

Aline Cavalheiro Tamborindeguy

**AVALIAÇÃO DA FORÇA E DO MOMENTO TIBIOFEMORAL DURANTE A
PEDALADA: uma orientação para a reabilitação**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência do Movimento Humano da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientadores: Prof. Dr. Carlos Bolli Mota
Prof. Dr. Antônio Carlos S. Guimarães

Porto Alegre

2009

CATALOGAÇÃO NA FONTE

T155a Tamborindeguy, Aline Cavalheiro

Avaliação da força e do momento tibiofemoral durante a pedalada :
uma orientação para a reabilitação. / Aline Cavalheiro Tamborindeguy.
- Porto Alegre: Escola de Educação Física da Universidade Federal do
Rio Grande do Sul, 2009.

115 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, 2009.

1. Força intersegmentar. 2. Momento Tibiofemoral. 3. Ciclo
ergômetro. 4. Reabilitação. I. Título. II. Mota, Carlos Bolli, orientador.
III. Guimarães, Antônio Carlos Stringhini, orientador.

CDU: 796.012

Aline Cavalheiro Tamborindeguy

**AVALIAÇÃO DA FORÇA E DO MOMENTO TIBIOFEMORAL DURANTE A
PEDALADA:
uma orientação para a reabilitação**

Conceito final: A

Aprovado em 29 de setembro de 2006.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz - UFRGS

Prof. Dr. Jefferson Loss - UFRGS

Prof. Dr. Dr. Luis Mochizuki - USP

Orientador – Prof. Dr. Carlos Bolli Mota – UFRGS

AGRADECIMENTOS

- Aos meus pais, **Eunice** e **Milton**, por todo o amor e carinho e pelo exemplo de fé e respeito que recebi.
- Ao querido **Prof. Dr. Antônio Carlos S. Guimarães** por simplificar a biomecânica, me encorajar nos primeiros passos da dinâmica inversa, e acima de tudo, pelo eterno exemplo de dedicação, humildade, humanidade e ética.
- Ao **Prof. Dr. Carlos Bolli Mota** por aceitar dar continuidade à orientação deste trabalho, por seu auxílio indispensável sempre com muito carinho e paciência.
- Ao amigo e colega **Rodrigo Bini**, que incansável, esteve presente em todas as fases deste trabalho. Agradeço por sua amizade, dedicação e auxílio na realização das coletas, rotinas e discussão.
- Aos colegas **Felipe Carpes** e **Fernando Diefenthaler**, companheiros nesta caminhada, pela amizade, pelos ensinamentos sobre ciclismo e pelo auxílio nas coletas e discussões.
- Ao **Prof. Ms. Flávio Castro**, pela paciência, bom senso e carinho em suas orientações.
- Aos alunos da UFSM, GEPEC, **Elizandro Martins**, **Frederico Dagnese** e **Mateus Wiest** por sua acolhida e dedicação na aquisição e digitalização dos dados cinemáticos.
- Às colegas **Juliana Costa** e **Cíntia Ritzel** pela disponibilidade e auxílio durante as coletas;
- Ao **Prof. Dr. Jefferson Loss** e à colega **Denise Soares** pelo trabalho com dinâmica inversa aplicada ao ciclismo por eles iniciado.
- Aos **participantes** das coletas por sua disponibilidade e paciência.
- Aos queridos **Maristela**, **Márcio**, **Laura** e **Antônia** por todo apoio ao longo desta jornada.
- Aos amigos do LAPEX, **Dani**, **Márcia**, **Alex**, **Luciano**, **Luis** e **Carla** pelo carinho, amizade e dedicação durante esses anos.
- Aos amigos do PPGCMH, **André**, **Rosane** e **Ana** pela competência e disposição.

- Ao **programa de pós-graduação em ciências do movimento humano** pela excelente qualidade de ensino.
- Ao **Laboratório de Biomecânica da UFSM** pela disponibilização dos equipamentos de filmagem e de suas dependências para a digitalização dos dados.
- Aos professores membros da banca de avaliação:
Dr. Luis Mochizuki (USP);
Dr. Jefferson Loss (UFRGS);
Dr. Marco Aurélio Vaz (UFRGS).

