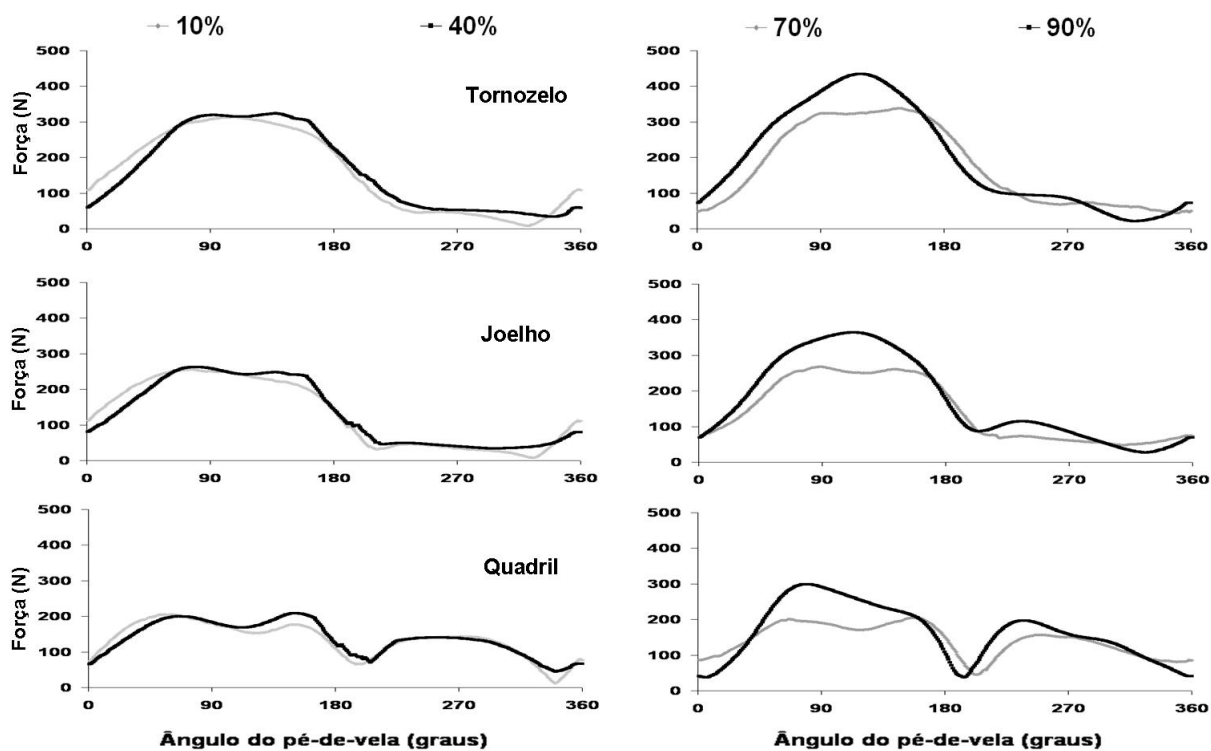


Figura 23. Resultados referentes à força resultante nas articulações do tornozelo, joelho e quadril nos quatro instantes do teste de carga constante (10, 40, 70 e 90% do tempo total) do ciclista S2. As forças resultantes nas articulações do tornozelo, joelho e quadril são apresentadas em função do ângulo do pé-de-vela.

Na figura 24 são apresentados os resultados referentes à média da força resultante nas articulações do tornozelo, joelho e quadril, nos quatro instantes do teste de carga constante.

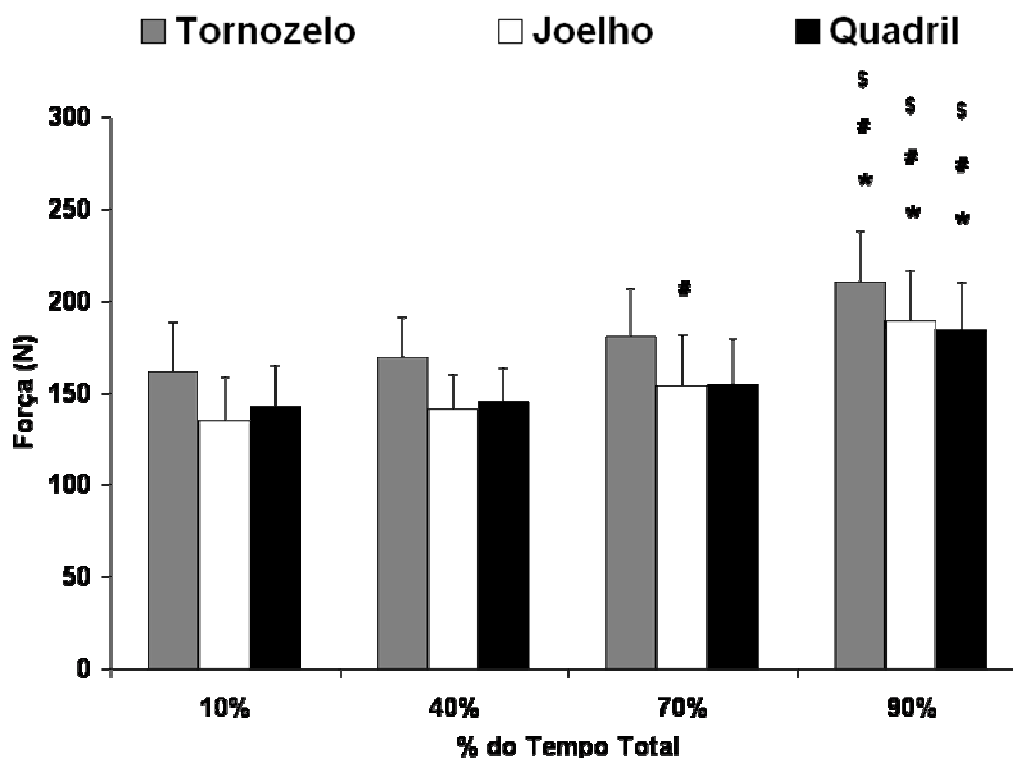


Figura 24. Resultados referentes ao valor médio da força resultante nas articulações do tornozelo, joelho e quadril nos quatro instantes do teste de carga constante. * Diferença significativa em relação ao estágio 10% do tempo total ($p < 0.05$). # Diferença significativa em relação ao estágio 40% do tempo total ($p < 0.05$). \$ Diferença significativa em relação ao estágio 70% do tempo total ($p < 0.05$).

A partir dos resultados apresentados na figura 24, foi possível observar a ocorrência de diferenças significativas para as três articulações analisadas quando comparados o instante a 90% do tempo total com os demais instantes analisados do teste de carga constante (10, 40 e 70% do tempo total). Para a articulação do joelho, observou-se ainda diferença significativa no valor médio da força resultante no instante 70% quando comparado ao instante 40%.

Na figura 25 são apresentados os resultados referentes aos ângulos articulares do tornozelo, joelho e quadril, do ciclista denominado S2, nos quatro instantes do teste de carga constante. Estes foram considerados resultados representativos da força resultante nas articulações ao longo do ciclo da pedalada para o grupo de estudo.

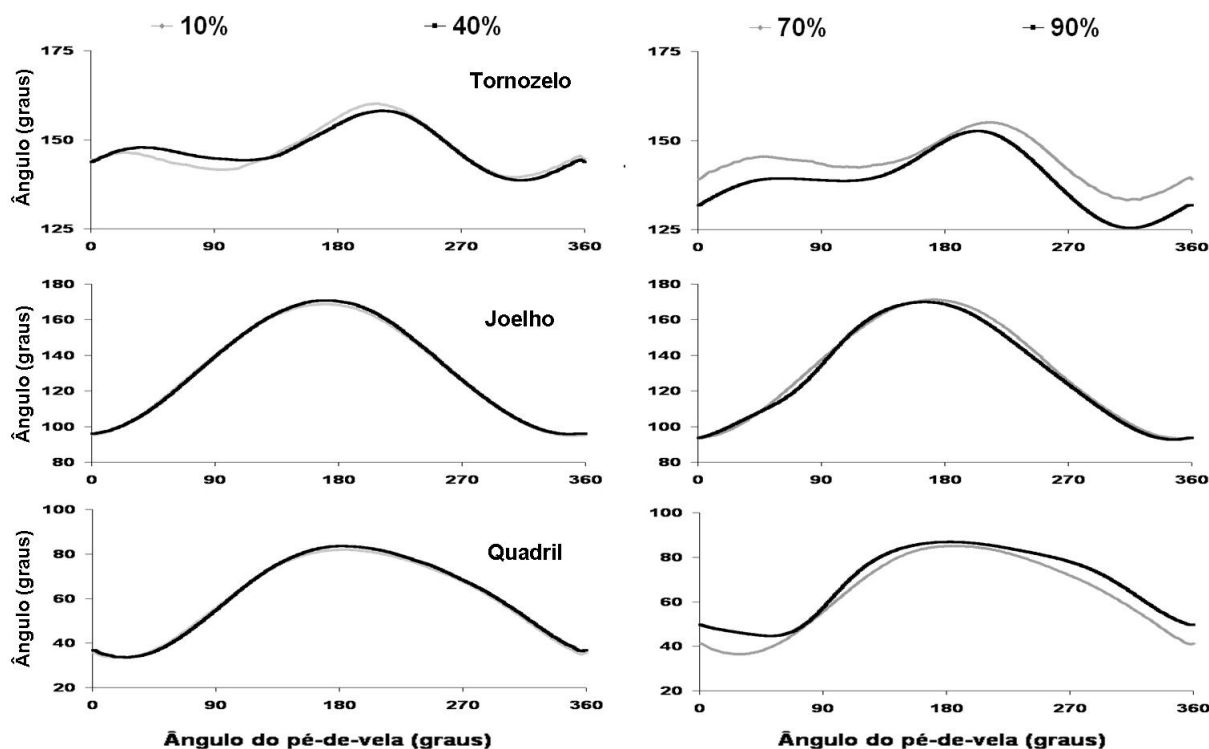


Figura 25. Resultados referentes ao ângulo das articulações do tornozelo, joelho e quadril nos quatro instantes do teste de carga constante (10, 40, 70 e 90% do tempo total) do ciclista S2. Os ângulos das articulações do tornozelo, joelho e quadril são apresentados em função do ângulo do pé-de-vela.

Na tabela 4 são apresentados os resultados das variáveis cinemáticas analisadas para as três articulações, nos quatro instantes do teste de carga constante.

Tabela 4. Resultados referentes aos valores médios do ângulo e amplitude de movimento das articulações do tornozelo, joelho e quadril nos quatro instantes do teste de carga constante (10, 40, 70 e 90% do tempo total).

Variáveis cinemáticas (°)		10% do	40% do	70% do	90% do
		tempo total	tempo total	tempo total	tempo total
Tornozelo	Média	158±5	157±5*	155±6*#	153±7*#§
	ROM	19±4	20±5	20±6	26±9*#§
Joelho	Média	132±3	132±2	133±2	134±3*#§
	ROM	69±4	70±4*	71±5*#	70±5
Quadril	Média	53±4	54±4*	55±4*#	58±5*#§
	ROM	54±4	54±4	53±4	51±5

* Diferença estatisticamente significativa em relação ao instante 10% do Tempo Total ($p < 0.05$). # Diferença estatisticamente significativa em relação ao instante 40% do Tempo Total ($p < 0.05$). § Diferença estatisticamente significativa em relação ao instante 70% do Tempo Total ($p < 0.05$).

O protocolo utilizado acarretou alterações significativas nas três articulações do membro inferior para os valores de média e amplitude de movimento articular. Para o valor

médio do ângulo do tornozelo, o instante a 40% apresentou redução significativa comparado ao instante 10%, e este apresentou redução significativa com o tempo do teste (70% menor do que 10 e 40% do tempo total, e 90% menor do que 10, 40 e 70% do tempo total). A amplitude de movimento (ROM) apresentou aumento significativo no instante 90% do tempo total comparado aos demais instantes.

Para o ângulo do joelho, o valor médio do ângulo do joelho apresentou aumento significativo no instante 90% do tempo total, comparado aos demais instantes do teste de carga constante. A amplitude de movimento do joelho apresentou aumento significativo nos instantes 40 e 70% comparados ao instante 10%, enquanto o instante 70% também apresentou aumento significativo em relação ao instante 40% do tempo total.

Para o ângulo do quadril, o valor médio do ângulo do quadril apresentou aumento significativo no instante 70% comparado aos instantes 10% e 40% do tempo total, assim como a 90% maior do que 10, 40 e 70% do tempo total. A amplitude de movimento da articulação do quadril não apresentou diferenças significativas ao longo do teste de carga constante.

5. DISCUSSÃO

Neste capítulo serão discutidos os resultados dos estudos 1 e 2 sendo estes confrontados com os achados apresentados pela literatura. Os mesmos serão discutidos de forma separada (estudos 1 e 2), sendo ao final realizada uma análise conjunta dos resultados em relação aos fenômenos que circundam o processo de instalação da fadiga.

Previamente à análise dos resultados dos protocolos de carga incremental e de carga constante, foi realizado uma análise estatística do $VO_{2Máx}$ e da $PO_{Máx}$ dos ciclistas avaliados em ambos os grupos dos estudos 1 e 2. Esta análise teve como objetivo verificar se o grupo de ciclistas apresentava homogeneidade em relação a estas características, visto que Chapman et al. (*in press*) indicaram que ciclistas com alto nível de treinamento e ciclistas iniciantes possuem diferenças quanto ao padrão de recrutamento muscular, o que pode influenciar no VO_2 . Tendo em vista a normalidade na distribuição dos dados de $VO_{2Máx}$ e $PO_{Máx}$, podemos inferir que a homogeneidade da amostra, quanto ao seu desempenho, foi confirmada.

5.1 - Estudo 1 – Teste de carga incremental

5.1.1 - Aspectos fisiológicos

A utilização do protocolo de carga incremental no ciclismo é amplamente difundida, principalmente no que tange à determinação do consumo máximo de oxigênio ($VO_{2Máx}$), sendo diferentes os incrementos de carga utilizados para a realização do mesmo (LUCÍA et al., 2002a; AMANN et al., 2004; DIEFENTHAELER et al., 2007b; BINI et al., 2007). Faria, Parker e Faria (2005) reportam diferentes critérios de interrupção adotados para o teste de carga incremental: a (1) manutenção da cadência de pedalada, (2) exaustão, (3) redução na potência produzida, e (4) platô no VO_2 . Desta forma, observa-se que o processo de instalação da fadiga é observado de forma direta durante o protocolo de carga incremental. Nos estudos que adotaram a cadência de pedalada ou a potência produzida como critério de interrupção do teste, os efeitos do processo de instalação da fadiga são observados de forma indireta, visto que o teste é interrompido antes da exaustão. No presente estudo, a verificação dos efeitos da

fadiga justificou a escolha da exaustão de cada ciclista como critério determinante para a interrupção do teste.

A relação linear entre o aumento da potência produzida (PO) e o consumo de oxigênio (VO_2) observada nos resultados do presente estudo permitiu analisar a sobrecarga fisiológica a que os ciclistas avaliados foram submetidos. Lembrando que as análises das variáveis relacionadas com a cinética e cinemática do movimento foram obtidas nos três estágios finais do teste de carga incremental, a determinação da intensidade relativa ao $VO_{2Máx}$ na qual os ciclistas foram avaliados, permite comparações adequadas com estudos prévios reportados na literatura.

Em média, os ciclistas realizaram os três estágios do teste de carga incremental a 80, 90 e 100% do $VO_{2Máx}$, respectivamente. AMANN, SUBUHI e FOSTER (2004) observaram, durante dois diferentes protocolos de carga incremental, que ciclistas atingiram o limiar ventilatório a $\cong 83\%$ do $VO_{2Máx}$. O presente estudo não objetivou a determinação do limiar ventilatório, no entanto, a análise das variáveis de interesse foi feita no estágio com carga a 75% da $PO_{Máx}$ com objetivo de submeter os ciclistas a uma intensidade abaixo da zona anaeróbia (FARIA, PARKER e FARIA, 2005). Esta se justifica pelo fato de que tem sido reportado na literatura um recrutamento adicional de unidades motoras (HELAL et al., 1993; LUCÍA et al. 2002a; HUG et al., 2004a) decorrentes do processo de instalação da fadiga muscular (AMANN, SUBUHI e FOSTER, 2004), principalmente quando a carga de trabalho ultrapassa o limiar anaeróbio. Estes aspectos poderiam alterar o padrão coordenativo utilizado pelos ciclistas para a aplicação de força no pedal (BLACK, SANDERSON e HENNIG, 1993).

5.1.2 - Cadência de pedalada e potência produzida

Faria, Parker e Faria (2005) apresentam modelos de protocolos de carga incremental nos quais o controle da cadência de pedalada é feito de forma distinta. No presente estudo, similar ao realizado por Padilla et al. (2001), foi permitida a escolha da cadência preferida de pedalada, sendo o teste interrompido pela exaustão do ciclista ou quando este não fosse mais capaz de manter 70 rpm de cadência de pedalada. Black, Sanderson e Hennig (1993) controlaram a cadência de pedalada de forma que esta não pudesse permanecer abaixo de 80 rpm, o que indicaria o término do teste. A redução observada na cadência de pedalada pode

ser justificada pelo aumento da carga de trabalho (ROSSATO et al., *in press*) ou mesmo pelo processo de instalação da fadiga muscular (LEPERS et al., 2000; LEPERS et al., 2002).

5.1.3 – Padrão coordenativo

Variáveis relacionadas com aspectos cinéticos das articulações (ex. torques e forças resultantes nas articulações), assim como os ângulos articulares, foram analisadas com o objetivo de compreender as repercussões do aumento progressivo da carga de trabalho sobre o padrão coordenativo. Assim como realizado por Mornieux et al. (2007) o presente estudo analisou a contribuição de cada articulação para o somatório absoluto dos momentos articulares (SMA) com o intuito de inferir sobre as estratégias coordenativas no ciclismo. A análise combinada das forças e ângulos articulares objetivou complementar a compreensão do padrão coordenativo durante o teste de carga incremental.

Visto que o teste foi realizado com aumentos progressivos de carga, o efeito combinado da carga de trabalho com o processo de instalação da fadiga poderia afetar as variáveis analisadas. As lacunas observadas na literatura quanto ao comportamento do SMA, da contribuição de cada articulação para o SMA, assim como da força resultante e da cinemática das articulações ao longo de um protocolo de carga progressiva no ciclismo permaneciam em aberto. Desta forma, os resultados do estudo 1 desta dissertação indicam alterações das variáveis analisadas, sugerindo mudanças no padrão coordenativo durante o protocolo de carga incremental.

De forma qualitativa, o comportamento dos torques resultantes nas articulações do quadril, joelho e tornozelo apresentou alterações possíveis de serem observadas na figura 13, referentes aos resultados obtidos do ciclista S2. Estas alterações foram quantificadas por meio da análise da contribuição de cada articulação para o SMA, como previamente realizado por Mornieux et al. (2007). Esses autores observaram que o aumento da carga de trabalho resultou em aumento da contribuição da articulação do quadril e redução da contribuição da articulação do joelho. Esses resultados corroboram em parte aos resultados de Ericson (1988), que observou aumento da contribuição das articulações do quadril e do joelho com o aumento da carga de trabalho. No presente estudo, apenas a articulação do joelho apresentou contribuição aumentada com o incremento da carga de trabalho, contrário ao reportado por Mornieux et al. (2007) e a hipótese delineada inicialmente para o estudo 1. Estes resultados podem ser justificados pelo aumento da ativação dos músculos extensores mono-articulares da

articulação do joelho (ex. *Vastus Lateralis*), como reportado por MacDonald et al. (2008) e Bini et al. (2008a), assim como pela redução na co-ativação dos músculos flexores do joelho (HAUNTIER et al., 2000).

Visto que a técnica da dinâmica inversa permite apenas o cálculo do torque resultante em cada articulação, a análise da co-ativação de músculos antagonistas (ex. flexores do joelho no torque extensor resultante) e suas implicações no torque articular resultante ainda necessitam maiores investigações. Estas incertezas recaem sobre a indeterminação da função dos músculos *Gastrocnemius*, *Biceps Femoris*, *Semitendinosus* e *Semimembranosus* na estabilização do joelho durante a pedalada (SO et al., 2005). Outra justificativa possível se baseia nos achados de HUG et al. (2004a), que apresentaram aumento significativo da ativação dos músculos flexores e extensores do joelho durante o teste de carga incremental. BINI et al. (2008a), no entanto, indicam que a ativação do músculo *Biceps Femoris* não apresenta alterações significativas com o aumento da carga de trabalho, o que indica a necessidade de análise adicional da relação destes músculos e de seus efeitos no torque resultante na articulação do joelho.

A partir dos resultados obtidos no presente estudo, foi possível perceber que o aumento do SMA com o aumento da carga de trabalho parece ser dependente da maior contribuição da articulação do joelho. Broker e Gregor (1994) indicam que a articulação do joelho apresenta função aumentada na produção de energia mecânica com o incremento da carga de trabalho. Estes autores afirmam que aproximadamente 6% da energia mecânica desta articulação advêm da articulação do quadril por meio de transferência de energia. Esta transferência resulta em aumento do torque resultante na articulação do joelho, função executada em parte pelos músculos bi-articulares (VAN INGEN SCHENAU, PRATT e MACPHERSON, 1994; HOF, 2001) e pela força de contato intersegmentar (FREGLY e ZAJAC, 1996).

Os torques gerados e transferidos pelas articulações do quadril e joelho são direcionados ao pedal por meio da articulação do tornozelo (KAUTZ e NEPTUNE, 2002; ZAJAC, 2002). Raasch e Zajac (1999) observaram que os músculos que cruzam a articulação do tornozelo (*Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius* e *Soleus*) possuem função de posicionar o pé com o objetivo de otimizar a transferência de energia mecânica dos segmentos coxa e perna para o pé-de-vela. Esta função, segundo So, Ng e Ng (2005), deve ser otimizada com o objetivo de minimizar a perda de energia mecânica durante contrações excêntricas dos

músculos flexores plantares. Três diferentes padrões de movimento do tornozelo são descritos por So, Ng e Ng (2005): (1) aumentada dorsiflexão no início da fase de propulsão com o intuito de armazenar energia de forma elástica para uso no final da fase de propulsão; (2) aumentada rigidez e limitação de movimento no tornozelo por meio da co-ativação do *Tibialis Anterior* e *Soleus*, com fins de otimizar a transferência de energia mecânica para o pé; (3) manutenção da flexão plantar durante a maior parte do ciclo de pedalada. Destas, Raasch e Zajac (1999) sugerem que a segunda estratégia parece não contribuir de forma efetiva para a propulsão do pé-de-vela, enquanto que a terceira poderia resultar em redução na eficiência mecânica. Nesta perspectiva, Cannon, Kolkhorst e Cipriani (2007), compararam a ativação dos músculos *Vastus Lateralis*, *Gastrocnemius Lateralis*, *Biceps Femoris*, e *Tibialis Anterior*, assim como calcularam a eficiência mecânica de ciclistas pedalando em três diferentes situações: (1) posição preferida do tornozelo; (2) tornozelo posicionado preferencialmente em dorsiflexão; (3) tornozelo posicionado preferencialmente em flexão plantar. Estes observaram que a posição com o tornozelo em dorsiflexão resultou em redução significativa na eficiência mecânica (2,6%) e aumento na ativação do *Gastrocnemius Lateralis*. A mudança do ângulo médio da articulação do tornozelo, para maior dorsiflexão, resultaria no aumento no comprimento e da capacidade de produção de força dos músculos flexores plantares, concomitando na alteração da ativação destes músculos. Guimarães et al. (1994) indicam que a alteração da ativação mediante mudança no comprimento muscular pode ser explicada por um mecanismo de regulação do sistema nervoso central, que, ciente das condições mecânicas do músculo em termos de comprimento e velocidade, parece enviar maior estímulo quando este se encontra em uma situação desfavorável, e o contrário em uma situação mais favorável.

Apesar da sua importância no que tange o aproveitamento da força gerada nas articulações subjacentes, o padrão de movimento do tornozelo não apresenta regularidade similar ao observado nas articulações do quadril e do joelho (CARPES et al. 2006b), sendo afetado pela carga de trabalho (KAUTZ et al., 1991; BLACK, SANDERSON e HENNIG, 1993), cadência de pedalada (SANDERSON et al., 2006), altura do selim (NORDEEN-SNYDER, 1977; DIEFENTHAELER et al., 2006) e pelo processo de instalação da fadiga (AMOROSO, SANDERSON e HENNIG, 1993; SANDERSON e BLACK 2003).

O controle adequado da função do tornozelo durante a pedalada é feito baseado em mecanismos proprioceptores, sendo estes associados à percepção de tensão e comprimento do músculo, assim como pela força resultante na articulação e pelo ângulo articular

(SANDERSON et al. 2006). O aumento da força articular resultante no tornozelo, associado com as alterações na cinemática desta articulação, observadas no presente estudo, indicam uma estratégia coordenativa única. Segundo Raasch e Zajac (1999), o padrão de ativação dos músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius*, e *Soleus*, é determinado de forma individual. Com isto, não é possível definir entre os ciclistas avaliados no presente estudo, qual adotou a melhor estratégia para o movimento da articulação do tornozelo em resposta ao aumento progressivo da carga de trabalho. O treinamento técnico do ciclismo poderia ser efetivo no controle do posicionamento do tornozelo, resultando no melhor aproveitamento das forças aplicadas no pedal. Davis e Hull (1981) indicam que o direcionamento adequado das forças no pedal leva a redução da ocorrência de lesões e minimização da fadiga.

A cinemática articular têm sido descrita como dependente de variações na carga de trabalho (KAUTZ et al., 1991; BLACK, SANDERSON e HENNIG, 1993), assim como da cadência de pedalada (SANDERSON et al., 2006). No presente estudo observou-se mudanças no ângulo médio do tornozelo em direção à dorsiflexão, com aumento da amplitude de movimento do mesmo. Resultados similares foram observados por Black, Sanderson e Hennig (1993), e parcialmente explicados por Sanderson et al. (2006), que indicam que os músculos do tornozelo podem alterar a amplitude de variação do seu comprimento, em decorrência das mudanças na cadência de pedalada.

Visto que as alterações na cinemática do tornozelo foram observadas no último estágio do teste de carga incremental, no qual a cadência de pedalada apresentou-se significativamente reduzida, os resultados do presente estudo corroboram ao comportamento descrito na literatura. O ciclo ergômetro utilizado por Sanderson et al. (2006), assim como o do presente estudo, compensava a redução na cadência de pedalada com o aumento na resistência oferecida. Isto reforça as similaridades observadas nas alterações da cinemática da articulação do tornozelo entre o presente estudo e os resultados de Sanderson et al. (2006). Devido às alterações na cinemática do tornozelo dos ciclistas com o aumento da carga de trabalho, é possível inferir que ocorreu um aumento no comprimento médio dos músculos flexores plantares, este associado à maior amplitude de comprimento muscular. Estas podem representar uma estratégia do sistema nervoso central com o intuito de compensar o aumento na demanda de produção de força destes músculos.

O aumento da amplitude de movimento da articulação do tornozelo poderia estar associado ao acúmulo de energia elástica (KOMI, 1992; KUITUNEN et al. 2002),

principalmente visto que Hull e Hawkins (1990) e Sanderson et al. (2006) observaram a presença de contrações excêntricas no músculo *Soleus*. No entanto, estas não seguem o ciclo alongamento-encurtamento, descrito por Komi (1992) como importante para o acúmulo de energia elástica. Williams (1985) e Kautz e Neptune (2002), reforçam que a magnitude da contração excêntrica dos músculos flexores plantares é desprezível no gesto da pedalada. A determinação do tipo de contração de cada músculo recai sobre a necessidade de elaboração de um modelo de segmentos articulados, submetido à simulação computacional. Este procedimento exige a mensuração da ativação muscular e a estimativa de características intrínsecas dos músculos, como suas capacidades de produção de força em diferentes comprimentos musculares e velocidades de contração (RAASCH e ZAJAC, 1999; ERDEMIR et al., 2007). Estes procedimentos não faziam parte do presente estudo, o que limita as conclusões quanto ao tipo de contração dos músculos relacionados, assim como o recrutamento de cada músculo durante o teste.

As alterações cinemáticas observadas no presente estudo para a articulação do quadril foram reportadas por Black, Sanderson e Hennig (1993), resultantes das mudanças observadas na cinemática da articulação do tornozelo. Estes autores ainda sugerem que estas alterações na cinemática poderiam resultar em mudanças no comprimento dos músculos, assim como posteriormente observado por Sanderson et al. (2006). Devido ao processo de instalação da fadiga, Amoroso, Sanderson e Hennig (1999) e Sanderson e Black (2003), indicaram que as alterações na cinemática das articulações refletem estratégias mecânicas relativas à aumentada sobrecarga sobre o sistema músculo-esquelético.

O aumento observado no presente estudo no ângulo médio do quadril levaria os músculos extensores desta articulação a trabalhar em um menor comprimento muscular, assim como em uma reduzida amplitude de movimento. No entanto, ainda não está claro porque o sistema nervoso central altera o padrão da cinemática da articulação do quadril nesta direção. Uma possível explicação recai sobre o fato de que com a mudança do ângulo do quadril em direção à extensão, ocorreria um aumento no comprimento dos músculos flexores do quadril, dentre eles o *Rectus Femoris*. Van Ingen Schenau, Pratt e MacPherson (1994) e Hof (2001) indicam que o músculo *Rectus Femoris* apresenta função importante no direcionamento da força gerada na articulação do quadril para a articulação do joelho. A combinação de um maior comprimento muscular do *Rectus Femoris*, associada a sua função na transferência de força do quadril para o joelho, poderia justificar a alteração do ângulo do quadril, como

observado no presente estudo. Estas compensações estariam associadas ao melhor controle da força transmitida pelos segmentos coxa, perna e pé para sua aplicação no pedal de forma mais adequada.

As alterações observadas nos torques resultantes na articulação do joelho, nas forças resultantes e na cinemática das três articulações do membro inferior, decorrentes do aumento progressivo da carga de trabalho, parecem indicar uma alteração no padrão coordenativo dos ciclistas avaliados. O aumento da carga de trabalho resultou em redução significativa da cadência de pedalada, o que também parece ter influenciado significativamente as alterações observadas nas variáveis analisadas. Kautz, Neptune e Zajac (2000), indicam que o controle do movimento por parte do sistema nervoso central apresenta mecanismos mais complexos do que é possível ser mensurado. Estes autores apontam que a análise isolada do comportamento dos torques articulares resultantes não permite determinar as estratégias do sistema nervoso central, visto que este pode utilizar uma série imensurável de combinações de torques para realizar um determinado gesto. Com isto, é possível reafirmar a importância da análise das forças e da cinemática articular para a compreensão da estratégia de movimento adotada pelos ciclistas do presente estudo.

Desta forma, observou-se no presente estudo que as articulações do membro inferior parecem apresentar respostas distintas decorrentes do aumento progressivo da carga de trabalho. O tornozelo apresentou alterações na cinemática e aumento na força articular resultante, sendo estes associados com a ausência de mudanças significativas no torque resultante nesta articulação. O aumento na contribuição da articulação do joelho para o SMA ocorreu de forma concomitante ao aumento na força resultante nesta articulação, enquanto que a articulação do quadril apresentou força resultante aumentada associada com alterações na cinemática. Estas mudanças sugerem funções distintas para a articulação do tornozelo (transferência de força), comparada às articulações do joelho e do quadril (produção de força e torque).

Para o estudo 1, a hipótese delineada inicialmente de que ocorreria um aumento significativo do somatório absoluto dos momentos das articulações do quadril, joelho e tornozelo, com aumento significativo na contribuição da articulação do quadril e redução da contribuição da articulação do joelho para os momentos articulares em diferentes instantes de um protocolo de carga progressiva no ciclismo foi parcialmente confirmada. Esta afirmação se baseia no aumento observado para o SMA no estágio a 100% da $PO_{Máx}$.

5.2 - Estudo 2 – Teste de carga constante

Da mesma forma como o realizado para o $VO_{2Máx}$ e $PO_{Máx}$ no estudo 1, a análise estatística da distribuição dos dados referentes ao tempo total foi realizada com o objetivo de verificar a homogeneidade do grupo de ciclistas avaliados quanto ao seu desempenho no teste de carga constante. A normalidade na distribuição dos dados referentes ao tempo total no teste de carga constante indica homogeneidade no desempenho dos ciclistas e no nível de treinamento dos mesmos. Visto que o protocolo do estudo 2 foi adaptado de Sanderson e Black (2003) e Hug et al. (2004b), não é possível comparar diretamente o tempo total de teste do presente estudo com os resultados descritos na literatura.

5.2.1 - Aspectos fisiológicos e cadência de pedalada

Diversos estudos utilizaram protocolos de carga constante em ciclo ergômetro com o intuito de verificar os efeitos do processo de instalação da fadiga sobre variáveis fisiológicas como o VO_2 , FC e RER (LAJOIE, LAURENCELLE e TRUDEAU, 2000; LEPERS et al., 2000; LUCÍA et al., 2000; KRUNSTRUP et al., 2004). Estes estudos, apesar de utilizarem diferentes critérios para a determinação da carga de teste (ex. máxima concentração estável de lactato), indicaram aumento nas variáveis fisiológicas avaliadas (ex. VO_2) devido ao processo de instalação da fadiga. O aumento no VO_2 para uma mesma carga de trabalho vem sendo associado a dois fatores principais: (1) aumento na sobrecarga do sistema cardiorrespiratório devido ao redirecionamento de sangue para a pele com o intuito de regulação térmica (LAJOIE, LAURENCELLE e TRUDEAU, 2000) e (2) recrutamento aumentado de unidades motoras de maior calibre (LUCÍA et al., 2000; KRUNSTRUP et al., 2004).

No presente estudo, não foi observado aumento do VO_2 após 70% do tempo total de teste, indicando que possivelmente o processo de instalação da fadiga não resultou em aumento na sobrecarga fisiológica (ex. VO_2). Este poderia ser justificado pela não ocorrência do componente lento do VO_2 devido ao adequado controle térmico. Outro aspecto possivelmente interveniente na manutenção do VO_2 é a não ocorrência de recrutamento adicional de unidades motoras, visto que acima de 80% da $PO_{Máx}$ este estaria completo,

restando apenas o aumento na frequência de disparo nas unidades motoras recrutadas com o objetivo de aumento na produção de força (MACDONALD et al. 2008).

Apesar da manutenção do VO_2 , a cadência de pedalada apresentou redução significativa após 70% do tempo total de teste, assim como previamente observado por Lepers et al. (2000) e Lepers et al. (2002). Black, Sanderson e Hennig (1993) e Zameziati et al. (2006) observaram aumento das componentes da força aplicada no pedal com a redução da cadência de pedalada, estas decorrentes do aumento da resistência oferecida pelo ciclo ergômetro e do processo de instalação da fadiga.

5.2.2 – Padrão coordenativo

A análise dos efeitos do processo de instalação da fadiga sobre o padrão coordenativo no ciclismo tem como objetivo a compreensão das estratégias do sistema nervoso central sobre o recrutamento muscular, assim como prioriza a função de cada uma das articulações envolvidas no gesto. Bini et al. (2008a) indicaram que o músculo *Vastus Lateralis* apresentou ativação aumentada durante uma prova simulada de 40 km, sem evidências de mudança na ativação dos demais músculos *Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius Medialis*, *Biceps Femoris* e *Rectus Femoris*. Estes indicaram que pode ocorrer uma prioridade na ativação dos músculos relacionados com a propulsão em prol da otimização do desempenho no ciclismo. Nesta perspectiva, Mornieux et al. (2007) observaram que alterações na cadência de pedalada e carga de trabalho afetam a contribuição das articulações do quadril e do joelho para o torque gerado pelas articulações. Com isto, o objetivo da análise da contribuição de cada articulação para o torque total, assim como o comportamento das forças e cinemática articular com o processo de instalação da fadiga visa avançar no entendimento de como o sistema nervoso controla o movimento da pedalada.

A determinação da carga de trabalho pela potência gerada tem sido utilizada como critério de interrupção do protocolo de teste visando a instalação da fadiga até a exaustão (FARIA, PARKER e FARIA, 2005). Este mecanismo de controle recai sobre a determinação da potência em ciclo ergômetro, de forma que variações na cadência de pedalada são compensadas pelo aumento da resistência oferecida ao ciclista. Com isto, pode-se inferir que a redução observada na cadência de pedalada nos instantes 70 e 90% do tempo total do teste resultou em aumento na resistência oferecida pelo ciclo ergômetro, com conseqüente aumento

na força de reação do pedal. A redução da cadência de pedalada possivelmente resulta em redução da velocidade de encurtamento muscular e conseqüente diminuição na capacidade de produção de potência muscular (MACINTOSH, NEPTUNE e HORTON, 2000).

A redução da cadência de pedalada e o possível aumento na força de reação do pedal foram reportadas ainda como responsáveis pela redução na capacidade contrátil dos músculos extensores do joelho quando associada ao processo de instalação da fadiga muscular (LEPERS et al. 2002). St Clair Gibson et al. (2001) sugerem que o processo de instalação da fadiga poderia afetar o padrão de recrutamento muscular, este decorrente de respostas aferentes distintas dos receptores químicos de cada músculo.

Abiss e Laursen (2005) sintetizaram algumas implicações da fadiga sobre a capacidade contrátil do músculo, indicando dois principais aspectos: (1) falha na re-síntese de ATP; (2) possível alteração no controle central levando à inibição da ativação muscular. Esta poderia ocorrer de forma diferenciada nos músculos do membro inferior devido a particularidades relacionadas às características mecânicas (ex. relação força x comprimento) e fisiológicas (ex. tipo predominante de fibras), assim como devido à técnica de pedalada utilizada. Korff et al. (2007) observaram que a eficiência mecânica é reduzida quando a técnica da pedalada é alterada em direção à redução do torque contraproducente na fase de recuperação, este priorizando a ativação dos músculos flexores do joelho (ex. *Biceps Femoris*). Estes autores justificam que a redução na eficiência mecânica ocorreria por menor eficiência metabólica dos músculos flexores do joelho, comparada aos músculos extensores. Duc, Betik e Grappe (2005) e So, Ng e Ng (2005) sugerem que a ativação muscular é controlada também com objetivo de postergar o processo de instalação da fadiga, indicando que o sistema nervoso central possivelmente prioriza o recrutamento de músculos capazes de resistir a fadiga por mais tempo e reduz o recrutamento de músculos mais fatigáveis. Hautier et al. (2000) indicaram que a redução observada na ativação do músculo *Biceps Femoris* em resposta ao processo de instalação da fadiga pode estar relacionada a adaptações do sistema neuromuscular com o objetivo de reduzir a co-contração entre flexores e extensores do joelho. Estes achados são reforçados por Chapman et al. (*in press*), que indicaram que ciclistas experientes possuem menor co-ativação dos músculos *Tibialis Anterior* e *Gastrocnemius Lateralis* comparados a ciclistas novatos.

Observações em relação à mecânica do movimento da pedalada foram realizadas por Amoroso, Sanderson e Hennig (1993) e Sanderson e Black (2003), os quais indicaram que,

em condições de fadiga, mudanças nos torques resultantes nas articulações podem ocorrer devido a adaptações na mecânica do movimento com o intuito de responder à aumentada demanda. Estas adaptações seriam oriundas de alterações no padrão coordenativo, dependente do recrutamento muscular. Nesta perspectiva, observou-se redução na contribuição da articulação do tornozelo para o somatório absoluto dos momentos articulares (SMA) no instante 90% do tempo total do presente estudo, o que se opõe a hipótese previamente delineada para o estudo 2. Ericson (1988) observou relação inversa entre a contribuição da articulação do tornozelo e o aumento da carga de trabalho para uma mesma cadência de pedalada, o que reforça os resultados observados no presente estudo.

Visto que no presente estudo houve redução da cadência de pedalada e conseqüente aumento na resistência oferecida pelo ciclo ergômetro, é possível relacionar os resultados observados com aqueles descritos por Ericson (1988). No entanto, os resultados observados no estudo 1 desta dissertação, indicam que com o aumento progressivo da carga de trabalho não ocorrem diferenças na contribuição da articulação do tornozelo para o SMA. Estes resultados foram observados por Mornieux et al. (2007), sendo justificados como decorrentes da função exercida pelo tornozelo na transferência de energia mecânica durante o ciclo da pedalada.

No estudo 1, foi observada uma redução da cadência de 99 ± 3 rpm a 75% da $PO_{Máx}$ para 92 ± 11 rpm no estágio com carga a 100% da $PO_{Máx}$, o que resulta em uma redução de $\pm 7\%$, enquanto que no estudo 2, a redução na cadência de pedalada foi de $\pm 19\%$ (de 98 ± 8 rpm a 40% do tempo total, para 79 ± 14 rpm a 90% do tempo total). Esta diferença na variação da cadência de pedalada poderia afetar a função dos músculos que cruzam articulação do tornozelo, o que não foi observado por Mornieux et al. (2007) quando alterando a cadência de 60 para 100 rpm. Estes indicam que a contribuição da articulação do tornozelo não muda com a alteração na cadência de pedalada. Desta forma, ainda permanece incerta a magnitude de variação da cadência de pedalada capaz de afetar o torque resultante na articulação do tornozelo.

O aumento no SMA, observado no instante a 90% do tempo total parece estar diretamente relacionado com a redução da cadência de pedalada e aumento da força de reação do pedal para a manutenção da PO, assim como observado no estudo 1. Kautz e Neptune (2002) e Zajac (2002), reportaram que a função de produção de energia mecânica para o movimento da pedalada é função das articulações do quadril e do joelho. Estes justificam o

aumento do SMA decorrente do aumento do torque resultante nessas articulações. Nesta perspectiva, a articulação do tornozelo apresentou manutenção no torque resultante, e como referido anteriormente, redução na contribuição relativa ao SMA. Estes resultados corroboram parcialmente com o comportamento descrito por Kautz e Neptune (2002) e Zajac (2002), decorrentes da função diferenciada destas articulações no gesto da pedalada.