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

Lista de ilustrações

INTRODUÇÃO	11
1.1 OBJETIVO.....	14
2. REVISÃO DA LITERATURA	15
2.1 A DINÂMICA INVERSA NO ESTUDO DA PEDALADA.....	15
2.2 O CICLO ERGÔMETRO NA REABILITAÇÃO.....	19
2.2.1 Variações da cadência durante a pedalada.....	21
2.2.2 Variações da carga durante a pedalada.....	23
2.2.2 Variações da altura do selim durante a pedalada.....	25
2.3 A ESTABILIZAÇÃO DA ARTICULAÇÃO TIBIOFEMORAL.....	26
2.3.1 Ligamento cruzado anterior e ligamento cruzado posterior.....	27
2.3.3 Meniscos.....	30
2.4 ANÁLISE CRÍTICA DA LITERATURA.....	31
3. METODOLOGIA	34
3.1 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA.....	34
3.2 HIPÓTESES.....	34
3.3 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA.....	35
3.4 AMOSTRA.....	35
3.5 MATERIAIS E EQUIPAMENTOS DE AQUISIÇÃO DOS DADOS.....	35
3.5.1 Dinamometria.....	36
3.5.2 Cinemetria.....	36
3.6 PROCEDIMENTOS DE AQUISIÇÃO DOS DADOS.....	38
3.7 PROCEDIMENTOS DE ANÁLISE DOS DADOS.....	41
3.7.1 Dinamometria.....	41
3.7.2 Cinemetria.....	42
3.7.3 Dinâmica Inversa.....	44

3.7.4 Cálculos estatísticos	50
4. RESULTADOS	52
4.1 COMPONENTE DE COMPRESSÃO DA FORÇA TIBIOFEMORAL.....	52
4.2 VALOR MÁXIMO DO COMPONENTE DA FORÇA DE CISALHAMENTO TIBIOFEMORAL.....	55
4.3 VALOR MÍNIMO DO COMPONENTE DE CISALHAMENTO DA FORÇA TIBIOFEMORAL.....	59
4.4 MOMENTO RESULTANTE MÁXIMO TIBIOFEMORAL.....	62
4.5 MOMENTO RESULTANTE MÍNIMO TIBIOFEMORAL.....	65
5. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	70
5.1 COMPONENTE DE COMPRESSÃO DA FORÇA TIBIOFEMORAL.....	70
5.2 VALOR MÁXIMO DO COMPONENTE DE CISALHAMENTO DA FORÇA TIBIOFEMORAL.....	73
5.3 VALOR MÍNIMO DO COMPONENTE DE CISALHAMENTO DA FORÇA TIBIOFEMORAL.....	75
5.4 MOMENTO RESULTANTE MÁXIMO TIBIOFEMORAL.....	76
5.5 MOMENTO RESULTANTE MÍNIMO TIBIOFEMORAL.....	78
6. CONSIDERAÇÕES FINAIS	82
7. REFERÊNCIAS	85
ANEXO 1: Termo de consentimento livre e esclarecido	
ANEXO 2: Rotina da matriz de desacoplamento de forças no pedal	
ANEXO 3: Rotina de análise dos dados	