A literatura tem apresentado resultados divergentes quanto à contribuição das articulações do membro inferior para o torque e/ou trabalho gerado por estas articulações, sendo esta dependente da carga de trabalho (ERICSON et al., 1986), cadência de pedalada (ERICSON, 1988; HOSHIKAWA et al., 2007), assim como do nível de experiência com ciclismo (HOSHIKAWA et al., 2007). Estes autores indicaram que não-ciclistas produzem, proporcionalmente, mais trabalho nas articulações do quadril e do tornozelo, comparados com ciclistas, o que corrobora os resultados de Chapman et al. (*in press*) no que tange as estratégias de recrutamento diferenciadas serem dependentes do nível de experiência competitiva.

As estratégias coordenativas afetam as forças articulares resultantes, assim como a cinemática das articulações do membro inferior (estudo 1). No estudo 2, foi observado aumento na força resultante nas três articulações do membro inferior no instante a 90% do tempo total, o que pode ser explicado pela redução observada na cadência de pedalada, com conseqüente aumento na força de reação do pedal para a manutenção da carga de trabalho. Sabendo-se que durante o ciclo de pedalada as forças geradas nas articulações do quadril e do joelho são transmitidas ao pé-de-vela através da articulação do tornozelo, portanto a rigidez do tornozelo poderia levar a uma otimização na sua função (MORNIEUX et al. 2007). Como reportado anteriormente, So, Ng e Ng (2005) a tentativa de aumentar a rigidez no tornozelo possui diferentes estratégias, sendo ainda incerto qual destas permite a maior efetividade na transferência da força para o pé-de-vela. Raasch e Zajac (1999) indicam o uso da simulação computacional com objetivo de estimar a força muscular, permitindo um melhor entendimento da função dos músculos flexores plantares durante o ciclo da pedalada.

Visto que a fatigabilidade parece não ser a mesma para todos os músculos envolvidos no gesto da pedalada (DINGWELL et al. *in press*), as estratégias de coordenação do movimento em situação de fadiga podem afetar a contribuição das articulações para o torque gerado pelas mesmas. Este aspecto já foi indiretamente reportado por Cannon, Kolkhorst e Cipriani (2007) e Korff et al. (2007), que indicaram alterações na eficiência mecânica e

consumo de oxigênio com a alteração da técnica da pedalada. Estas alterações indicam que a técnica de pedalada que prioriza o recrutamento aumentado dos músculos da loja posterior da coxa e da perna reduz a eficiência mecânica do gesto.

No estudo 2 foram observadas alterações na cinemática a partir do instante 40% do tempo total do teste para maior parte das articulações avaliadas. Assim como reportado por Amoroso, Sanderson e Hennig (1993) houve redução do ângulo médio da articulação do tornozelo a partir do instante 40% do tempo de teste, com aumento da amplitude de movimento (ROM) no instante 90% do tempo de teste. Estes, assim como o observado para os torques e as forças articulares, podem ser decorrentes da redução observada na cadência de pedalada. Sanderson et al. (2006) observaram aumento da amplitude de movimento e alteração do ângulo do tornozelo para maior dorsiflexão, com redução da cadência de pedalada, assim como o observado no estudo 2.

Como reportado anteriormente, a mudança do ângulo médio da articulação do tornozelo para maior dorsiflexão, resultaria no aumento no comprimento dos músculos flexores plantares, resultando em alteração da capacidade de produção de força. Estas alterações parecem ser importantes na tentativa de manter a força transmitida dos segmentos para o pé-de-vela. So, Ng e Ng (2005) descrevem três padrões comumente observados para a articulação do tornozelo, no entanto, ainda existem lacunas quanto às adaptações destes padrões cinemáticos devido às alterações na carga de trabalho, cadência de pedalada, assim como devido ao processo de instalação da fadiga. Carpes et al. (2006a) observou ainda que a cinemática do tornozelo difere entre ciclistas de estrada e da modalidade *mountain bike*. Alterações na altura do selim também parecem ser compensadas pela articulação do tornozelo, permitindo que as articulações do quadril e do joelho mantenham o seu padrão de movimento em resposta a mudanças na configuração da bicicleta (NORDEEN-SNYDER, 1977; DIEFENTHAELER, 2004). Apesar do estudo 2 não objetivar a diferenciação dos ciclistas avaliados quanto ao padrão cinemático adotado para a articulação do tornozelo, é importante ressaltar que esta apresentou função diferenciada com o processo de instalação da fadiga.

Em relação às alterações cinemáticas observadas nas articulações do quadril e do joelho, Amoroso, Sanderson e Hennig (1993) reportam mudança no ângulo do quadril em direção a maior extensão, enquanto Sanderson e Black (2003) indicaram ainda mudança associada no ângulo do joelho. No estudo 2, ambas as articulações alteraram seu padrão

cinemático para ângulos mais próximos da extensão. Como já indicado por Sanderson et al. (2006), alterações cinemáticas resultam em mudança no comprimento dos músculos, assim como na sua velocidade de encurtamento. Estas resultam em mudança na capacidade de produção de força destes músculos em relação ao comprimento e a sua velocidade de encurtamento, o que pode implicar em alteração nas estratégias de recrutamento por parte do sistema nervoso central (GUIMARÃES et al. 1994). Diferentemente do que foi observado para a articulação do tornozelo, as articulações do quadril e do joelho não apresentaram alterações na amplitude de movimento, exceto a articulação do joelho nos instantes 40 e 70% do tempo total, comparada ao início do teste. No entanto, retornou a amplitude de movimento que iniciou o teste no instante 90% do tempo total.

Visto que ambas as articulações foram alteradas em direção a um maior ângulo de extensão, pode-se inferir que os músculos mono-articulares de ambas as articulações passaram a ser utilizados em menores comprimentos. Esta estratégia não parece ser favorável, quando verificamos que em ciclistas, à medida que um músculo reduz seu comprimento passa a produzir menos força (GUIMARÃES et al. 1994). No entanto, não foi estimado o comprimento dos músculos envolvidos no gesto da pedalada, como realizado previamente por Sanderson et al. (2006), o que limita a determinação da excursão dos mesmos. Os músculos bi-articulares que cruzam as articulações do quadril e do joelho também são afetados pela alteração da cinemática destas articulações, no entanto, devido à mudança simultânea do ângulo destas articulações, não é possível estimar quaisquer alterações na excursão destes. Com isto, ainda permanecem incertas as justificativas para a alteração dos ângulos das articulações do quadril e do joelho em direção à maior extensão. A transferência de energia mecânica por meio da força de contato entre as estruturas ósseas envolvidas (ex. tíbia e fêmur, para a articulação do joelho) deve ser considerada com a redução do ângulo do joelho. No entanto, Zajac (2002) reporta que não é possível medir de forma isolada a contribuição desta componente da força para a força resultante na articulação.

Assim como observado no estudo 1, o processo de instalação da fadiga, associado com alterações na cadência de pedalada resultou em mudanças na mecânica das articulações do membro inferior, permitindo que o ciclista mantivesse a capacidade de aplicação de força nos pedais, otimizando o seu desempenho. Em estudo preliminar, Diefenthaler et al. (2007a) analisaram o índice de efetividade de ciclistas, indicando que estes não apresentam alterações significativas na técnica de pedalada quando submetidos a um protocolo de fadiga. Até aquele

momento, não haviam evidências de como os ciclistas controlam o movimento das articulações com o objetivo de potencializar o desempenho. No estudo 2, alterações nos torques, forças e cinemática das articulações foram observadas como possíveis estratégias do sistema nervoso central para controle da força muscular durante o processo de instalação da fadiga no ciclismo. Kautz, Neptune e Zajac (2000) indicam que a estimativa das forças musculares permite um melhor entendimento das estratégias de recrutamento quando comparada à análise dos torques articulares isolados. Este aspecto limita as conclusões do presente estudo quanto a participação de cada músculo no padrão coordenativo decorrente do processo de instalação da fadiga.

Para o estudo 2, a hipótese delineada inicialmente de que ocorreria um aumento significativo do somatório absoluto dos momentos das articulações do quadril, joelho e tornozelo, sem alterações significativas na contribuição de cada articulação para os momentos articulares em diferentes instantes de um protocolo de carga constante no ciclismo foi refutada. Esta afirmação se baseia na redução significativa da contribuição da articulação do tornozelo para o SMA, devido ao aumento do SMA no instante a 90% do tempo total do teste e da manutenção do momento articular resultante no tornozelo ao longo do teste.

5.3 – Análise das implicações da fadiga no ciclismo

O estudo dos efeitos do processo de instalação da fadiga no ciclismo tem recebido atenção aumentada, visto que as estratégias adotadas pelo atleta com o objetivo de postergar a exaustão podem potencializar o seu desempenho (Duc, Betik e Grappe, 2005; Bini et al., 2008a). Como reportado ao longo desta dissertação, diferentes abordagens podem ser adotadas com o objetivo de investigar os mecanismos que compõem o processo de instalação da fadiga no ciclismo. A análise de variáveis mecânicas (SANDERSON e BLACK 2003) e fisiológicas (LEPERS et al., 2000), é importante para o entendimento do fenômeno da instalação da fadiga no ciclismo de forma mais completa (ABISS e LAURSEN 2005).

Lambert, St Clair Gibson e Noakes (2005) propuseram um modelo integrativo complexo de controle do desempenho no exercício por meio do *feedback* de diferentes sistemas fisiológicos. Estes incluem a identificação de alterações no sistema cardiovascular (ex. redução da oferta de oxigênio), metabólico (ex. falha na re-síntese de ATP), termorregulatório (ex. aumento da temperatura central), psicossomático (ex. inibição da

capacidade contrátil por aumento na percepção subjetiva de esforço), e neuromuscular (ex. inibição da ativação muscular devido à redução no volume de sangue cerebral). Estes sistemas controlariam subconscientemente a ativação muscular com fins de proteção do organismo, definindo um sistema complexo de controle para a prevenção da fadiga.

Visto que o processo de instalação da fadiga parece alterar a capacidade contrátil dos músculos do membro inferior (LEPERS et al., 2000) e que o atleta busca estratégias de recrutamento muscular visando postergar a exaustão, alterações na mecânica da pedalada seriam esperadas com o objetivo de otimização do desempenho. Amoroso, Sanderson e Hennig (1993) e Diefenthaler et al. (2007a) sugeriram que o padrão coordenativo pudesse ser alterado com o processo de instalação da fadiga.

Nesta dissertação, os estudos 1 e 2, consistindo de dois protocolos distintos que levaram os ciclistas a exaustão durante a pedalada, reportaram alterações nas variáveis analisadas. Com o incremento progressivo da carga de trabalho, o aumento da contribuição da articulação do joelho associado com alterações cinemáticas nas articulações do tornozelo e quadril foram observados. A avaliação dos ciclistas no protocolo de carga constante elucidou a redução da contribuição da articulação do tornozelo para o somatório absoluto dos momentos articulares (SMA), assim como alterações na cinemática das três articulações do membro inferior. Estes resultados indicam estratégias distintas nos protocolos utilizados.

Em relação à articulação do tornozelo, em ambos os protocolos utilizados, foi observado aumento da força resultante nesta articulação associado com o aumento da amplitude de movimento e mudança no ângulo articular em direção à dorsiflexão. Estes estariam associados a tentativa de manutenção da rigidez articular com o objetivo de otimização da transferência de energia mecânica do segmento perna para o pé-de-vela (MORNIEUX et al., 2007). As diferenças observadas na contribuição da articulação do tornozelo para o SMA podem ser relacionadas a diferença na redução da cadência de pedalada nos dois protocolos.

A necessidade de adaptação diferenciada à carga de trabalho em ambos os protocolos, sendo esta incremental no estudo 1 e não incremental no estudo 2, podem ter resultado em alterações metabólicas distintas. A comparação do comportamento do VO_2 entre os protocolos indica que o incremento da sobrecarga fisiológica no protocolo incremental pode ter facilitado a adaptação do sistema aeróbio à carga de trabalho. A comparação da ativação

muscular entre os protocolos permitiria uma melhor compreensão da sobrecarga específica imposta aos músculos, no entanto esta não foi realizada nesta dissertação.

Assim como observado para a articulação do tornozelo, a força resultante nas articulações do quadril e do joelho também apresentou aumento relacionado à redução da cadência de pedalada nos estudos 1 e 2. Como justificado previamente, este aumento é dependente do possível aumento da força de reação do pedal, implicando na maior necessidade de transferência de força intersegmentar, visto que estas articulações possuem função de produção de energia mecânica para a propulsão da bicicleta (KAUTZ e NEPTUNE, 2002; ZAJAC, 2002). Corroborando a função destas articulações, a força resultante apresentou aumento quando incrementada a carga de trabalho e/ou reduzida a cadência de pedalada em ambos os protocolos.

As alterações cinemáticas observadas nas articulações do quadril e do joelho ocorreram de forma distinta em ambos os protocolos. Para a articulação do quadril, a alteração do ângulo articular em direção à maior extensão, em ambos os protocolos, apesar de já ter sido observada em outros estudos (BLACK, SANDERSON e HENNIG, 1993; SANDERSON e BLACK 2003), ainda permanece pouco compreendida. No estudo 1, foi proposto que a mudança no ângulo do quadril em direção à maior extensão poderia estar relacionada com o aumento no comprimento do músculo *Rectus Femoris*. Esta, no entanto não poderia ser inferida a partir dos resultados do estudo 2, visto que este protocolo resultou em aumento associado no ângulo do joelho. A definição das implicações das mudanças na cinemática das articulações sobre o comprimento dos músculos bi-articulares só pode ser realizada utilizando modelos matemáticos (GRIEVE, PHEASANT e CAVANAGH, 1978), o que não contempla os objetivos do presente estudo.

A possibilidade de aumento no componente intersegmentar da força transmitida entre os segmentos poderia justificar as alterações combinadas observadas nos ângulos das articulações do quadril e do joelho. As implicações da mudança nos ângulos articulares sobre a relação força x comprimento dos músculos envolvidos também poderia elucidar o quanto que estas alterações cinemáticas podem afetar a capacidade de produção de força muscular.

Kautz, Neptune e Zajac (2000), indicaram que o controle do movimento por parte do sistema nervoso central apresenta mecanismos complexos, incapazes de ser identificados pela simples análise dos momentos articulares resultantes. Desta forma, esta dissertação propõe nos estudos 1 e 2 a análise combinada das forças e cinemática das articulações, com o

objetivo de identificar possíveis estratégias motoras resultantes de adaptações mecânicas. Um resultado presente nos estudos 1 e 2, foi a possibilidade da articulação do tornozelo executar uma função diferenciada no gesto da pedalada. Kautz e Neptune (2002) e Zajac (2002) propuseram funções distintas para as articulações do quadril, joelho e tornozelo, sendo as duas primeiras responsáveis pela produção de força e a última pela transmissão desta ao pé-de-vela. No entanto, apenas modelos mais complexos de análise combinada da ativação, comprimento e propriedades intrínsecas dos músculos envolvidos (ex. relações força x comprimento e força x velocidade) por meio de simulação computacional permitiriam a compreensão da transferência de força entre os segmentos envolvidos (FREGLY e ZAJAC, 1996).

As estratégias de controle das articulações durante a pedalada, parecem não ser características inerentes do gesto motor, como proposto por Mornieux et al. (2007). Estas são adaptáveis às demandas aumentadas nas articulações devido às alterações na cadência de pedalada e no processo de instalação da fadiga. A simples escolha da cadência de pedalada não parece ser decorrente de um padrão motor robusto, como proposto por Hansen e Ohnstad (2008), mas sim influenciada pela fadiga, como evidenciado nos estudos 1 e 2 desta dissertação.

O objetivo de manutenção da transmissão da energia mecânica dos segmentos para o pé-de-vela exige a otimização da rigidez da articulação do tornozelo, assim como do controle do movimento dos segmentos para produção de força e direcionamento adequado dos mesmos na aplicação de força no pedal. A produção de energia mecânica nas articulações do quadril e do joelho parece ser determinada pela magnitude da força resultante nestas articulações, enquanto a transmissão desta energia ao pé-de-vela recai sobre o controle da cinemática do tornozelo. As implicações de diferentes padrões de movimento para as articulações do membro inferior e suas implicações na técnica da pedalada, ainda não são bem determinadas na literatura, sendo necessária a estimativa de qual a melhor combinação de recrutamento para a otimização do desempenho, com objetivo associado de postergar o processo de instalação da fadiga.

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Visando a compreensão das estratégias motoras adotadas durante o processo de instalação da fadiga, esta dissertação comparou a contribuição de cada articulação para o somatório absoluto dos momentos articulares, assim como a força resultante e a cinemática das três articulações do membro inferior durante dois protocolos experimentais em ciclo ergômetro.

Foi observado aumento na contribuição da articulação do joelho associado com alterações cinemáticas nas articulações do tornozelo e quadril, no protocolo de carga incremental, enquanto que o protocolo de carga constante resultou em redução na contribuição da articulação do tornozelo para o somatório absoluto dos momentos articulares (SMA), assim como alterações na cinemática das três articulações do membro inferior.

Em relação à articulação do tornozelo, em ambos os protocolos foi observado aumento da força resultante nesta articulação, associado com o aumento da amplitude de movimento e mudança no ângulo articular em direção à dorsiflexão. Estas alterações estariam associadas à tentativa de manutenção da rigidez articular com o objetivo de otimização da transferência de energia mecânica do segmento perna para o pé-de-vela. A força resultante nas articulações do quadril e do joelho estaria associada com a maior necessidade de transferência de força intersegmentar, visto que estas articulações possuem função de produção de energia mecânica para a propulsão da bicicleta.

A possibilidade de que a articulação do tornozelo execute uma função diferenciada no gesto da pedalada, comparada às articulações do quadril e do joelho, foi discutida nesta dissertação. No entanto, apenas modelos mais complexos de análise permitiriam a compreensão da transferência de força entre os segmentos envolvidos durante o processo de instalação da fadiga.

As estratégias de controle das articulações durante a pedalada, parecem não ser características inerentes do gesto motor, sendo estas adaptáveis às demandas aumentadas nas articulações devido às alterações na cadência de pedalada e no processo de instalação da fadiga. A produção de energia mecânica nas articulações do quadril e do joelho parece ser determinada pela magnitude da força resultante nestas articulações, enquanto a transmissão desta energia ao pé-de-vela recai sobre o controle da cinemática do tornozelo.

A aplicação dos conhecimentos obtidos nesta dissertação para a prática dos atletas de ciclismo pode recair sobre a necessidade de fortalecimento dos músculos do membro inferior, sejam eles propulsores (ex. *Vastus Lateralis*) ou mesmo responsáveis pela transferência de força dos segmentos para o pé-de-vela (ex. *Gastrocnêmius*). Ainda não é possível afirmar diferenças quanto às características de prescrição do treinamento de forma diferenciada para estes músculos, visto que ainda existem dúvidas quanto ao tipo predominante de unidades motoras, hipertrofiabilidade, fatigabilidade, entre outros aspectos destes músculos.

Devido às alterações cinemáticas observadas com o processo de instalação da fadiga no ciclismo, ainda permanecem dúvidas quanto à estratégia mais adequada de movimentação do tornozelo, visando otimizar a transferência de energia mecânica ao segmento e postergar a exaustão durante o processo de instalação da fadiga muscular.

7. DIREÇÕES FUTURAS

A tentativa de estimar o controle neuromuscular durante diferentes esportes ainda é um foco bastante visado na pesquisa em biomecânica. O entendimento das estratégias de recrutamento muscular, assim como suas repercussões sobre a técnica do movimento e o desempenho, ainda permanecem obscuras. Analisando o gesto da pedalada em ciclo ergômetro e sendo este um dos mais estudados na literatura, algumas dúvidas ainda permanecem. O efeito do processo de instalação da fadiga sobre o controle do padrão de movimento ainda necessita maiores investigações além do que foi realizado nos estudos desta dissertação.

Visto que os resultados apresentados nesta dissertação fazem parte de um projeto maior envolvendo a análise da fadiga no ciclismo, a descrição da coleta de dados foi realizada de forma direcionada aos objetivos da presente dissertação. Nesta perspectiva, serão apresentadas como direções futuras para o entendimento do fenômeno da instalação da fadiga a análise de alguns destes dados.

Um dos tópicos pouco abordados na literatura é a existência de assimetrias no gesto da pedalada. Os resultados reportados até o presente divergem quanto a existência de assimetrias no torque gerado sobre o pé-de-vela. Pouco se sabe quanto à existência de assimetrias no torque, na força resultante e na cinemática das articulações do membro inferior e como estas poderiam ser afetadas pelo processo de instalação da fadiga. Na presente dissertação, apenas os resultados do membro inferior direito foram analisados, no entanto, os dados relativos a força aplicada no pedal e a cinemática do membro inferior esquerdo foram coletados. Estes não foram analisados, visto que tornaria extensa a apresentação e discussão dos resultados. Outro aspecto que justifica a análise unilateral da força e cinemática dos protocolos avaliados recai sobre a complexidade do controle simétrico da força e do movimento dos segmentos durante a pedalada. A maior parte dos estudos visando o entendimento do controle simétrico durante o movimento humano têm focado gestos realizados pelos membros superiores, o que justifica um entendimento mais aprofundado do controle neuromuscular. Nesta perspectiva, a análise combinada dos torques, da força resultante e da cinemática das articulações de ambos os membros inferiores, poderia ser associada com a análise da ativação dos principais músculos do membro inferior. No entanto, esta não foi realizada na presente dissertação.

Dentre os principais resultados dos estudos 1 e 2 desta dissertação, destacou-se a função dos músculos flexores plantares como responsáveis pela transferência da energia

mecânica gerada pelos músculos extensores mono-articulares do quadril e do joelho. No entanto, não foi realizada nesta dissertação a simulação computacional visando estimar a força produzida por estes músculos. Este procedimento necessita como dado de entrada, a ativação dos músculos relacionados. Visto que esta foi mensurada apenas na coleta de dados que resultou no estudo 2 desta dissertação, é possível a realização dos procedimentos de simulação computacional. Para o estudo 1, apenas a realização de uma nova coleta de dados, envolvendo a mensuração da atividade muscular, permitiria a realização dos procedimentos de simulação computacional. De forma combinada, as características intrínsecas de cada um dos músculos envolvidos no gesto da pedalada (ex. produção de força em diferentes comprimentos musculares), se faz necessária para a implementação dos modelos de simulação. Estas informações poderiam ser obtidas de estudos prévios descritos na literatura.

A aplicação dos resultados obtidos da simulação computacional quanto à estimativa da força produzida pelos músculos envolvidos no gesto da pedalada permitiria o entendimento dos mecanismos responsáveis pela transferência de energia mecânica entre os segmentos. Esta análise permitiria a definição da estratégia mais eficiente para o movimento do tornozelo durante o ciclo da pedalada e de como este afetaria o processo de instalação da fadiga.

A aplicação dos resultados desta dissertação perpassa a necessidade de entendimento dos aspectos técnicos envolvendo o direcionamento das forças aplicadas nos pedais. A análise da técnica da pedalada não fez parte da presente dissertação, no entanto, é possível de ser realizada em estudos futuros.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABISS, C. R.; LAURSEN, P. B. Models to explain fatigue during prolonged endurance cycling. **Sports Medicine**. v. 35, p. 865-898, 2005.

ALBERTUS, Y.; TUCKER, R.; ST CLAIR GIBSON, A. S.; LAMBERT, E. V.; HAMPSON, D. B.; NOAKES, T. D. Effect of distance feedback on pacing strategy and perceived exertion during cycling. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 37, p. 461-468, 2005.

AMADIO, A. C.; BAUMANN, W. Aspects of the methodology to determine the internal forces of the locomotor system. **Brazilian Journal of Biomechanics**. v. 1, p. 7-14, 2000.

AMANN, M.; SUBUHL, A.; FOSTER, C. Influence of testing protocol and ventilatory threshold and cycling performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 36; p. 613-622, 2004.

AMOROSO, A.; SANDERSON, D. J.; HENNIG, E. M. Kinematic and kinetic changes in cycling resulting from fatigue. **Proceedings of the 17th Meeting of the American Society of Biomechanics**. v. 17, p. 157-158, 1993.

BAUM, B. S.; LI, L. Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 13, p. 181-190, 2003.

BECK, T. W.; HOUSH, T. J.; JOHNSON, G. O.; WEIR, J. P.; CRAMER, J. T.; COBURN, J. W.; MALEK, M.H. Comparison of Fourier and wavelet transform procedures for examining the mechanomyographic and electromyographic frequency domain responses during fatiguing isokinetic muscle actions of the biceps brachii. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 15, p. 190-199, 2005.

BENTLEY, D. J.; McNAUGHTON, L. R.; THOMPSON, D.; VLECK, V. E.; BATTERHAM, A. M. Peak power output, the lactate threshold, and time trial performance in cyclists. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 33, p. 2077-2081, 2001.

BILLAT, V.; FAINA, M.; SARDELLA, F.; MARINI, C.; FANTON, F.; LUPO, S.; FACCINI, P.; DE ANGELIS, M.; KORALSZTEIN, J. P.; DALMONTE, A. A comparison of time to exhaustion at $VO_{2Máx}$ in elite cyclists, kayak paddlers, swimmers and runners. **Ergonomics**. v. 39, p. 267-277, 1996.

BINI, R. R.; CARPES, F. P.; DIEFENTHALER, F.; MOTA, C. B.; GUIMARÃES, A. C. S. Physiological and electromyographic responses during 40-km cycling time trial: relationship to muscle coordination and performance. **Journal of Science and Medicine in Sport**. v. 11, p. 363-370, 2008a.

BINI, R. R.; CARPES, F. P.; TOLEDO, J. M.; LOSS, J. F. Estimativa das forças na articulação tíbio-femoral no exercício de extensão dos joelhos em cadeia cinética aberta realizado em máquina de musculação. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**. v. 10, p. 35-42, 2008b.

BINI, R. R.; DIEFENTHAELER, F.; CARPES, F.P.; MOTA, C.B. External work bilateral symmetry during incremental cycling exercise. **Proceedings of the 25th International Society of Biomechanics in Sport Symposium**, Ouro Preto - Brazil; p. 168-171, 2007.

BLACK, A. H.; SANDERSON, D. J.; HENNIG, E. M. Kinematic and kinetic changes during an incremental exercise test on a bicycle ergometer. **Proceedings of the 17th Meeting of the American Society of Biomechanics**. v. 17, p.186-187, 1993.

BOYD, T.; HULL, M. L, WOOTTEN, D. An improved accuracy six-load component pedal dynamometer for cycling. **Journal Biomechanics**. v. 29, p. 1105-1110, 1996.

BRESSEL, E. The influence or ergometer pedaling direction on peak patellofemoral joint forces. **Clinical Biomechanics**. v.16, p. 431-437, 2001.

BROKER, J. P.; GREGOR, R. J. Mechanical energy management in cycling: source relations and energy expenditure. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 26, p. 64-74, 1994.

CALDWELL, G. E.; HAGBERG, J. M.; McCOLE, S. D.; LI, L. Lower extremity joint moment during uphill cycling. **Journal of Applied Biomechanics**. v. 15, p. 166-181, 1999.

CANDOTTI, C. T.; CASTRO, F. A. S.; SCHEEREN, E. M.; PRESSI, A. M. S.; LOSS, J. F.; VAZ, M. A.; GUIMARÃES, A. C. S. EMG signal behavior in human vastus lateralis, tibialis anterior and soleus muscles during fatigue. **Revista Brasileira de Biomecânica**. v. 9, p. 15-19, 2004.

CANNON, D. T.; KOLKHORST, F. W.; CIPRIANI, D. J. Effect of pedaling technique on muscle activity and cycling efficiency. **European Journal of Applied Physiology**. v. 99, p. 659-664, 2007.

CARPES, F. P.; BINI, R. R.; NABINGER, E.; DIEFENTHAELER, F.; MOTA, C. B.; GUIMARÃES, A. C. S. Aplicação de força no pedal em prova de ciclismo 40 km contra-relógio simulada: estudo preliminar. **Revista Brasileira de Educação Física e Esportes**. v. 19, p. 105-113, 2005.

CARPES, F. P, ROSSATO, M.; DOS SANTOS, J. O. L.; PORTELA, L. O. C.; MOTA, C. B. Abordagem biomecânica das relações entre a cinemática, intensidade do exercício e dominância de membros em ciclistas. **Revista Brasileira de Biomecânica**. v. 13, p. 55-61, 2006a.

CARPES, F. P.; DAGNESE, F.; BINI, R. R.; DIEFENTHAELER, F.; ROSSATO, M. D.; MOTA, C. B.; GUIMARÃES, A. C. S. Características cinemáticas da pedalada em ciclistas competitivos de diferentes modalidades. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**. v. 6, p. 7-14, 2006b.

CARPES, F. P.; ROSSATO, M.; FARIA, I.E.; MOTA, C. B. Bilateral pedaling asymmetry during a simulated 40 km cycling time-trial. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**. v. 41, p. 51-57, 2007.

CAVANAGH, P. R.; PETAK, K.L.; SHAPIRO, R.; DALY, D. Bilateral asymmetry in work output during cycling ergometer pedaling. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 6, p. 80-81, 1974.

CHAPMAN, A. R.; VICENZINO, B.; BLANCH, P.; HODGES, P. W. Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. in press.

COYLE, E. F.; COGGAN, A. R.; HOPPER, M. K.; WALTERS, T. J. Determinants of endurance in well-trained cyclists. **Journal of Applied Physiology**. v. 64, p. 2622-2630, 1988.

COYLE, E.F.; FELTNER, M.E.; KAUTZ, S.A.; HAMILTON, M.T.; MONTAIN, S.J.; BAYLOR, A.M.; ABRAHAM, L.D.; PETREK, G.W. Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 23, p. 93-107, 1991.

DALY, D. J.; CAVANAGH, P. R. Asymmetry in bicycle ergometer pedaling. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 8, p. 204-208, 1976.

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

DIEFENTHAELER, F.; CANDOTTI, C. T.; RIBEIRO, J.; OLIVEIRA, A. R. Comparação de respostas fisiológicas absolutas e relativas entre ciclistas e triatletas. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v. 13, p. 1-4, 2007b.

DIEFENTHAELER, F. Avaliação dos efeitos da posição do selim na técnica da pedalada de ciclistas: estudo de casos. **Dissertação de Mestrado em Ciências do Movimento Humano**. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2004.

DIEFENTHAELER, F.; BINI, R. R.; CARPES, F. P.; VAZ, M. A. Analysis of pedaling technique during a maximal cycling exercise. **Proceedings of the XXV ISBS Symposium 2007**. v. 1, p. 394-397, 2007a.

DIEFENTHAELER, F.; BINI, R.R.; LAITANO, O.; GUIMARÃES, A.C.S.; NABINGER, E.; CARPES, F.P.; BOLLI, C. Assessment of the effects of saddle position on cyclists pedaling technique. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 38, p. S181, 2006.

DINGWELL, J.B.; JOUBERT, J.E.; DIEFENTHAELER, F.; TRINITY, J.D. Changes in muscle activity and kinematics of highly trained cyclists during fatigue. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. in press.

- DUC, S.; BETIK, A.C.; GRAPPE, F. EMG activity does not change during a time-trial in competitive cyclists. **International Journal of Sports Medicine**. v. 26, p. 145-150, 2005.
- ERDEMIR A, MCLEAN S, HERZOG W, VAN DEN BOGERT A.J. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. **Clinical Biomechanics**. v. 22, p. 131-154, 2007.
- ERICSON, M.O.; NISELL, R.; EKHOLM, J. Varus and valgus loads on the knee joint during ergometer cycling. **Scandinavian Journal of Sports Science**. v. 6, p. 39-45, 1984.
- ERICSON, M.O.; BRATT, A.; NISELL, R.; NÉMETH, G.; EKHOLM, J. Load moments about the hip and knee joints during ergometer cycling. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**. v. 18, p. 165-172, 1986.
- ERICSON, M.O.; NISELL, R. Efficiency of pedal forces during ergometer cycling. **International Journal of Sports Medicine**. v. 9, p. 118-122, 1988.
- ERICSON, M.O. Mechanical muscular power output and work during ergometer cycling at different work loads and speeds. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**. v. 57, 382-387. 1988.
- FARIA, E.W.; PARKER, D.L.; FARIA, I.E. The Science of Cycling: Physiology and training – Part 1. **Sports Medicine**. v. 35, p. 285-312, 2005.
- FARINA, D.; FERGUSON, R.A.; MACALUSO, A.; DE VITO, G. Correlation of average muscle fiber conduction velocity measured during cycling exercise with myosin heavy chain composition, lactate threshold, and VO_{2max} . **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 17, p. 393-400, 2007.
- FREGLY, B.J.; ZAJAC, F.E. A state-space analysis of mechanical energy generation, absorption, and transfer during pedaling. **Journal of Biomechanics**. v. 29, p. 81-90, 1996.
- FRIGO, C.; PEDOTTI, A. Determination of muscle length during locomotion. In: ASSMUSSEN, E.; JORGENSEN, K. **International series on biomechanics**, v. 2A. Baltimore: University Park Press; p. 355-360, 1978.
- GIANNESINI, B.; COZZONE, P.J.; BENDAHAN, D. Non-invasive investigations of muscular fatigue: metabolic and electromyographic components. **Biochimie**. v. 85, p. 873-883, 2003.
- GONÇALVES, R.S.; PINHEIRO, J.P. Co-ativação dos músculos flexores e extensores da articulação do joelho em condições isocinéticas. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**. v. 2, p. 215-223, 2005.
- GONZALEZ, H.; HULL, M.L. Multivariable optimization of cycling biomechanics. **Journal of Biomechanics**. v. 22, p. 1151-1161, 1989.

- GREGERSEN, C.S; HULL, M.L. Non-driving intersegmental knee moments in cycling computed using a model that includes three-dimensional kinematics of shank/foot and effect of simplifying assumptions. **Journal of Biomechanics**. v. 36, p. 803-813, 2003.
- GREGOR, R.J. Biomechanics of cycling. In: GARRETT, W.E.; KIRKENDALL, D.T. **Exercise and Sports Science**. Lippincott Williams & Wilkins. p. 549-571, 2000.
- GRIEVE, D.; PHEASANT, S.; CAVANAGH, P.R. Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. In: ASSMUSSEN, E.; JORGENSEN, K. **International series on biomechanics**, v. 2A. Baltimore: University Park Press; p. 405-412, 1978.
- GUIMARÃES, A.C.; HERZOG, W.; ALLIGER, T.L.; ZHANG, Y.T. The EMG-force relationship of the cat soleus muscle and its association with contractile conditions during locomotion. **Journal of Experimental Biology**. v. 198, p. 975-987, 1995.
- HAMILL, J.; BATES, B.T.; KNUTZEN, K.M. Ground reaction force symmetry during walking and running. **Research Quarterly of Exercise and Sports**. v. 55, p. 289-293, 1984.
- HANSEN, E.A.; JØRGENSEN, L.V.; SJØGAARD, G. A physiological counterpoint to mechanistic estimates of “internal power” during cycling at different pedal rates. **European Journal of Applied Physiology**. v. 91, p. 435-444, 2004.
- HANSEN, E.A.; OHNSTAD, A.E. Evidence for freely chosen pedalling rate during submaximal cycling to be a robust innate voluntary motor rhythm. **Experimental Brain Research**. v. 186, p. 365-373, 2008.
- HAUTIER, C.A.; ARSAC, L.M.; DEGHDEGH, K.; SOUQUET, J.; BELLI, A.; LACOUR, J. Influence of fatigue on EMG/force ratio and cocontraction in cycling. **Medicine and Science in Sports Exercise**. v. 32, p. 839-843, 2000.
- HAY, J.G. Moment of inertia of the human body. In: HAY, J.G. **Kinesiology IV**. Washington, DC, AAHPER Publications Sales, 1974.
- HELAL, J.; VAN HOECKE, J.; GARAPON-BAR, C.; GOUBEL, F. Surface Myoelectric Signals During Ergocycle Exercises at Various Mechanical Powers and Pedalling Rates. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 2, p. 242-251, 1993.
- HERZOG, W.; NIGG, B.M.; READ, L.J.; OISSON, E. Asymmetries in ground reaction force pattern in normal human gait. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 21, p. 110-114, 1989.
- HERZOG, W.; ZHANG, Y.; VAZ, M.A.; GUIMARAES, A.C.S.; JANSSEN, C. Assessment of muscular fatigue using vibromyography. **Muscle & Nerve**. v. 17, p. 1156-1161, 1994.
- HOF, A.L. The force resulting from the action of mono- and biarticular muscles in a limb. **Journal of Biomechanics**. v. 34, p. 1085-1089, 2001.

HORSCROFT, R.D.; DAVIDSON, C.J.; MCDANIEL, J.; WAGNER, B.M.; MARTIN, J.C. Effects of saddle height on joint power distribution. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, p. S16, 2003.

HOSHIKAWA, H.; TAKAHASHI, K.; OHASHI, K.; TAMAKI, K. Contribution of the ankle, knee, and hip joints to mechanical energy in cycling. **Journal of Biomechanics**. v. 40, p. S750, 2007.

HOUTZ, S.J.; FISHER, F.J. An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle. **Journal of Bone and Joint Surgery (American)**. v. 41, p. 123-131, 1959.

HUE, O.; GALLAIS, D.L.; CHOLLET, D.; BOUSSANA, A.; PRÉFAUT, C. The effect of prior cycling on biomechanical and cardiorespiratory response profiles during running in triathletes. **European Journal of Applied Physiology**. v. 77, p. 98-105, 1998.

HUG, F.; BENDAHAN, D.; LE FUR, Y.; COZZONE, P.J.; GRÉLOT, L. Heterogeneity of muscle recruitment pattern during pedaling in professional road cyclists: a magnetic resonance imaging and electromyography study. **European Journal of Applied Physiology**. v. 92, p. 334–342, 2004a.

HUG, F.; DECHERCHI, P.; MARQUESTE, T.; JAMMES, Y. EMG versus oxygen uptake during cycling exercise in trained and untrained subjects. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 14, p. 187-195, 2004b.

HUG, F.; FAUCHER, M.; KIPSON, N.; JAMMES, Y. EMG signs of neuromuscular fatigue related to the ventilatory threshold during cycling exercise. **Clinical Physiology and Functional Imaging**. v. 23, p. 208-214. 2003a.

HUG, F.; LAPLAUD, D.; SAVIN, B.; GRÉLOT, L. Occurrence of electromyographic and ventilatory thresholds in professional road cyclists. **European Journal of Applied Physiology**. v. 90, p. 643–646, 2003b.

HULL, M.E.; HAWKINS, D.A. Analysis of work in multisegmental movements: Application to cycling. In: WINTERS, J.M.; WOO, S.L.-Y. **Multiple muscle systems: Biomechanics and Movement Organization**. New York: Springer-Verlag. p. 621-638, 1990.

HUNT, M.A.; SANDERSON, D.J.; MOFFET, H.; INGLIS, J.T. Biomechanical changes elicited by an anterior cruciate ligament deficiency during steady rate cycling. **Clinical Biomechanics**. v. 18, p. 393-400, 2003.

HUNT, M.A.; SANDERSON, D.J.; MOFFET, H.; INGLIS, J.T. Interlimb asymmetry in persons with and without an anterior cruciate ligament deficiency during stationary cycling. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 85, p. 1475-1478, 2004.

KAUTZ, S.A.; FELTNER, M.E.; COYLE, E.F.; BAYLOR, A.M. The pedaling technique of elite endurance cyclists: changes with increasing workload at constant cadence. **International Journal of Sports Biomechanics**. v. 7, p. 29-53, 1991.

- KAUTZ, S.A.; HULL, M.L.; NEPTUNE, R.R. A comparison of muscular mechanical energy expenditure and internal work in cycling. **Journal of Biomechanics**. v. 27, p. 1459-1467, 1994.
- KAUTZ, S.A.; HULL, M.L. Cycling optimization analysis. In: BURKE, E.R. **High-Tech Cycling**. Human Kinetics, p.117-143, 1996.
- KAUTZ, S.A.; NEPTUNE, R.R.; ZAJAC, F.E. General coordination principles elucidated by forward dynamics: minimum fatigue does not explain muscle excitation in dynamic tasks. **Motor Control**. v. 4, p. 75-80, 2000.
- KAUTZ, S.A.; NEPTUNE, R. Biomechanical Determinants of Pedaling Energetics: Internal and External Work Are Not Independent. **Exercise and Sport Sciences Reviews**. v. 30, p. 159-165, 2002.
- KOMI, P.V. Stretch-Shortening Cycle. In: KOMI, P.V. **Strength and Power in Sport**. Oxford: Blackwell Scientific Publications, p. 169-179, 1992.
- KORFF, T.; ROMER, L.M.; MAYHEW, I.; MARTIN, J.C. Effect of Pedaling Technique on Mechanical Effectiveness and Efficiency in Cyclists. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 39, p. 991–995, 2007.
- KRUNSTRUP, P.; SÖDERLUND, K.; MOHR, M.; BANGSBO, J. The slow component of oxygen uptake during intense, sub-maximal exercise in man is associated with additional fiber recruitment. **European Journal of Physiology**. v. 447, p. 855-866, 2004.
- KUITUNEN, S.; AVELA, J.; KYROLAINEN, H.; NICOL, C.; KOMI, P.V. Acute and prolonged reduction in joint stiffness in humans after exhausting stretch-shortening cycle exercise. **European Journal of Physiology**. v. 88, 107-116, 2002.
- KUMAR, S. Localized muscle fatigue: review of three experiments. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v. 10, p. 9-28, 2006.
- LAJOIE, C.; LAURENCELLE, L.; TRUDEAU, F. Physiological responses to cycling for 60 minutes at maximal lactate steady state. **Canadian Journal of Applied Physiology**. v. 25, p. 250-261, 2000.
- LAMBERT, E.V.; ST CLAIR GIBSON, A.; NOAKES, T;D. Complex systems model of fatigue: integrative homeostatic control of peripheral physiological systems during exercise in humans. **British Journal of Sports Medicine**. v. 39, p. 52-62, 2005.
- LAPLAUD, D.; HUG, F.; GRÉLOT, L. Reproducibility of eight lower limb muscles activity level in the course of an incremental pedaling exercise. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 16, p. 158–166, 2006.