RESUMO

TAMBORINDEGUY, A. C. Avaliação da força e do momento tibiofemoral durante a pedalada: uma orientação para a reabilitação. *Dissertação de Mestrado*. Programa de pós-graduação em ciências do movimento humano. Escola de Educação Física. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Durante o processo de reabilitação de lesões na articulação do joelho o ciclo ergômetro tem sido amplamente utilizado. No entanto, existem poucos estudos que orientem a sua utilização de forma a evitar sobrecargas às estruturas lesionadas. O presente estudo tem como objetivo comparar o comportamento das componentes de compressão e de cisalhamento anterior e posterior da força intersegmentar e do momento resultante tibiofemoral durante a pedalada no ciclo ergômetro em situações usuais da reabilitação de lesões do joelho. Participaram deste estudo nove sujeitos saudáveis do sexo masculino. O protocolo constou da avaliação de três diferentes alturas do selim (altura do trocânter, 3 cm para baixo e 3 cm para cima desta), duas cadências (40 e 70 rpm) e três cargas de trabalho (0, 5 e 10 N) relacionadas à realidade da reabilitação. Um pedal instrumentado e um sistema de cinemetria foram utilizados para o cálculo do modelo biomecânico bidimensional. Foram analisadas as médias do pico de compressão da força intersegmentar, dos picos do valor máximo e mínimo de cisalhamento da força intersegmentar e o pico dos momentos flexor e extensor durante oito ciclos de pedalada. Os resultados obtidos demonstram que o aumento da carga de trabalho causa um aumento na média do pico de compressão e do pico máximo de cisalhamento da força intersegmentar. As médias do pico de compressão foram de -44,94 ($\pm 3,12$) N para 0 N, -53,21 ($\pm 4,56$) N para 5 N e -76,50 ($\pm 5,69$) N para 10 N. As médias do pico máximo de cisalhamento foram de 61,32 ($\pm 5,60$) N para 0 N, 71,21 ($\pm 7,73$) N para 5 N e 93,89 ($\pm 9,10$) N para 10 N. O aumento das cargas de trabalho também causou um aumento do pico do momento flexor resultante que teve valores médios de 12,77 ($\pm 1,68$) Nm para 0 N, 16,90 ($\pm 2,49$) Nm para 5 N e 25,40 ($\pm 3,25$) Nm para 10 N. O pico do momento extensor aumentou com a diminuição da altura do selim. As médias do pico do momento extensor nas posições do selim na altura do trocânter, 3 cm abaixo e 3 cm acima foram de, -10,15 ($\pm 0,58$) Nm, -11,09 ($\pm 0,55$) Nm e -9,68 ($\pm 0,58$) Nm, respectivamente. O pico do momento extensor aumentou com o aumento da cadência de pedalada e com o incremento da carga de trabalho de 5 para 10 N. As médias do pico do momento extensor foram de -10,12 ($\pm 0,57$) Nm para 40 rpm, de -10,49 ($\pm 0,56$) Nm para 70 rpm, -10,19 ($\pm 0,57$) Nm para 5 N e de -10,53 ($\pm 0,60$) Nm para 10 N. Portanto, pedalar com uma carga de 0 N, com o selim posicionado 3 cm acima da altura do trocânter e na cadência de 40 rpm resulta em menor sobrecarga articular e muscular.

Palavras-chave: força intersegmentar, momento resultante tibiofemoral, ciclo ergômetro, reabilitação.

ABSTRACT

TAMBORINDEGUY, A. C. Assessment of force and moment during cycling: an orientation to rehabilitation. *Master thesis*. Graduation Program in Human Movement Sciences. School of Physical Education. Federal University of Rio Grande do Sul. During knee injuries rehabilitation process the cycle ergometer has been largely used. However, there are few studies orienting their use avoiding overload damaged structures. The aim of the present study was to compare the effects of compression and shear force components and resultant joint moment in ergometer cycling at different saddle height, cadence and workload during rehabilitation seasons. Nine healthy male volunteers participated in this study. Protocol consisted of evaluation of three different saddle heights (trochanter height, 3 cm downward and 3 cm upward from trochanter height), two cadences (40 and 70 rpm) and three workloads (0, 5 and 10 N). An instrumented pedal and a motion system were used to calculate the two-dimensional biomechanical model. Mean peak compressive intersegmental force, maximum and minimum mean peak shear force, and mean peak extensor and flexor moment during eight pedaling cycles were analyzed. Results demonstrated that changes in workload interfere in mean peak compressive force as well in maximum mean peak shear intersegmentar force. Mean peak compressive were -44.94 (± 3.12) N for 0 N, -53.21 (± 4.56) N for 5 N and -76.50 (± 5.69) N for 10 N. Maximum mean peak shear were 61.32 (± 5.60) N for 0 N, 71.21 (± 7.73) N for 5 N and 93.89 (± 9.10) N for 10 N. Mean peak flexor moment increased as workload increase (12.77 (± 1.68) Nm for 0 N, 16.90 (± 2.49) Nm for 5 N and 25.40 (± 3.25) Nm for 10 N). Mean peak extensor moment increased at saddle positioned 3 cm downward. Results were -10.15 (± 0.58) Nm, -11.09 (± 0.55) Nm, and -9.68 (± 0.58) Nm, for trochanteric height, 3 cm downward, and 3 cm upward, respectively. Mean peak extensor moment increased as cadence and workload increased (from -10.12 (± 0.57) Nm at 40 rpm to -10.49 (± 0.56) Nm at 70 rpm; from -10.19 (± 0.57) Nm at 5 N to -10.53 (± 0.60) Nm at 10 N, respectively). Therefore, pedaling at 0 N with saddle positioned 3 cm upward from trochanter height at 40 rpm results in lower joint and muscle overload.