LAURSEN, P.B.; SHING, C.M.; JENKINS, D.G. Reproducibility of a laboratory-based 40 km cycle time-trial on a stationary wind-trainer in highly trained cyclists. **International Journal of Sports Medicine**. v. 24, p. 481-485, 2003.

LEPERS, R.; HAUSSWIRTH, C.; MAFFIULETTI, N.; BRISSWALTER, J.; VAN HOECKE, J. Evidence of neuromuscular fatigue after prolonged cycling exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 32, p. 1880-1886, 2000.

LEPERS, R. ; MAFFIULETTI, N.; ROCHETTE, L. ; BRUGNIAUX, J. ; MILLET, G.Y. neuromuscular fatigue during a long-duration cycling exercise. **Journal of Applied Physiology**. v. 92, p. 1487-1493, 2002.

LIEDL, M.A.; SWAIN, D.P.; BRANCH, J.D. Physiological effects of constant versus variable power during endurance cycling. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 31, p. 1472-1477, 1999.

LOSS, J.F.; CERVIERI, A.; SOARES, D.P.; SCARRONE, F.; ZARO, M.A.; VAN DEN BOGERT, A.J. Cálculo de forças e momentos articulares resultantes pelo método da dinâmica inversa. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**. v. 23, p. 93-104, 2002.

LOSS, J.F.; SOARES, D.P.; ALDABE, D.; CAÑEIRO, J.P.; RIBEIRO, D.C.; OLIVEIRA, L.G. O uso da dinâmica inversa em situações envolvendo cadeia cinética aberta. **Revista Brasileira de Biomecânica**. v. 12, p. 23-32, 2006.

LUCÍA, A.; HOYOS, J.; CHICHARRO, J.L. The slow component of VO₂ in professional cyclists. **British Journal of Sports Medicine**. v. 34, p. 367-374, 2000.

LUCÍA, A.; HOYOS, J.; PÉREZ, M.; SANTALLA, A.; CHICHARRO, J.L. Inverse relationship between VO_{2max} and economy/efficiency in world-class cyclists. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 34, p. 2079-2084, 2002a.

LUCIA, A.; RIVERO, J.L.; PEREZ, M.; SERRANO, A.L.; CALBET, J.A.L.; SANTALLA, A.; CHICHARRO, J.L. Determinants of VO₂ kinetics at high power outputs during a ramp exercise protocol. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 34, p. 326-331, 2002b.

LUCIA, A.; HOYOS, J.; SANTALLA, A.; PEREZ, M.; CHICHARRO, J.L. Kinetics of VO₂ in professional cyclists. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 34, p. 320-325, 2002c.

MACDONALD, J.H.; FARINA, D.; MARCORA, S.M. Response of electromyographic variables during incremental and fatiguing cycling. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 40, p. 335-344, 2008.

MACINTOSH, B.R.; NEPTUNE, R.R.; HORTON, J.F. Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometer. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 32, p. 1281-1287, 2000.

- MACINTOSH, B.R.; RASSIER, D.E. What is fatigue?. **Canadian Journal of Applied Physiology**. v. 27, p. 42-55, 2002.
- MARSH, A.P.; MARTIN, P.E.; SANDERSON, D.J. Is a joint moment-based cost function associated with preferred cycling cadence? **Journal of Biomechanics**. v. 33, p.173-180, 2000.
- MILLET, G.Y.; MILLET, G.P.; LATTIER, G.; MAFFIULETTI, N.A.; CANDAU, R. Alterations of neuromuscular function after prolonged road cycling race. **International Journal of Sports Medicine**. v. 24, p. 190-194, 2003.
- MINETTI, A.E.; PINKERTON, J.; ZAMPARO, P. From bipedalism to bicyclism: evolution in energetics and biomechanics of historic bicycles. **Proceedings of Royal Society of London**. v. 268, p. 1351-1360, 2001.
- MORNIEUX, G.; GUENETTE, J.A.G.; SHEEL, AW.; SANDERSON, D.J. Influence of cadence, power output and hypoxia on the joint moment distribution during cycling. **European Journal of Applied Physiology**. v. 102, p. 11-18, 2007.
- NABINGER, E. Desenvolvimento de um sistema de medição para análise Biomecânica da pedalada de um ciclista. **Dissertação de mestrado em Engenharia Mecânica pela Faculdade de Engenharia da UFRGS**. Porto Alegre, Rio Grande do Sul, 1997.
- NAGANO, A.; GERRITSEN, K.G.M.; FUKASHIRO, S. A sensitivity analysis of the calculation of mechanical output through inverse dynamics: a computer simulation study. **Journal of Biomechanics**. v. 33, p. 1313-1318, 2000.
- NEPTUNE, R.R.; VAN DEN BOGERT, A.J. Standard mechanical energy analysis do not correlate with muscle work in cycling. **Journal of Biomechanics**. v. 31, p. 239-245, 1998.
- NEPTUNE, R.R.; HERZOG, W. The association between negative muscle work and pedaling rate. **Journal of Biomechanics**. v. 32, p. 1021-1026, 1999.
- NEPTUNE, R.R.; HULL, M.L. A theoretical analysis of preferred rate selection in endurance cycling. **Journal of Biomechanics**. v. 32, p. 409-415, 1999.
- NEPTUNE, R.R.; KAUTZ, S.A. Knee joint loading in forward versus backward pedaling: implications for rehabilitation strategies. **Clinical Biomechanics**. v. 7, p. 528-535, 2000.
- NEWMILLER, J.; HULL, M.L.; ZAJAC, F.E. A mechanically decoupled two force component bicycle pedal dynamometer. **Journal of Biomechanics**. v. 21, p. 375-386, 1988.
- NIGG, B.M. Force system analysis. **Biomechanics of musculo-skeletal system**. In: NIGG, B.M.; HERZOG, W. Calgary, Canadá. John Wiley & Sons. 2007.
- NORDEEN-SNYDER, K.S. The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 9, p. 113-117, 1977.

- PADILLA, S.; MUJIKA, I.; ORBANANOS, J.; ANGULO, F. Exercise intensity and load during mass-start stage races in professional road cycling. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 33, p. 796-802, 2001.
- PASSFIELD, L.; DOUST, J. Changes in cycling efficiency and performance after endurance exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 32, p. 1935-1941, 2000.
- PONS, D.J.; VAUGHAN, C.L. Mechanics of cycling. In: PONS, D.J.; VAUGHAN, C.L. **Biomechanics of Sport**. CRC Press, p. 290-315, 1989.
- POTVIN, J.R.; BENT, L.R. A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 7, p. 131-139, 1997.
- PRILUTSKY, B.I.; HERZOG, W.; LEONARD, T. Transfer of mechanical energy between ankle and knee joints by Gastrocnemius and Plantaris muscles during cat locomotion. **Journal of Biomechanics**. v. 29, p. 391-403, 1996.
- PRINGLE, J.S.M.; JONES, A.M. Maximal lactate steady state, critical power and EMG during cycling. **European Journal of Applied Physiology**. v. 88, p. 214-226, 2002.
- RAASCH, C.C.; ZAJAC, F.E. Locomotor strategy for pedaling: Muscle groups and biomechanical functions. **Journal of Neurophysiology**. v. 82, p. 515-525, 1999.
- RATTEY, J.; MARTIN, P.G.; KAY, D.; CANNON, J.; MARINO, F.E. Contralateral muscle fatigue in human quadriceps muscle: evidence for a centrally mediated fatigue response and cross-over effect. **European Journal of Physiology**. v. 452, p. 199-207, 2006.
- REDFIELD, L.; HULL, M.L. On the relation between joint moments and pedalling rates at constant power in bicycling. **Journal of Biomechanics**. v. 19, p. 317-329, 1986a.
- REDFIELD, L.; HULL, M.L. Prediction of pedal forces in bicycling using optimization methods. **Journal of Biomechanics**. v. 19, p. 523-540, 1986b.
- REILLY, D.T.; MARTENS, M. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities. **Acta Orthopaedica Scandinavica**. v. 43, p. 126-137. 1972.
- REISER, R.F.; PETERSON, M.L.; BROKER, J.P. Influence of hip orientation on wingate power output and cycling technique. **Journal of Strength and Conditioning Research**. v. 16, p. 556-560, 2002.
- ROSSATO, M.; BINI, R.R.; DIFENTHAELER, F.; CARPES, F.P.; MORO, A.R.P. Cadence and work load effects on pedaling technique of well-trained cyclists. **International Journal of Sports Medicine**, in press.

- ROWLANDS, D.S.; DOWNEY, B. Physiology of triathlon. In: GARRETT, W.E.; KIRKENDALL, D.T. **Exercise and Sports Science**, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, p. 919-939, 2000.
- RUBY, P.; HULL, M.L.; HAWKINS, D. Three-dimensional knee loading during seated cycling. **Journal of Biomechanics**. v. 25, p. 41-53, 1992.
- SANDERSON, D.J.; CAVANAGH, P.R. An investigation of in-shoe pressure distribution during cycling in conventional cycling shoes or running shoes. In: JOHSSON, B. **Biomechanics X-B**, Human Kinetics, Champaign, p. 903-907, 1987.
- SANDERSON, D.J. The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists. **Journal of Sports Sciences**. v. 9, p. 191-203, 1991.
- SANDERSON, D.J.; BLACK, A. The effect of prolonged cycling on pedal forces. **Journal of Sports Sciences**. v. 21, p. 191-199, 2003.
- SANDERSON, D.J.; MARTIN, P.E.; HONEYMAN, G.; KEEFER, J. Gastrocnemius and soleus muscle length, velocity, and EMG responses to changes in pedalling cadence. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 16, p. 642-649, 2006.
- SARGEANT, A. J.; DAVIES, C.T.M. Forces applied to the cranks of a bicycle ergometer during one and two-legged pedalling. **Journal of Applied Physiology**. v. 42, p. 514-518, 1977.
- SCHABORT, E.J.; HAWLEY, J.A.; HOPKINS, W.G.; MUJKA.; NOAKES, T.D. A new reliability laboratory test of endurance performance for road cyclists. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 30, p. 1744-1750, 1998.
- SIRIN, A.V.; WELLS, R.P.; PATLA, A.E. Bilateral power analysis of ergometer cycling. **Proceedings of the American Society of Biomechanics**. p. 170-171, 1989.
- SMAK, W.; NEPTUNE, R.R.; HULL, M.L. The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. **Journal of Biomechanics**. v. 32, p. 899-905, 1999.
- SO, RCH.; NG, J.K.; NG, G.Y. Muscle recruitment pattern in cycling: a review. **Physical Therapy**. v. 6, p. 89-96, 2005.
- SOARES, D.P.; VELLADO, D.M.; ROCHA, E.K.; CANDOTTI, C.T.; LOSS, J.F. Dinâmica inversa no ciclismo: adaptações metodológicas. **Revista Brasileira de Biomecânica**. v. 9, p. 29-35, 2004.
- SWAIN, D.P. A model for optimizing cycling performance by varying power on hills and in wind. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 29, p. 1104-1108, 1997.
- UMBERGER, B.R.; MARTIN, P.E. Testing the planar assumption during ergometer cycling. **Journal of Applied Biomechanics**. v. 17, p. 55-62, 2001.

VAN DEN BOGERT, A.J.; KONING, J.J. On optimal filtering for inverse dynamics. **Proceedings of the IXth Biennial Conference of the Canadian Society for Biomechanics**. p. 214-215, 1996.

VAN INGEN SCHENAU, G.J.; PRATT, C.A.; MACPHERSON, J.M. Differential use of control of mono- and biarticular muscle. **Human Movement Science**. v. 13, p. 495-517, 1994.

VØLLESTAD, N.K. Measurement of human muscle fatigue. **Journal of Neuroscience Methods**. v. 74, p. 219-227. 1997.

WINTER, D.A. **Biomechanics of human movement**. Wiley, New York, 1979.

ZAMEZIATI, K.; MORNIEUX, G.; ROUFFET, D.; BELLI, A. Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. **European Journal of Applied Physiology**. v. 96, p. 74-81, 2006.

ANEXO 1: EQUAÇÕES DE REGRESSÃO ENTRE A FC E A PO PARA DETERMINAÇÃO DA CARGA DO TESTE INCREMENTAL.

$$S1: PO_{MÁX} = 4,9143 \cdot FC_{MÁX} - 451,81$$

$$S2: PO_{MÁX} = 3,7626 \cdot FC_{MÁX} - 233,66$$

$$S3: PO_{MÁX} = 4,0805 \cdot FC_{MÁX} - 381,43$$

$$S4: PO_{MÁX} = 5,0476 \cdot FC_{MÁX} - 400,62$$

$$S5: PO_{MÁX} = 4,1038 \cdot FC_{MÁX} - 262,68$$

$$S6: PO_{MÁX} = 3,9474 \cdot FC_{MÁX} - 359,47$$

$$S7: PO_{MÁX} = 4,5059 \cdot FC_{MÁX} - 437,72$$

$$S8: PO_{MÁX} = 3,0186 \cdot FC_{MÁX} - 179,65$$

$$S9: PO_{MÁX} = 3,3551 \cdot FC_{MÁX} - 275,37$$

$$S10: PO_{MÁX} = 6,1017 \cdot FC_{MÁX} - 231,53$$

$$S11: PO_{MÁX} = 4,0805 \cdot FC_{MÁX} - 381,43$$

ANEXO 2: ROTINAS UTILIZADAS PARA OS CÁLCULOS DA DINÂMICA INVERSA.

Invdyncycling.m

```
%Inverse dynamics in cycling - texas data
%by: Bini
%date December 2006
%Bilateral analysis of inverse dynamic
%Number 1 for kinetic data and 2 for kinematic
%Letter R for right side and L for left side
%For VO2max test (incremental test)
```

```
%Loading kinetic data (analogic) (*.mat)
h=msgbox('Input the kinetic (analogic) data');
waitfor(h);
uiopen('LOAD');
kinetics=data;
clear('data');
```

```
%Loading kinematic data (kinematic) (*.mat)
h=msgbox('Input the kinematic data');
waitfor(h);
uiopen('LOAD');
kinematics=data;
clear('data','markers','h');
```

```
%Total number of points
Npoints1=length(kinetics);
```

```
SR1=1080;
```

```
%Filtering force signal
SRr1=2*(10/SR1); %relation
between cut frequency and sample rate
[B,A]=butter(3,SRr1,'low'); %low pass
filter butterworth 3rd order
```

```
kineticsfilt=filtfilt(B,A,kinetics);
```

```
clear('A','B','SRr1');
```

```
%Force channels
FNR=kineticsfilt(:,1);
FTR=kineticsfilt(:,2);
FNL=kineticsfilt(:,3);
FTL=kineticsfilt(:,4);
```

```
clear('kineticsfilt');
```

```
%forces calibration (volts --> Newton)
FNR=FNR*28.258*9.8;
FTR=FTR*10.565*9.8;
FNL=FNL*25.227*9.8;
FTL=FTL*10.996*9.8;
```

```
%Resultant force calculation
FRR=sqrt(FNR.^2 + FTR.^2);
```

```
FRL=sqrt(FNL.^2 + FTL.^2);
```

```
%Time variable from kinetics
TimeMax1=Npoints1/SR1;
%Total time
TimePoint1=TimeMax1/Npoints1;
%Unit of time sampled by kinetics
Time1=(TimePoint1:TimePoint1:TimeMax1);
%Creating time vector
Time1=Time1';
```

```
clear('TimeMax1');
```

```
%Downsample forces data from 1080Hz to 120Hz
```

```
for i=1:Npoints1
    if i*9>Npoints1
        break
    end
    Time1a(i,1)=mean(Time1((i-1)*9+1:i*9));
    FNRa(i,1)=mean(FNR((i-1)*9+1:i*9));
    FNLa(i,1)=mean(FNL((i-1)*9+1:i*9));
    FTRa(i,1)=mean(FTR((i-1)*9+1:i*9));
    FTLa(i,1)=mean(FTL((i-1)*9+1:i*9));
    FRRa(i,1)=mean(FRR((i-1)*9+1:i*9));
    FRLa(i,1)=mean(FRL((i-1)*9+1:i*9));
```

```
end
```

```
clear('i','SR1');
```

```
Time1=Time1a;
FNR=FNRa;
FNL=FNLa;
FTR=FTRa;
FTL=FTLa;
FRR=FRRa;
FRL=FRLa;
clear('Time1a','FNRa','FNLa','FTRa','FTLa','FRRa','FRLa');
```

```
%-----
%Kinematics
```

```
SR2=120;
Npoints2=length(kinematics);
```

```
%Time variable from kinematics
TimeMax2=Npoints2/SR2;
%Total time
TimePoint2=TimeMax2/Npoints2;
%Unit of time sampled by kinematics
Time2=(TimePoint2:TimePoint2:TimeMax2);
%Creating time vector
Time2=Time2';
```

```

clear('TimeMax2');

% Solving missing points
Ncollums=min(size(kinematics));

for A=1:Ncollums
    for i=1:Npoints2
        if kinematics(i,A)==-9999 && i==1

kinematics2(i,A)=median(kinematics(:,A));
        elseif kinematics(i,A)==-9999 && i>1
            kinematics2(i,A)=kinematics2(i-1,A);
        else
            kinematics2(i,A)=kinematics(i,A);
        end
    end
end

clear('kinematics','i','Ncollums');

% Filtering kinematic data
SRr2=2*(5/SR2);
[B,A]=butter(4,SRr2,'low'); %low pass
filter butterworth 4th order (ReiserII, 2002)
kinematicsfilt=filtfilt(B,A,kinematics2);

clear('A','B','SRr2');

% Changing kinematics scale from millimeters to
meters
kinematicsfilt=kinematicsfilt*0.001;

% Kinematic variables - right side
% +0.6 is to solve the negative values in X axis
HipXR=kinematicsfilt(:,31)+0.6;
HipZR=kinematicsfilt(:,33);
KneeXR=kinematicsfilt(:,64)+0.6;
KneeZR=kinematicsfilt(:,66);
AnkleXR=kinematicsfilt(:,70)+0.6;
AnkleZR=kinematicsfilt(:,72);
PedAxisXR=kinematicsfilt(:,82)+0.6;
PedAxisZR=kinematicsfilt(:,84);
PedForeXR=kinematicsfilt(:,79)+0.6;
PedForeZR=kinematicsfilt(:,81);
PedAftXR=kinematicsfilt(:,85)+0.6;
PedAftZR=kinematicsfilt(:,87);

% Kinematic variables - left side
% +0.6 is to solve the negative values in X axis
HipXL=kinematicsfilt(:,28)+0.6;
HipZL=kinematicsfilt(:,30);
KneeXL=kinematicsfilt(:,37)+0.6;
KneeZL=kinematicsfilt(:,39);
AnkleXL=kinematicsfilt(:,43)+0.6;
AnkleZL=kinematicsfilt(:,45);
PedAxisXL=kinematicsfilt(:,55)+0.6;
PedAxisZL=kinematicsfilt(:,57);
PedForeXL=kinematicsfilt(:,52)+0.6;
PedForeZL=kinematicsfilt(:,54);

PedAftXL=kinematicsfilt(:,58)+0.6;
PedAftZL=kinematicsfilt(:,60);

% Finding the PDV axis
for i=1:Npoints2
    CrankXR(i,1)=median(PedAxisXR);
    CrankZR(i,1)=median(PedAxisZR);
    CrankXL(i,1)=median(PedAxisXL);
    CrankZL(i,1)=median(PedAxisZL);
end

distX=CrankXR-PedAxisXR;
distZ=CrankZR-PedAxisZR;
CrankR=median(sqrt((distZ.*distZ)+(distX.*distX))); %right PDV

distX=CrankXL-PedAxisXL;
distZ=CrankZL-PedAxisZL;
CrankL=median(sqrt((distZ.*distZ)+(distX.*distX))); %left PDV

clear('i','distX','distZ');

% Segments' mass (Dempster, 1955)
Bodymass=input('Subject mass:');
Thighmass=Bodymass.*0.1;
Legmass=Bodymass.*0.0465;
Footmass=Bodymass.*0.0145;

% Radius of gyration (RO) (Dempster, 1955)
% RO*mass*segment's length
ROThigh=0.323;
ROLeg=0.302;
ROFoot=0.475;

% Center of mass (Dempster, 1955)
% Thigh=43.3% from hip joint
% Leg=43.3% from knee joint
% Foot=50% from ankle joint

% Defining thigh segment
% Right side
distX=HipXR-KneeXR;
distZ=HipZR-KneeZR;
ThighR=median(sqrt((distZ.*distZ)+(distX.*distX)));
ThighvectorR=sqrt((distZ.*distZ)+(distX.*distX));

% Defining right thigh CM coordinates
ThighCMxR=HipXR-(distX*0.433);
ThighCMzR=HipZR-(distZ*0.433);

% Left side
distX=HipXL-KneeXL;
distZ=HipZL-KneeZL;
ThighL=median(sqrt((distZ.*distZ)+(distX.*distX)));
ThighvectorL=sqrt((distZ.*distZ)+(distX.*distX));

% Defining left thigh CM coordinates
ThighCMxL=HipXL-(distX*0.433);

```

```

ThighCMzL=HipZL-(distZ*0.433);

%Defining leg segment
%Right side
distX=KneeXR-AnkleXR;
distZ=KneeZR-AnkleZR;
LegR=median(sqrt((distZ.*distZ)+(distX.*distX
)));
LegvectorR=sqrt((distZ.*distZ)+(distX.*distX)
);
%Defining right leg CM coordinates
LegCMxR=KneeXR-(distX*0.433);
LegCMzR=KneeZR-(distZ*0.433);
%Left side
distX=KneeXL-AnkleXL;
distZ=KneeZL-AnkleZL;
LegL=median(sqrt((distZ.*distZ)+(distX.*distX
)));
LegvectorL=sqrt((distZ.*distZ)+(distX.*distX)
);
%Defining left leg CM coordinates
LegCMxL=KneeXL-(distX*0.433);
LegCMzL=KneeZL-(distZ*0.433);

%Defining foot segment
%Right side
distX=AnkleXR-PedAxisXR;
distZ=AnkleZR-PedAxisZR;
FootR=median(sqrt((distZ.*distZ)+(distX.*dist
X)));
FootvectorR=sqrt((distZ.*distZ)+(distX.*distX)
);
%Defining right foot CM coordinates
FootCMxR=AnkleXR-(distX*0.5);
FootCMzR=AnkleZR-(distZ*0.5);
%Left side
distX=AnkleXL-PedAxisXL;
distZ=AnkleZL-PedAxisZL;
FootL=median(sqrt((distZ.*distZ)+(distX.*dist
X)));
FootvectorL=sqrt((distZ.*distZ)+(distX.*distX)
);
%Defining left foot CM coordinates
FootCMxL=AnkleXL-(distX*0.5);
FootCMzL=AnkleZL-(distZ*0.5);

%Defining pedal segment
%Right side
distX=PedForeXR-PedAftXR;
distZ=PedForeZR-PedAftZR;
PedalR=median(sqrt((distZ.*distZ)+(distX.*dist
X)));
%Left side
distX=PedForeXL-PedAftXL;
distZ=PedForeZL-PedAftZL;
PedalL=median(sqrt((distZ.*distZ)+(distX.*dist
X)));

clear ('distX','distZ');

%Measuring Crank length in meters
distX=CrankXR-PedAxisXR;
distZ=CrankZR-PedAxisZR;
CranklengthR=mean(sqrt((distZ.*distZ)+(distX.
*distX)));

distX=CrankXL-PedAxisXL;
distZ=CrankZL-PedAxisZL;
CranklengthL=mean(sqrt((distZ.*distZ)+(distX.
*distX)));
Cranklength=(CranklengthR+CranklengthL)/2;

clear
('distX','distZ','CranklengthR','CranklengthL');

%Defining vector to calculate joint angles
%Right side
%Hip-vertical (Segment's length vert1 em Y,
cateto oposito)
SegVert1=HipZR-KneeZR;           %Y
length
SinHipAngle=SegVert1./ThighvectorR;
%Hip angle sin
HipAngleR=SinHipAngle.*90;       %Hip
angle
%Knee-horizontal
SegVert2=KneeZR-AnkleZR;
SinKneeAngle1=SegVert2./LegvectorR;
SinKneeAngle2=SinHipAngle;
KneeAngleR=(SinKneeAngle1.*90)+HipAngle
R;
%Ankle-horizontal
SegVert3=AnkleZR-PedAxisZR;
SinAnkleAngle1=SinKneeAngle1;
SinAnkleAngle2=SegVert3./FootvectorR;
AnkleAngleR=(SinAnkleAngle1.*90)+(SinAnkl
eAngle2.*90);
%Pedal Angle
SegVert4=PedForeZR-PedAxisZR;
SegAntPed=PedalR/2;
SinPedalAngle=SegVert4./SegAntPed;
PedalAngleR=SinPedalAngle.*90;

%Left side
%Hip-vertical (Segment's length vert1 em Y,
cateto oposito)
SegVert1=HipZL-KneeZL;           %Y
length
SinHipAngle=SegVert1./ThighvectorL;
%Hip angle sin
HipAngleL=SinHipAngle.*90;       %Hip
angle
%Knee-horizontal
SegVert2=KneeZL-AnkleZL;
SinKneeAngle1=SegVert2./LegvectorL;
SinKneeAngle2=SinHipAngle;
KneeAngleL=(SinKneeAngle1.*90)+HipAngle
L;
%Ankle-horizontal
SegVert3=AnkleZL-PedAxisZL;

```

```

SinAnkleAngle1=SinKneeAngle1;
SinAnkleAngle2=SegVert3./FootvectorL;
AnkleAngleL=(SinAnkleAngle1.*90)+(SinAnkleAngle2.*90);
%Pedal Angle
SegVert4=PedForeZL-PedAxisZL;
SegAntPed=PedalL/2;
SinPedalAngle=SegVert4./SegAntPed;
PedalAngleL=SinPedalAngle.*90;

```

```

clear('SegVert1','SegVert2','SegVert3','SegVert4',
'SegAntPed');
clear('SinPedalAngle','SinAnkleAngle1','SinAnkleAngle2');
clear('SinHipAngle','SinKneeAngle1','SinKneeAngle2');

```

```

%Correcting problems with joint angles -
subroutine angleclean
%For Hip angle, correct <20 and >90 degrees
[HipAngleR2]=angleclean(HipAngleR,Npoints2,20,90);
[HipAngleL2]=angleclean(HipAngleL,Npoints2,20,90);
HipAngleR=HipAngleR2;
HipAngleL=HipAngleL2;
clear('HipAngleR2','HipAngleL2');

```

```

%For Knee angle, correct <30 and >180 degrees
[KneeAngleR2]=angleclean(KneeAngleR,Npoints2,30,180);
[KneeAngleL2]=angleclean(KneeAngleL,Npoints2,30,180);
KneeAngleR=KneeAngleR2;
KneeAngleL=KneeAngleL2;
clear('KneeAngleR2','KneeAngleL2');

```

```

%For Ankle angle, correct <45 and >170
degrees
[AnkleAngleR2]=angleclean(AnkleAngleR,Npoints2,30,180);
[AnkleAngleL2]=angleclean(AnkleAngleL,Npoints2,30,180);
AnkleAngleR=AnkleAngleR2;
AnkleAngleL=AnkleAngleL2;
clear('AnkleAngleR2','AnkleAngleL2');

```

```

%For Pedal angle, correct >90 or <-90 degrees
[PedalAngleR2]=angleclean(PedalAngleR,Npoints2,-90,90);
[PedalAngleL2]=angleclean(PedalAngleL,Npoints2,-90,90);
PedalAngleR=PedalAngleR2;
PedalAngleL=PedalAngleL2;
clear('PedalAngleR2','PedalAngleL2');

```

```

%Crank angle
rvcrankR=[PedAxisXR,PedAxisZR]-
[CrankXR,CrankZR];

```

```

rvcrankL=[PedAxisXL,PedAxisZL]-
[CrankXL,CrankZL];
rxcrankR=rvcrankR(:,1);
rxcrankL=rvcrankL(:,1);
rzcrankR=rvcrankR(:,2);
rzcrankL=rvcrankL(:,2);
rangerR=atan2(rxcrankR,rzcrankR);
rangerL=atan2(rxcrankL,rzcrankL);
CrankAngleL=(rangerR*180/pi)+180;
%Changing side to correct error in atan2
CrankAngleR=(rangerL*180/pi)+180;

```

```

clear('rvcrankR','rxcrankR','rzcrankR','rangerR');
clear('rvcrankL','rxcrankL','rzcrankL','rangerL');

```

```

%Relative angle (PedalAngle + CrankAngle)
RelAngleR=PedalAngleR+CrankAngleR;
RelAngleL=PedalAngleL+CrankAngleL;

```

```

%CM angles in relation to the center of global
coordinate system angles in rad/sec

```

```

%Foot-right
seg1=sqrt(FootCMxR.^2)+(FootCMzR.^2);
alfaCMFootR=(FootCMzR./seg1).*90;
alfaCMFootR=(alfaCMFootR*2*pi)/360;
%Foot-left
seg1=sqrt(FootCMxL.^2)+(FootCMzL.^2);
alfaCMFootL=(FootCMzL./seg1).*90;
alfaCMFootL=(alfaCMFootL*2*pi)/360;
%Leg-right
seg2=sqrt(LegCMxR.^2)+(LegCMzR.^2);
alfaCMLegR=(LegCMzR./seg2).*90;
alfaCMLegR=(alfaCMLegR*2*pi)/360;
%Leg-left
seg2=sqrt(LegCMxL.^2)+(LegCMzL.^2);
alfaCMLegL=(LegCMzL./seg2).*90;
alfaCMLegL=(alfaCMLegL*2*pi)/360;
%Thigh-right

```

```

seg3=sqrt(ThighCMxR.^2)+(ThighCMzR.^2);
alfaCMThighR=(ThighCMzR./seg3).*90;
alfaCMThighR=(alfaCMThighR*2*pi)/360;
%Thigh-left

```

```

seg3=sqrt(ThighCMxL.^2)+(ThighCMzL.^2);
alfaCMThighL=(ThighCMzL./seg3).*90;
alfaCMThighL=(alfaCMThighL*2*pi)/360;

```

```

clear('seg1','seg2','seg3');

```

```

%Linear speed

```

```

for i=1:Npoints2-1
ThighCMxSpeedR(i,:)=(ThighCMxR(i+1,:)-
ThighCMxR(i,:))/TimePoint2;
ThighCMxSpeedL(i,:)=(ThighCMxL(i+1,:)-
ThighCMxL(i,:))/TimePoint2;
ThighCMzSpeedR(i,:)=(ThighCMzR(i+1,:)-
ThighCMzR(i,:))/TimePoint2;
ThighCMzSpeedL(i,:)=(ThighCMzL(i+1,:)-
ThighCMzL(i,:))/TimePoint2;

```

```

FootCMxSpeedR(i,:)=(FootCMxR(i+1,:)-
FootCMxR(i,:))/TimePoint2;
FootCMxSpeedL(i,:)=(FootCMxL(i+1,:)-
FootCMxL(i,:))/TimePoint2;
FootCMzSpeedR(i,:)=(FootCMzR(i+1,:)-
FootCMzR(i,:))/TimePoint2;
FootCMzSpeedL(i,:)=(FootCMzL(i+1,:)-
FootCMzL(i,:))/TimePoint2;
LegCMxSpeedR(i,:)=(LegCMxR(i+1,:)-
LegCMxR(i,:))/TimePoint2;
LegCMxSpeedL(i,:)=(LegCMxL(i+1,:)-
LegCMxL(i,:))/TimePoint2;
LegCMzSpeedR(i,:)=(LegCMzR(i+1,:)-
LegCMzR(i,:))/TimePoint2;
LegCMzSpeedL(i,:)=(LegCMzL(i+1,:)-
LegCMzL(i,:))/TimePoint2;
end

%Linear acceleration
for i=1:Npoints2-2

ThighCMxacceleraR(i,:)=(ThighCMxSpeedR(i+
1,:)-ThighCMxSpeedR(i,:))/TimePoint2;

ThighCMxacceleraL(i,:)=(ThighCMxSpeedL(i+1
,:)-ThighCMxSpeedL(i,:))/TimePoint2;

ThighCMzacceleraR(i,:)=(ThighCMzSpeedR(i+1
,:)-ThighCMzSpeedR(i,:))/TimePoint2;

ThighCMzacceleraL(i,:)=(ThighCMzSpeedL(i+1
,:)-ThighCMzSpeedL(i,:))/TimePoint2;

FootCMxacceleraR(i,:)=(FootCMxSpeedR(i+1,:)-
FootCMxSpeedR(i,:))/TimePoint2;

FootCMxacceleraL(i,:)=(FootCMxSpeedL(i+1,:)-
FootCMxSpeedL(i,:))/TimePoint2;

FootCMzacceleraR(i,:)=(FootCMzSpeedR(i+1,:)-
FootCMzSpeedR(i,:))/TimePoint2;

FootCMzacceleraL(i,:)=(FootCMzSpeedL(i+1,:)-
FootCMzSpeedL(i,:))/TimePoint2;

LegCMxacceleraR(i,:)=(LegCMxSpeedR(i+1,:)-
LegCMxSpeedR(i,:))/TimePoint2;

LegCMxacceleraL(i,:)=(LegCMxSpeedL(i+1,:)-
LegCMxSpeedL(i,:))/TimePoint2;

LegCMzacceleraR(i,:)=(LegCMzSpeedR(i+1,:)-
LegCMzSpeedR(i,:))/TimePoint2;

LegCMzacceleraL(i,:)=(LegCMzSpeedL(i+1,:)-
LegCMzSpeedL(i,:))/TimePoint2;
end

%Angular speed - joint angles in degrees, alfa
angles in rad

```

```

for i=1:Npoints2-1
AnkleSpeedR(i,:)= (AnkleAngleR(i+1,:) -
AnkleAngleR(i,:))/TimePoint2;
AnkleSpeedL(i,:)= (AnkleAngleL(i+1,:) -
AnkleAngleL(i,:))/TimePoint2;
KneeSpeedR(i,:)= (KneeAngleR(i+1,:) -
KneeAngleR(i,:))/TimePoint2;
KneeSpeedL(i,:)= (KneeAngleL(i+1,:) -
KneeAngleL(i,:))/TimePoint2;
HipSpeedR(i,:)= (HipAngleR(i+1,:) -
HipAngleR(i,:))/TimePoint2;
HipSpeedL(i,:)= (HipAngleL(i+1,:) -
HipAngleL(i,:))/TimePoint2;
alfaCMFootSpeedR(i,:)=(alfaCMFootR(i+1,:)
- alfaCMFootR(i,:))/TimePoint2;
alfaCMFootSpeedL(i,:)=(alfaCMFootL(i+1,:)
- alfaCMFootL(i,:))/TimePoint2;
alfaCMLegSpeedR(i,:)=(alfaCMLegR(i+1,:) -
alfaCMLegR(i,:))/TimePoint2;
alfaCMLegSpeedL(i,:)=(alfaCMLegL(i+1,:) -
alfaCMLegL(i,:))/TimePoint2;

alfaCMThighSpeedR(i,:)=(alfaCMThighR(i+1,:)
) - alfaCMThighR(i,:))/TimePoint2;

alfaCMThighSpeedL(i,:)=(alfaCMThighL(i+1,:)
- alfaCMThighL(i,:))/TimePoint2;
end

%Angular acceleration
for i=1:Npoints2-2
AnkleAceleraR(i,:)= (AnkleSpeedR(i+1,:) -
AnkleSpeedR(i,:))/TimePoint2;
AnkleAceleraL(i,:)= (AnkleSpeedL(i+1,:) -
AnkleSpeedL(i,:))/TimePoint2;
KneeAceleraR(i,:)= (KneeSpeedR(i+1,:) -
KneeSpeedR(i,:))/TimePoint2;
KneeAceleraL(i,:)= (KneeSpeedL(i+1,:) -
KneeSpeedL(i,:))/TimePoint2;
HipAceleraR(i,:)= (HipSpeedR(i+1,:) -
HipSpeedR(i,:))/TimePoint2;
HipAceleraL(i,:)= (HipSpeedL(i+1,:) -
HipSpeedL(i,:))/TimePoint2;

alfaCMFootAceleraR(i,:)=(alfaCMFootSpeedR(
i+1,:) - alfaCMFootSpeedR(i,:))/TimePoint2;

alfaCMFootAceleraL(i,:)=(alfaCMFootSpeedL(
i+1,:) - alfaCMFootSpeedL(i,:))/TimePoint2;

alfaCMLegAceleraR(i,:)=(alfaCMLegSpeedR(i
+1,:) - alfaCMLegSpeedR(i,:))/TimePoint2;

alfaCMLegAceleraL(i,:)=(alfaCMLegSpeedL(i
+1,:) - alfaCMLegSpeedL(i,:))/TimePoint2;

alfaCMThighAceleraR(i,:)=(alfaCMThighSpeed
R(i+1,:) -
alfaCMThighSpeedR(i,:))/TimePoint2;

```

```

alfaCMThighAceleraL(i,:)=(alfaCMThighSpeed
L(i+1,:) -
alfaCMThighSpeedL(i,:))/TimePoint2;
end

clear('i');

%Gravity acceleration
G = -9.80665;      %m/s2

%Correcting pedal forces to global system
(vertical and horizontal forces)
Angle1R=(PedalAngleR);    %Angle
between FN and the z axis and
Angle1L=(PedalAngleL);    %between FT
and the x axis
CosAngle1R=cosd(Angle1R);
CosAngle1L=cosd(Angle1L);

FNRinv=-FNR;          %Pedal reaction
force
FNLinv=-FNL;
FTRinv=-FTR;
FTLinv=-FTL;

FNvertR=FNRinv.*CosAngle1R;
%Percentage of FN that goes to Fvert
FNvertL=FNLinv.*CosAngle1L;
FThORIZR=FTRinv.*CosAngle1R;
%Percentage of FT that goes to Fhoriz
FThORIZL=FTLinv.*CosAngle1L;

Angle2R=PedalAngleR;
Angle2L=PedalAngleL;
SenAngle2R=sind(Angle2R);
SenAngle2L=sind(Angle2L);
FNhorizR=FNRinv.*(-SenAngle2R);
%Percentage of FN that goes to Fhoriz
FNhorizL=FNLinv.*(-SenAngle2L);
FTvertR=FTRinv.*SenAngle2R;
%Percentage of FT that goes to Fvert
FTvertL=FTLinv.*SenAngle2L;

FvertR=FTvertR+FNvertR;
FvertL=FTvertL+FNvertL;
FhorizR=FThORIZR+FNhorizR;
FhorizL=FThORIZL+FNhorizL;

clear('Angle1R','Angle1L','Angle2R','Angle2L',
CosAngle1R','CosAngle1L');
clear('SenAngle2R','SenAngle2L','FTvertR','FN
vertR','FTvertL','FNvertL');
clear('FThORIZR','FNhorizR','FThORIZL','FNhoriz
L','FNRinv','FNLinv');
clear('FTinvR','FTinvL');

%Effective force
SinR=sind(RelAngleR);
SinL=sind(RelAngleL);

CosinR=cosd(RelAngleR);
CosinL=cosd(RelAngleL);

FNperpR=FNR.*SinR;
FNperpL=FNL.*SinL;
FTperpR=FTR.*CosinR;
FTperpL=FTL.*CosinL;

FER=FNperpR-FTperpR;
FEL=FNperpL-FTperpL;
FER=-FER;
FEL=-FEL;

clear ('SinR','SinL','CosinR','CosinL');
clear
('FNperpR','FNperpL','FTperpR','FTperpL');

%Correcting Npoints of Fvert and Fhoriz to
acceleration ones
Npoints3=length(AnkleAceleraR);
FvertR=npointsfit2(FvertR);    %Sub-routine
npointsfit
FvertL=npointsfit2(FvertL);
FhorizR=npointsfit2(FhorizR);
FhorizL=npointsfit2(FhorizL);

%Calculating ankle forces (X and Z axis)
AnkleforceXR=(Footmass.*FootCMxaceleraR)-
FhorizR;
AnkleforceXL=(Footmass.*FootCMxaceleraL)-
FhorizL;
AnkleforceZR=(Footmass.*FootCMzaceleraR)-
(Footmass.*G)-FvertR;
AnkleforceZL=(Footmass.*FootCMzaceleraL)-
(Footmass.*G)-FvertL;

%Ankle resultant force
AnkleforceRR=sqrt((AnkleforceXR.*Ankleforc
eXR)+(AnkleforceZR.*AnkleforceZR));
AnkleforceRL=sqrt((AnkleforceXL.*Ankleforc
eXL)+(AnkleforceZL.*AnkleforceZL));

%Calculating perpendicular distance of x and z
forces in relation to Foot CM.
dpFzCMFootR=FootCMxR-PedAxisXR;
%Calculating dp of Fvert in x, in relation to
Foot CM
dpFzCMFootL=FootCMxL-PedAxisXL;
dpFxCMFootR=PedAxisZR-FootCMzR;
%Calculating dp of Fhoriz in z, in relation to
Foot CM
dpFxCMFootL=PedAxisZL-FootCMzL;

dpAnkleforceXCMFootR=-dpFxCMFootR;
%Calculating dp of AnkleforceX in z, in
relation to Foot CM
dpAnkleforceXCMFootL=-dpFxCMFootL;
dpAnkleforceZCMFootR=-dpFzCMFootR;
%Calculating dp of AnkleforceZ in x, in
relation to Foot CM

```

```

dpAnkleforceZCMFootL=-dpFzCMFootL;

%Fitting dp's of forces in relation to CMFoot
for the Npoints of acceleration
dpFzCMFootR=npointsfit2(dpFzCMFootR);
%Sub-routine npointsfit
dpFzCMFootL=npointsfit2(dpFzCMFootL);
dpFxCMFootR=npointsfit2(dpFxCMFootR);
dpFxCMFootL=npointsfit2(dpFxCMFootL);

dpAnkleforceXCMFootR=npointsfit2(dpAnklef
orceXCMFootR);

dpAnkleforceXCMFootL=npointsfit2(dpAnklef
orceXCMFootL);

dpAnkleforceZCMFootR=npointsfit2(dpAnklef
orceZCMFootR);

dpAnkleforceZCMFootL=npointsfit2(dpAnklef
orceZCMFootL);

%Calculating resultant moment in the Ankle
joint
IFootR=Footmass.*((ROFoot.*FootR).^2);
IFootL=Footmass.*((ROFoot.*FootL).^2);
MAnkleR=(IFootR.*alfaCMFootAceleraR)-
(dpAnkleforceXCMFootR.*AnkleforceXR)-
(dpFxCMFootR.*FhorizR)-
(dpAnkleforceZCMFootR.*AnkleforceZR)-
(dpFzCMFootR.*FvertR);
MAnkleL=(IFootL.*alfaCMFootAceleraL)-
(dpAnkleforceXCMFootL.*AnkleforceXL)-
(dpFxCMFootL.*FhorizL)-
(dpAnkleforceZCMFootL.*AnkleforceZL)-
(dpFzCMFootL.*FvertL);

clear('alfaCMFootR','alfaCMFootL','alfaCMFoo
tSpeedR','alfaCMFootSpeedL');

%Moment and force reaction on the leg segment
AnkleforceXinvR=-AnkleforceXR;
AnkleforceXinvL=-AnkleforceXL;
AnkleforceZinvR=-AnkleforceZR;
AnkleforceZinvL=-AnkleforceZL;
MAnkleinvR=-MAnkleR;
MAnkleinvL=-MAnkleL;

%Calculating knee forces (X and Z axis)
FkneeXR=(Legmass.*LegCMxacceleraR)-
AnkleforceXinvR;
FkneeXL=(Legmass.*LegCMxacceleraL)-
AnkleforceXinvL;
FkneeZR=(Legmass.*LegCMzacceleraR)-
(Legmass.*G)-AnkleforceZinvR;
FkneeZL=(Legmass.*LegCMzacceleraL)-
(Legmass.*G)-AnkleforceZinvL;

%Knee resultant force
FkneeRR=sqrt((FkneeXR.*FkneeXR)+(FkneeZ
R.*FkneeZR));
FkneeRL=sqrt((FkneeXL.*FkneeXL)+(FkneeZ
L.*FkneeZL));

%Calculating dp of forces in relation to Leg CM
dpAnkleforcexCMLegR=AnkleZR-LegCMzR;
%dp of Ankleforce in relation to LegCM
dpAnkleforcexCMLegL=AnkleZL-LegCMzL;
dpAnkleforcezCMLegR=LegCMxR-AnkleXR;
dpAnkleforcezCMLegL=LegCMxL-AnkleXL;

dpFkneexCMLegR=KneeZR-LegCMzR;
%dp of Fknee in relation to LegCM
dpFkneexCMLegL=KneeZL-LegCMzL;
dpFkneezCMLegR=LegCMxR-KneeXR;
dpFkneezCMLegL=LegCMxL-KneeXL;

%Fitting dp's of forces in relation to CMLeg for
the Npoints of acceleration
dpAnkleforcexCMLegR=npointsfit2(dpAnklefo
rcexCMLegR); %Sub-routine npointsfit
dpAnkleforcexCMLegL=npointsfit2(dpAnklefo
rcexCMLegL);
dpAnkleforcezCMLegR=npointsfit2(dpAnklefo
rcexCMLegR);
dpAnkleforcezCMLegL=npointsfit2(dpAnklefo
rcexCMLegL);
dpFkneexCMLegR=npointsfit2(dpFkneexCML
egR);
dpFkneexCMLegL=npointsfit2(dpFkneexCML
egL);
dpFkneezCMLegR=npointsfit2(dpFkneezCML
egR);
dpFkneezCMLegL=npointsfit2(dpFkneezCML
egL);

%Calculating resultant moment in the Knee
joint
ILegR=Legmass.*(ROLeg.*LegR).^2;
ILegL=Legmass.*(ROLeg.*LegL).^2;
MkneeR=(ILegR.*alfaCMLegAceleraR)-
MAnkleinvR -(dpFkneexCMLegR.*FkneeXR)-
(dpAnkleforcexCMLegR.*AnkleforceXinvR)-
(dpFkneezCMLegR.*FkneeZR)-
(dpAnkleforcezCMLegR.*AnkleforceZinvR);
MkneeL=(ILegL.*alfaCMLegAceleraL)-
MAnkleinvL -(dpFkneexCMLegL.*FkneeXL)-
(dpAnkleforcexCMLegL.*AnkleforceXinvL)-
(dpFkneezCMLegL.*FkneeZL)-
(dpAnkleforcezCMLegL.*AnkleforceZinvL);

clear('alfaCMLegR','alfaCMLegL','alfaCMLegS
peedR','alfaCMLegSpeedL');

%Moment and force reaction on the thigh
segment
FkneeXinvR=-FkneeXR;
FkneeXinvL=-FkneeXL;
FkneeZinvR=-FkneeZR;

```



```

FkneeZinvL=-FkneeZL;
MkneeinvR=-MkneeR;
MkneeinvL=-MkneeL;

%Calculating the hip forces (X and Z axis)
FhipXR=(Thighmass.*ThighCMxacceleraR)-
FkneeXinvR;
FhipXL=(Thighmass.*ThighCMxacceleraL)-
FkneeXinvL;
FhipZR=(Thighmass.*ThighCMzacceleraR)-
(Thighmass.*G)-FkneeZinvR;
FhipZL=(Thighmass.*ThighCMzacceleraL)-
(Thighmass.*G)-FkneeZinvL;

%Hip resultant force
FhipRR=sqrt((FhipXR.*FhipXR)+(FhipZR.*FhipZR));
FhipRL=sqrt((FhipXL.*FhipXL)+(FhipZL.*FhipZL));

%Calculating dp of forces in relation to Thigh CM
dpFkneexCMThighR=KneeZR-ThighCMzR;
%dp of Fknee in relation to ThighCM
dpFkneexCMThighL=KneeZL-ThighCMzL;
dpFkneezCMThighR=ThighCMxR-KneeXR;
dpFkneezCMThighL=ThighCMxL-KneeXL;

dpFhipxCMThighR=HipZR-ThighCMzR;
%dp of Fhip in relation to ThighCM
dpFhipxCMThighL=HipZL-ThighCMzL;
dpFhipzCMThighR=ThighCMxR-HipXR;
dpFhipzCMThighL=ThighCMxL-HipXL;

%Fitting dp's of forces in relation to CMThigh for the Npoints of acceleration
dpFkneexCMThighR=npointsfit2(dpFkneexCMThighR); %Sub-routine npointsfit
dpFkneexCMThighL=npointsfit2(dpFkneexCMThighL);
dpFkneezCMThighR=npointsfit2(dpFkneezCMThighR);
dpFkneezCMThighL=npointsfit2(dpFkneezCMThighL);
dpFhipxCMThighR=npointsfit2(dpFhipxCMThighR);
dpFhipxCMThighL=npointsfit2(dpFhipxCMThighL);
dpFhipzCMThighR=npointsfit2(dpFhipzCMThighR);
dpFhipzCMThighL=npointsfit2(dpFhipzCMThighL);

%Calculating resultant moment in the Hip joint
IHipR=Thighmass.*(ROThigh.*ThighR).^2;
IHipL=Thighmass.*(ROThigh.*ThighL).^2;
MhipR=(IHipR.*alfaCMThighAceleraR)-
MkneeinvR -(dpFhipxCMThighR.*FhipXR)-
(dpFkneexCMThighR.*FkneeXinvR)-
(dpFhipzCMThighR.*FhipZR)-
(dpFkneezCMThighR.*FkneeZinvR);

clear('alfaCMThighR','alfaCMThighL','alfaCMThighSpeedR','alfaCMThighSpeedL');

%Fitting all variables to npoints of forces, moments and accelerations
AnkleAngleR=npointsfit2(AnkleAngleR);
%Sub-routine npointsfit
AnkleAngleL=npointsfit2(AnkleAngleL);
AnkleSpeedR=npointsfit1(AnkleSpeedR);
AnkleSpeedL=npointsfit1(AnkleSpeedL);
CrankAngleR=npointsfit2(CrankAngleR);
CrankAngleL=npointsfit2(CrankAngleL);
PedAxisXR=npointsfit2(PedAxisXR);
PedAxisXL=npointsfit2(PedAxisXL);
PedAxisZR=npointsfit2(PedAxisZR);
PedAxisZL=npointsfit2(PedAxisZL);
FNR=npointsfit2(FNR);
FNL=npointsfit2(FNL);
FRR=npointsfit2(FRR);
FRL=npointsfit2(FRL);
FER=npointsfit2(FER);
FEL=npointsfit2(FEL);
FTR=npointsfit2(FTR);
FTL=npointsfit2(FTL);
HipAngleR=npointsfit2(HipAngleR);
HipAngleL=npointsfit2(HipAngleL);
HipSpeedR=npointsfit1(HipSpeedR);
HipSpeedL=npointsfit1(HipSpeedL);
KneeXR=npointsfit2(KneeXR);
KneeXL=npointsfit2(KneeXL);
KneeZR=npointsfit2(KneeZR);
KneeZL=npointsfit2(KneeZL);
KneeAngleR=npointsfit2(KneeAngleR);
KneeAngleL=npointsfit2(KneeAngleL);
KneeSpeedR=npointsfit1(KneeSpeedR);
KneeSpeedL=npointsfit1(KneeSpeedL);
CrankXR=npointsfit2(CrankXR);
CrankXL=npointsfit2(CrankXL);
CrankZR=npointsfit2(CrankZR);
CrankZL=npointsfit2(CrankZL);
FootCMxR=npointsfit2(FootCMxR);
FootCMxL=npointsfit2(FootCMxL);
FootCMxSpeedR=npointsfit1(FootCMxSpeedR);
FootCMxSpeedL=npointsfit1(FootCMxSpeedL);
FootCMzR=npointsfit2(FootCMzR);
FootCMzL=npointsfit2(FootCMzL);
FootCMzSpeedR=npointsfit1(FootCMzSpeedR);
FootCMzSpeedL=npointsfit1(FootCMzSpeedL);

```

```

PedForeXR=npointsfit2(PedForeXR);
PedForeXL=npointsfit2(PedForeXL);
PedForeZR=npointsfit2(PedForeZR);
PedForeZL=npointsfit2(PedForeZL);
PedAftXR=npointsfit2(PedAftXR);
PedAftXL=npointsfit2(PedAftXL);
PedAftZR=npointsfit2(PedAftZR);
PedAftZL=npointsfit2(PedAftZL);
PedalAngleR=npointsfit2(PedalAngleR);
PedalAngleL=npointsfit2(PedalAngleL);
LegCMxR=npointsfit2(LegCMxR);
LegCMxL=npointsfit2(LegCMxL);
LegCMxSpeedR=npointsfit1(LegCMxSpeedR);
LegCMxSpeedL=npointsfit1(LegCMxSpeedL);
LegCMzR=npointsfit2(LegCMzR);
LegCMzL=npointsfit2(LegCMzL);
LegCMzSpeedR=npointsfit1(LegCMzSpeedR);
LegCMzSpeedL=npointsfit1(LegCMzSpeedL);
Time2diff2=npointsfit2(Time2);
AnkleXR=npointsfit2(AnkleXR);
AnkleXL=npointsfit2(AnkleXL);
AnkleZR=npointsfit2(AnkleZR);
AnkleZL=npointsfit2(AnkleZL);
HipXR=npointsfit2(HipXR);
HipXL=npointsfit2(HipXL);
HipZR=npointsfit2(HipZR);
HipZL=npointsfit2(HipZL);
RelAngleR=npointsfit2(RelAngleR);
RelAngleL=npointsfit2(RelAngleL);
ThighCMxR=npointsfit2(ThighCMxR);
ThighCMxL=npointsfit2(ThighCMxL);
ThighCMzR=npointsfit2(ThighCMzR);
ThighCMzL=npointsfit2(ThighCMzL);
ThighCMxSpeedR=npointsfit1(ThighCMxSpeedR);
ThighCMxSpeedL=npointsfit1(ThighCMxSpeedL);
ThighCMzSpeedR=npointsfit1(ThighCMzSpeedR);
ThighCMzSpeedL=npointsfit1(ThighCMzSpeedL);

clear('Time2','Time1');

%define number of cycles
cyclemaxR=max(CrankAngleR);
cyclemaxL=max(CrankAngleL);

CrankAngleR2=CrankAngleR/cyclemaxR;
CrankAngleL2=CrankAngleL/cyclemaxL;

% Right crank
counter=0;
q=1;

for j= 1:Npoints3
    if CrankAngleR2(j)>0.9 &&
CrankAngleR2(j+1)>CrankAngleR2(j) &&
q>0
        A=j;

        if A+10>Npoints3
            break
        end

        [Y,I]=max(CrankAngleR2(A:A+10));
        counter = counter+1;
        PeakR(counter) = I+A-1;

        q = -100;           %tells us that we hit
the top, and then wait 30 samples
        end

        q=q+1;
    end

    crankcycles=counter;

    % Left crank
    counter=0;
    q=1;

    for j= 1:Npoints3
        if CrankAngleL2(j)>0.9 &&
CrankAngleL2(j+1)>CrankAngleL2(j) && q>0
            A=j;

            if A+10>Npoints3
                break
            end

            [Y,I]=max(CrankAngleL2(A:A+10));
            counter = counter+1;
            PeakL(counter) = I+A-1;

            q = -100;           %tells us that we hit
the top, and then wait 30 samples
            end

            q=q+1;
        end

        clear('CrankAngleR2','CrankAngleL2','Y','j','q','I','A');
        clear('cyclemaxR','cyclemaxL');

        %Defining ncycles to cut the signal
        if crankcycles<15
            ncycles=crankcycles-1
        else ncycles=15
        end

        clear('i');

        %Defining the last 15 cycles to cut the signal
        maxR=length(PeakR);
        if maxR-ncycles==0

            minR=maxR-ncycles;
            PeakR2=PeakR(minR:maxR);

```

```

maxL=length(PeakL);
minL=maxL-ncycles;
PeakL2=PeakL(minL:maxL);

clear('maxR','minR','maxL','minL');

%Cutting the n cycles
[AnkleAngleallR,AnkleAnglemedianR,AnkleAngleSER]=cutcycles2(AnkleAngleR,PeakR2,ncycles);
[AnkleAngleallL,AnkleAnglemedianL,AnkleAngleSEL]=cutcycles2(AnkleAngleL,PeakL2,ncycles);
[CrankAngleallR,CrankAnglemedianR,CrankAngleSER]=cutcycles2(CrankAngleR,PeakR2,ncycles);
[CrankAngleallL,CrankAnglemedianL,CrankAngleSEL]=cutcycles2(CrankAngleL,PeakL2,ncycles);
[AnkleforceRRallR,AnkleforceRRmedianR,AnkleforceRRSER]=cutcycles2(AnkleforceRR,PeakR2,ncycles);
[AnkleforceRLallL,AnkleforceRLmedianL,AnkleforceRRSEL]=cutcycles2(AnkleforceRL,PeakL2,ncycles);
[FkneeRRallR,FkneeRRmedianR,FkneeRRSER]=cutcycles2(FkneeRR,PeakR2,ncycles);
[FkneeRLallL,FkneeRLmedianL,FkneeRLSEL]=cutcycles2(FkneeRL,PeakL2,ncycles);
[FhipRRallR,FhipRRmedianR,FhipRRSER]=cutcycles2(FhipRR,PeakR2,ncycles);
[FhipRLallL,FhipRLmedianL,FhipRLSEL]=cutcycles2(FhipRL,PeakL2,ncycles);
[FEallR,FEmedianR,FESEL]=cutcycles2(FER,PeakR2,ncycles);
[FEallL,FEmedianL,FESEL]=cutcycles2(FEL,PeakL2,ncycles);
[FNallR,FNmedianR,FNSEL]=cutcycles2(FNR,PeakR2,ncycles);
[FNallL,FNmedianL,FNSEL]=cutcycles2(FNL,PeakL2,ncycles);
[FRRallR,FRmedianR,FRSER]=cutcycles2(FRR,PeakR2,ncycles);
[FRRallL,FRmedianL,FRSEL]=cutcycles2(FRL,PeakL2,ncycles);
[FTallR,FTmedianR,FTSER]=cutcycles2(FTR,PeakR2,ncycles);
[FTallL,FTmedianL,FTSEL]=cutcycles2(FTL,PeakL2,ncycles);
[HipAngleallR,HipAnglemedianR,HipAngleSER]=cutcycles2(HipAngleR,PeakR2,ncycles);
[HipAngleallL,HipAnglemedianL,HipAngleSEL]=cutcycles2(HipAngleL,PeakL2,ncycles);
[KneeAngleallR,KneeAnglemedianR,KneeAngleSER]=cutcycles2(KneeAngleR,PeakR2,ncycles);
[KneeAngleallL,KneeAnglemedianL,KneeAngleSEL]=cutcycles2(KneeAngleL,PeakL2,ncycles);

```

```

[MAnkleallR,MAnklemedianR,MAnkleSER]=cutcycles2(MAnkleR,PeakR2,ncycles);
[MAnkleallL,MAnklemedianL,MAnkleSEL]=cutcycles2(MAnkleL,PeakL2,ncycles);
[MhipallR,MhipmedianR,MhipSER]=cutcycles2(-MhipR,PeakR2,ncycles); %Correcting sign of joint moment
[MhipallL,MhipmedianL,MhipSEL]=cutcycles2(-MhipL,PeakL2,ncycles);
[MkneeallR,MkneemedianR,MkneeSER]=cutcycles2(MkneeR,PeakR2,ncycles);
[MkneeallL,MkneemedianL,MkneeSEL]=cutcycles2(MkneeL,PeakL2,ncycles);
[PedalAngleallR,PedalAnglemedianR,PedalAngleSER]=cutcycles2(PedalAngleR,PeakR2,ncycles);
[PedalAngleallL,PedalAnglemedianL,PedalAngleSEL]=cutcycles2(PedalAngleL,PeakL2,ncycles);
[RelAngleallR,RelAnglemedianR,RelAngleSER]=cutcycles2(RelAngleR,PeakR2,ncycles);
[RelAngleallL,RelAnglemedianL,RelAngleSEL]=cutcycles2(RelAngleL,PeakL2,ncycles);
[Time2diff2all,Time2diff2median,Time2diff2SE]=cutcycles2(Time2diff2,PeakR2,ncycles);

```

```

%To calculate mean cadence and cadence in each cycle
clear('Time2diff2median','Time2diff2SE');

```

```

for i=1:ncycles
    diffTime(i,:)=((Time2diff2(PeakR(i+1)))-(Time2diff2(PeakR(i))))/2;
end

```

```

MeanCadence=mean(diffTime);
StdCadence=std(diffTime);
StdCadence=StdCadence*(60/MeanCadence)/MeanCadence;
MeanCadence=60/MeanCadence;
Cadence=60./diffTime;
Cadence=Cadence';
TimeCadence=diffTime;
TimeCadence=TimeCadence';

```

```

clear('Time2all','Time2','diffTime','i');

```

```

%Calculating the absolute values of joint moments - Marsh et al.,2000
Npoints4=length(MAnkleallR);
MAnkleABSallR=median(abs(MAnkleallR));
%Median value of abs joint moment
MAnkleABSallL=median(abs(MAnkleallL));
MhipABSallR=median(abs(MhipallR));
MhipABSallL=median(abs(MhipallL));
MkneeABSallR=median(abs(MkneeallR));
MkneeABSallL=median(abs(MkneeallL));

```

```

CostfunctR=MAnkleABSallR+MhipABSallR+MkneeABSallR;

```

```

CostfunctmedianR=median(CostfunctR);
CostfunctSER=(std(CostfunctR))/ncycles;
CostfunctL=MAnkleABSallL+MhipABSallL+
MkneeABSallL;
CostfunctmedianL=median(CostfunctL);
CostfunctSEL=(std(CostfunctL))/ncycles;

%Exporting data to xls files
Exportdata4=[MAnkleABSallR;MAnkleABSall
L;MhipABSallR;MhipABSallL;MkneeABSallR
;MkneeABSallL;CostfunctR;CostfunctL];
Exportdata4=Exportdata4';
s = xlswrite('readydata.xls', Exportdata4,
'costfunct', 'B2');

%Calculating ratio of joint cost by total cost
function (% of Costfunct)
MAnkleABSratioR=MAnkleABSallR./Costfunc
tR;
MkneeABSratioR=MkneeABSallR./CostfunctR
;
MhipABSratioR=MhipABSallR./CostfunctR;
MAnkleABSratioL=MAnkleABSallL./Costfunc
tL;
MkneeABSratioL=MkneeABSallL./CostfunctL;
MhipABSratioL=MhipABSallL./CostfunctL;

%Exporting data to xls files
Exportdata5=[MAnkleABSratioR;MkneeABSra
tioR;MhipABSratioR;MAnkleABSratioL;Mkne
eABSratioL;MhipABSratioL];
Exportdata5=Exportdata5';
s = xlswrite('readydata.xls', Exportdata5,
'costratio', 'B2');

%Calculating the angular impulse (N.m.s)
AnkleImpallR=((max(cumsum(abs(MAnkleallR
)))/Npoints4)).*TimeCadence; %Angular
impulse of absolute joint moment
KneeImpallR=((max(cumsum(abs(MkneeallR))
)/Npoints4)).*TimeCadence;
HipImpallR=((max(cumsum(abs(MhipallR)))/
Npoints4)).*TimeCadence;
AnkleImpallL=((max(cumsum(abs(MAnkleallL
)))/Npoints4)).*TimeCadence;
KneeImpallL=((max(cumsum(abs(MkneeallL))
)/Npoints4)).*TimeCadence;
HipImpallL=((max(cumsum(abs(MhipallL)))/N
points4)).*TimeCadence;

TotalAngImpR=AnkleImpallR+KneeImpallR+
HipImpallR;
TotalAngImpL=AnkleImpallL+KneeImpallL+H
ipImpallL;

%Calculating ratio of angular impulse by total
joints angular impulse
AnkleImpratioR=AnkleImpallR./TotalAngImpR
;
KneeImpratioR=KneeImpallR./TotalAngImpR;

```

```

HipImpratioR=HipImpallR./TotalAngImpR;
AnkleImpratioL=AnkleImpallL./TotalAngImpL
;
KneeImpratioL=KneeImpallL./TotalAngImpL;
HipImpratioL=HipImpallL./TotalAngImpL;

%Calculating the instant power of joint
moments
%Changing angular speed from degrees/sec to
rad/sec
factor=(2*pi)/360;
AnkleSpeedR2=AnkleSpeedR.*factor;
AnkleSpeedL2=AnkleSpeedL.*factor;
KneeSpeedR2=-KneeSpeedR.*factor;
%Correcting speed signal
KneeSpeedL2=-KneeSpeedL.*factor;
HipSpeedR2=HipSpeedR.*factor;
HipSpeedL2=HipSpeedL.*factor;
clear('factor');

%Instant joint power
PowerAnkleR=MAnkleR.*AnkleSpeedR2;
PowerAnkleL=MAnkleL.*AnkleSpeedL2;
PowerKneeR=MkneeR.*KneeSpeedR2;
PowerKneeL=MkneeL.*KneeSpeedL2;
PowerHipR=-MhipR.*HipSpeedR2;
%Correcting joint moment signal
PowerHipL=-MhipL.*HipSpeedL2;

%Cutting power in the selected cycles
[PowerAnkleallR,PowerAnklemedianR,PowerA
nkleSER]=cutcycles2(PowerAnkleR,PeakR2,nc
ycles);
[PowerAnkleallL,PowerAnklemedianL,PowerA
nkleSEL]=cutcycles2(PowerAnkleL,PeakL2,nc
ycles);
[PowerKneeallR,PowerKneemedianR,PowerKn
eeSER]=cutcycles2(PowerKneeR,PeakR2,ncycl
es);
[PowerKneeallL,PowerKneemedianL,PowerKn
eeSEL]=cutcycles2(PowerKneeL,PeakL2,ncycl
es);
[PowerHipallR,PowerHipmedianR,PowerHipSE
R]=cutcycles2(PowerHipR,PeakR2,ncycles);
[PowerHipallL,PowerHipmedianL,PowerHipSE
L]=cutcycles2(PowerHipL,PeakL2,ncycles);

%Cutting angular speed in the selected cycles
[AnkleSpeedallR2,AnkleSpeedmedianR2,Ankle
SpeedSER2]=cutcycles2(AnkleSpeedR2,PeakR
2,ncycles);
[AnkleSpeedallL2,AnkleSpeedmedianL2,Ankle
SpeedSEL2]=cutcycles2(AnkleSpeedL2,PeakL2
,ncycles);
[KneeSpeedallR2,KneeSpeedmedianR2,KneeSp
eedSER2]=cutcycles2(-
KneeSpeedR2,PeakR2,ncycles); %Correcting
speed signal

```

```

[KneeSpeedallL2,KneeSpeedmedianL2,KneeSpeedSEL2]=cutcycles2(-KneeSpeedL2,PeakL2,ncycles);
[HipSpeedallR2,HipSpeedmedianR2,HipSpeedSER2]=cutcycles2(HipSpeedR2,PeakR2,ncycles);
[HipSpeedallL2,HipSpeedmedianL2,HipSpeedSEL2]=cutcycles2(HipSpeedL2,PeakL2,ncycles);

%Calculating joint work (sum of joint power)
AnkleWorkallR=max(cumsum(PowerAnkleallR))./360;
AnkleWorkallL=AnkleWorkallR.*TimeCadence;
AnkleWorkallL=max(cumsum(PowerAnkleallL))./360;
AnkleWorkallL=AnkleWorkallL.*TimeCadence;
KneeWorkallR=max(cumsum(PowerKneeallR))./360;
KneeWorkallR=KneeWorkallR.*TimeCadence;
KneeWorkallL=max(cumsum(PowerKneeallL))./360;
KneeWorkallL=KneeWorkallL.*TimeCadence;
HipWorkallR=max(cumsum(PowerHipallR))./360;
HipWorkallR=HipWorkallR.*TimeCadence;
HipWorkallL=max(cumsum(PowerHipallL))./360;
HipWorkallL=HipWorkallL.*TimeCadence;

%Calculating ratio of joint work by total joints work (% of total joints work)
TotalJointWorkR=AnkleWorkallR+KneeWorkallR+HipWorkallR;
TotalJointWorkL=AnkleWorkallL+KneeWorkallL+HipWorkallL;
AnkleWorkratioR=AnkleWorkallR./TotalJointWorkR;
AnkleWorkratioL=AnkleWorkallL./TotalJointWorkL;
KneeWorkratioR=KneeWorkallR./TotalJointWorkR;
KneeWorkratioL=KneeWorkallL./TotalJointWorkL;
HipWorkratioR=HipWorkallR./TotalJointWorkR;
HipWorkratioL=HipWorkallL./TotalJointWorkL;
TotalJointWork=TotalJointWorkR + TotalJointWorkL;

%Mean value of joint resultant forces
AnkleforcemeanRR=mean(AnkleforceRRallR);
AnkleforcemeanRL=mean(AnkleforceRLallL);
FkneemeanRR=mean(FkneeRRallR);
FkneemeanRL=mean(FkneeRLallL);
FhipmeanRR=mean(FhipRRallR);
FhipmeanRL=mean(FhipRLallL);

```

```

Exportdata9=[AnkleforcemeanRR',AnkleforcemeanRL',FkneemeanRR',FkneemeanRL',FhipmeanRR',FhipmeanRL'];
s = xlswrite('readydata.xls', Exportdata9, 'Joints', 'B2');

```

```

%Mean joint resultant moments
MAnklemeanR=mean(MAnkleallR);
MAnklemeanL=mean(MAnkleallL);
MkneemeanR=mean(-MkneeallR);
MkneemeanL=mean(-MkneeallL);
MhipmeanR=mean(MhipallR);
MhipmeanL=mean(MhipallL);

```

```

Exportdata10=[MAnklemeanR',MAnklemeanL',MkneemeanR',MkneemeanL',MhipmeanR',MhipmeanL'];
s = xlswrite('readydata.xls', Exportdata10, 'Joints', 'I2');

```

```

%Crank Torque - in N.m
TorqueR=FER.*Cranklength;
TorqueL=FEL.*Cranklength;
[TorqueallR,TorquemedianR,TorqueSER]=cutcycles2(TorqueR,PeakR2,ncycles);
[TorqueallL,TorquemedianL,TorqueSEL]=cutcycles2(TorqueL,PeakL2,ncycles);
MeanTorqueR=mean(TorqueallR);
MeanTorqueL=mean(TorqueallL);

```

```

%Crank angular speed - in rad/s
AngularSpeedPDV=Cadence.*6;
AngularSpeedPDVrad=((AngularSpeedPDV).*(2*(pi)))./360;

```

```

%Power output throughout the crank cycle - in Watts
for A=1:ncycles
    for i=1:Npoints4

```

```

        POallR(i,A)=((TorqueallR(i,A))).*AngularSpeedPDVrad(A);

```

```

        POallL(i,A)=((TorqueallL(i,A))).*AngularSpeedPDVrad(A);
    end
end

```

```

clear ('A','i')

```

```

%Mean Power output - in Watts
POall=POallR+POallL;
MeanPO=mean(POall);

```

```

%Impulses of effective and resultant forces - in N.s
IFEallR=max(cumsum(FEallR))./360;
IFEallL=max(cumsum(FEallL))./360;
IFEallR=IFEallR.*TimeCadence;
IFEallL=IFEallL.*TimeCadence;

```

```

IFRallR=max(cumsum(FRallR))./360;
IFRallL=max(cumsum(FRallL))./360;
IFRallR=IFRallR.*TimeCadence;
IFRallL=IFRallL.*TimeCadence;

%Index of effectiveness
IEallR=IFEallR./IFRallR;
IEallL=IFEallL./IFRallL;

%Crank work - in Joules - Winter (1990)
WorkallR=max(cumsum(POallR))./360;
WorkallR=WorkallR.*TimeCadence;
WorkallL=max(cumsum(POallL))./360;
WorkallL=WorkallL.*TimeCadence;
Workall=max(cumsum(POall))./360;
Workall=Workall.*TimeCadence;

%Creating Crank vector
PDVangle=(1:1:360);
PDVangle=PDVangle';

%Exporting data to xls files
Exportdata=[PDVangle,MAnklemedianR,MAnkleSER,MAnklemedianL,MAnkleSEL,MkneemedianR,MkneeSER,MkneemedianL,MkneeSEL,MhipmedianR,MhipSER,MhipmedianL,MhipSEL];
s = xlswrite('readydata.xls', Exportdata, 'moments', 'A2');

%
Exportdata2=[AnkleWorkallR;AnkleWorkallL;KneeWorkallR;KneeWorkallL;HipWorkallR;HipWorkallL;TotalJointWorkR;TotalJointWorkL;AnkleWorkratioR;AnkleWorkratioL;KneeWork

```

```

ratioR;KneeWorkratioL;HipWorkratioR;HipWorkratioL];
% Exportdata2=Exportdata2';
% % dlmwrite('jointwork.txt',Exportdata2, ',');
%
Exportdata3=[Cadence;MeanTorqueR;MeanTorqueL;MeanPO;WorkallR;WorkallL;Workall];
Exportdata3=Exportdata3';
s = xlswrite('readydata.xls', Exportdata3, 'cadence', 'B2');

%
Exportdata6=[IFEall;IFRall;IEall;IFEpropall;IFRpropall;IEpropall;IFRrecall;IFRrecall;PercFEposall;PercFEnegall];
% dlmwrite('impulsos.txt',Exportdata4, ',');

Exportdata7=[AnkleAnglemedianR,AnkleAngleSER,AnkleAnglemedianL,AnkleAngleSEL,KneeAnglemedianR,KneeAngleSER,KneeAnglemedianL,KneeAngleSEL,HipAnglemedianR,HipAngleSER,HipAnglemedianL,HipAngleSEL];
s = xlswrite('readydata.xls', Exportdata7, 'angles', 'B2');

Exportdata8=[AnkleSpeedmedianR2,AnkleSpeedSER2,AnkleSpeedmedianL2,AnkleSpeedSEL2,KneeSpeedmedianR2,KneeSpeedSER2,KneeSpeedmedianL2,KneeSpeedSEL2,HipSpeedmedianR2,HipSpeedSER2,HipSpeedmedianL2,HipSpeedSEL2];
s = xlswrite('readydata.xls', Exportdata8, 'anglespeed', 'B2');

uisave;

```

Sub-rotinas utilizadas juntamente com a rotina Invdyncycling.m

angleclean.m

```

function[variable2]=angleclean(variable,Npoints,a,b)

%ANGLECLEAN correct errors in angle data.
It
% As input variables, Npoints,
% a (min angle) and b (max angle).

for i=1:Npoints2
    if variable(i,:)<a || variable(i,:)>b &&
i==1
        variable2(i,:)=median(variable(:,i));
    elseif variable(i,:)<a || variable(i,:)>b
&& i>1
        variable2(i,:)=variable2(i-1,:);
    else
        variable2(i,:)=variable(i,:);

```

```

end
end

```

cutcycles2.m

```

function[yall]=cutcycles2(y,Peak,ncycles)

%CUTCYCLES2 cut the variables in n cycles
curves. The input arguments
% are the variable data, the signal with
the reference signal
% to cut the signal and the number of
cycles that will be
% cut. The output variables are the
vectors with variable
% mean and standard deviation.

npoints=length(Peak);

```

```

for i=1:npoints-1
    diffPeak(:,i)=Peak(i+1)-Peak(i);
end

for i=1:npoints-1
    diffPeak2(:,i)=round(diffPeak(i)/2);
end

npoints2=length(diffPeak2);
Peak=Peak(:,(1:npoints2));
Peak2=Peak+diffPeak2;
x=min(diffPeak2);

for i=1:ncycles
    y2=y(Peak(i):Peak2(i));
    x2=interpft(y2,x);
    y3(:,i)=x2;
end

yall=y3;
yall=rot90(yall);    %Fitting the matrix in
counterclock
ymedian=median(yall);    %Median curve of
n cycles
ySE=std(yeall)/ncycles;    %SE of the n
cycles

yall=yall';
ymedian=ymedian';
yDP=yDP';

```

npointsfit.m

```
function[variable3]=npointsfit(variable,Npoints)
```

```

%NPOINTSFIT correct the npoints of force
and angle data to the npoints of
% the acceleration. As input the variable
and the npoints of the
% input data.

```

```

for i=1:Npoints-1
    variable2(i,:)=mean(variable(i:i+1));
end

```

```

for i=1:Npoints-2
    variable3(i,:)=mean(variable2(i:i+1));
end

```

ANEXO 3: TABELAS COM RESULTADOS DOS TESTES DE NORMALIDADE

Nas tabelas abaixo são apresentados os resultados do teste de Shapiro-Wilk realizado com o objetivo de verificar a distribuição dos dados obtidos nos estudos 1 e 2. As variáveis analisadas foram agrupadas em tabelas distintas para cada um dos estudos.

*ESTUDO 1

Tabela A1. Resultados das análises de normalidade dos dados obtidos no estudo 1.

VARIÁVEL	ESTÁGIO (%PO _{MÁX})	ESTATÍSTICO	SHAPIRO-WILK	
			GRAUS DE LIBERDADE	SIG.
MOMENTO	75	,894	11	,219
RESULTANTE	90	,901	11	,256
TORNOZELO	100	,912	11	,330
MOMENTO	75	,958	11	,774
RESULTANTE	90	,964	11	,844
JOELHO	100	,844	11	,065
MOMENTO	75	,957	11	,770
RESULTANTE	90	,855	11	,084
QUADRIL	100	,902	11	,265
	75	,960	11	,803
SMA	90	,876	11	,141
	100	,940	11	,580
MOMENTO	75	,872	11	,129
TORNOZELO	90	,921	11	,404
RELATIVO	100	,950	11	,693
MOMENTO	75	,857	11	,089
JOELHO	90	,888	11	,191
RELATIVO	100	,940	11	,582
MOMENTO	75	,841	11	,059
QUADRIL	90	,935	11	,532
RELATIVO	100	,921	11	,402
	75	,947	11	,652
CADÊNCIA	90	,971	11	,904
	100	,806	11	,024*
FORÇA	75	,844	11	,065

RESULTANTE	90	,866	11	,112
TORNOZELO	100	,936	11	,542
FORÇA	75	,912	11	,330
RESULTANTE	90	,929	11	,474
JOELHO	100	,954	11	,730
FORÇA	75	,953	11	,724
RESULTANTE	90	,981	11	,970
QUADRIL	100	,950	11	,686
ÂNGULO	75	,942	11	,631
MÉDIO	90	,888	11	,222
TORNOZELO	100	,934	11	,553
ÂNGULO	75	,872	11	,159
MÉDIO	90	,883	11	,202
JOELHO	100	,941	11	,624
ÂNGULO	75	,897	11	,271
MÉDIO	90	,891	11	,237
QUADRIL	100	,876	11	,172
AMPLITUDE	75	,864	11	,131
DE MOVIMENTO	90	,825	11	,053
TORNOZELO	100	,936	11	,568
AMPLITUDE	75	,948	11	,687
DE MOVIMENTO	90	,966	11	,866
JOELHO	100	,975	11	,937
AMPLITUDE	75	,925	11	,470
DE MOVIMENTO	90	,923	11	,453
QUADRIL	100	,943	11	,644
	75	,895	11	,225
PO	90	,919	11	,387
	100	,962	11	,819

* VALORES INDICATIVOS DE DISTRIBUIÇÃO NÃO-PARAMÉTRICA.

*ESTUDO 2

Tabela A2. Resultados das análises de normalidade dos dados obtidos no estudo 2.

VARIÁVEL	INTERVALOS DE		SHAPIRO-WILK	
	TEMPO (%TEMPO TOTAL)	ESTATÍSTICO	GRAUS DE LIBERDADE	SIG.
MOMENTO	10	,933	10	,507
RESULTANTE	40	,909	10	,311
TORNOZELO	70	,918	10	,373

	90	,894	10	,220
	10	,898	10	,243
MOMENTO	40	,966	10	,862
RESULTANTE	70	,955	10	,742
JOELHO	90	,933	10	,515
	10	,947	10	,658
MOMENTO	40	,976	10	,940
RESULTANTE	70	,977	10	,945
QUADRIL	90	,932	10	,501
	10	,879	10	,152
	40	,973	10	,922
SMA	70	,944	10	,625
	90	,947	10	,659
	10	,944	10	,623
MOMENTO	40	,903	10	,273
TORNOZELO	70	,935	10	,534
RELATIVO	90	,937	10	,555
	10	,907	10	,292
MOMENTO	40	,961	10	,809
JOELHO	70	,941	10	,595
RELATIVO	90	,881	10	,161
	10	,861	10	,098
MOMENTO	40	,946	10	,650
QUADRIL	70	,944	10	,622
RELATIVO	90	,967	10	,872
	10	,886	10	,181
	40	,952	10	,715
CADÊNCIA	70	,899	10	,245
	90	,800	10	,020*
	10	,868	10	,116
FORÇA	40	,921	10	,401
RESULTANTE	70	,978	10	,955
TORNOZELO	90	,968	10	,874
	10	,808	10	,025*
FORÇA	40	,899	10	,249
RESULTANTE	70	,937	10	,546
JOELHO	90	,965	10	,850
	10	,870	10	,122
FORÇA	40	,929	10	,467
RESULTANTE	70	,943	10	,614
QUADRIL				

	90	,945	10	,635
	10	,916	10	,359
ÂNGULO	40	,936	10	,544
MÉDIO	70	,950	10	,693
TORNOZELO	90	,982	10	,972
	10	,962	10	,815
ÂNGULO	40	,971	10	,907
MÉDIO	70	,981	10	,971
JOELHO	90	,936	10	,543
	10	,984	10	,982
ÂNGULO	40	,962	10	,817
MÉDIO	70	,966	10	,862
QUADRIL	90	,938	10	,564
	10	,918	10	,374
AMPLITUDE	40	,792	10	,017*
DE MOVIMENTO	70	,844	10	,064
TORNOZELO	90	,970	10	,893
	10	,826	10	,040*
AMPLITUDE	40	,864	10	,106
DE MOVIMENTO	70	,847	10	,069
JOELHO	90	,902	10	,266
	10	,919	10	,384
AMPLITUDE	40	,873	10	,134
DE MOVIMENTO	70	,902	10	,265
QUADRIL	90	,941	10	,597
	10	,923	10	,385
	40	,897	10	,204
VO ₂	70	,910	10	,280
	90	,915	10	,315

* VALORES INDICATIVOS DE DISTRIBUIÇÃO NÃO-PARAMÉTRICA.