Key words: intersegmental force, tibiofemoral moment, cycle ergometer, rehabilitation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Representação dos segmentos e dos eixos articulares.....	37
Figura 2 - Fluxograma do protocolo de teste no ciclo ergômetro.....	40
Figura 3 - Representação esquemática dos ângulos articulares dos segmentos avaliados.....	43
Figura 4 - Representação esquemática dos ângulos do pedal (θ).....	43
Figura 5 - Representação esquemática das componentes vertical (F_v) e horizontal (F_h) da força normal (F_y) aplicada no pedal a partir dos ângulos I e II calculados por meio do ângulo do pedal (θ) em relação a horizontal.....	45
Figura 6 - Diagrama de corpo livre segmento pé-pedal.....	46
Figura 7 - Diagrama de corpo livre segmento perna.....	48
Figura 8 - Representação esquemática dos componentes da força tibiofemoral F_y (compressão articular) e F_x (cisalhamento articular).....	50
Figura 9 - Força de compressão e respectivos ângulos do joelho em função das posições do selim.....	53
Figura 10 - Força de compressão e respectivos ângulos do joelho em função das cadências.....	54
Figura 11 - Força de compressão e respectivos ângulos do joelho em função das cargas de trabalho.....	55
Figura 12 - Valores máximos da força de cisalhamento e respectivos ângulos do joelho em função das posições do selim.....	56
Figura 13 - Valores máximos da força de cisalhamento e respectivos ângulos do joelho em função das cadências.....	57
Figura 14 - Valores máximos da força de cisalhamento e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função das cargas de trabalho.....	58
Figura 15 - Valores mínimos do componente de cisalhamento da força tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função das alturas do selim.....	59
Figura 16 - Valores mínimos do componente de cisalhamento da força tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função das cadências de pedalada.....	60

Figura 17 - Valores mínimos do componente da força de cisalhamento tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função das cargas de trabalho.....	61
Figura 18 - Momento resultante no joelho em função do ângulo do pedivela de um dos sujeitos avaliados na posição do selim 3 cm abaixo da posição de referência, na cadência 60 rpm e com carga de 10 N.....	62
Figura 19 - Momento resultante máximo tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função da altura do selim.....	63
Figura 20 - Momento resultante máximo tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função da cadência de pedalada.....	64
Figura 21 - Momento resultante máximo tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função da cadência de pedalada.....	65
Figura 22 - Momento resultante mínimo tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função da altura do selim.....	66
Figura 23 - Momento resultante mínimo tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função da cadência de pedalada.....	67
Figura 24 - Momento resultante mínimo tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função da carga de trabalho.....	68

INTRODUÇÃO

O ciclo ergômetro é amplamente utilizado na reabilitação por possibilitar o movimento das articulações dos membros inferiores sem oferecer a sobrecarga do peso corporal como ocorre na marcha ou na corrida e por permitir o controle da cadência e carga de pedalada (HUNT *et al.*, 2004). Dessa forma, pedalar em ciclo ergômetro possibilita a manutenção da atividade muscular e cardiorrespiratória. Além disso, a pedalada quando comparada a atividades como caminhada e corrida, oferece um relativo controle das forças articulares durante o movimento (BRESSEL, 2001; NEPTUNE E KAUTZ, 2000).

No processo de reabilitação, o ciclo ergômetro tem sido utilizado em protocolos de treinamento aeróbico (TEIXEIRA-SALMELA *et al.*, 2003; PASCHOAL, 2002), reforço muscular e treinamento do controle neuromotor dos membros inferiores em pacientes com doenças neurológicas como hemiplegia ou Parkinson (SINKLAIR *et al.*, 1996), assim como em protocolos de reabilitação ortopédica, traumatológica ou reumatológica. Grande parte dos estudos nesta última área da reabilitação descreve o uso de ciclo ergômetro para o tratamento de lesões da articulação do joelho (WU, HACKET E RICHIMOND, 2002; BOLLEN, 2001; NEPTUNE E KAUTZ 2000; SANTANA, TEIXEIRA E FILHO, 1994; SHELBOURNE *et al.*, 1991; SHELBOURNE E NITZ, 1990; ANDERSON E LIPSCOMB, 1989).

No processo de reabilitação das lesões articulares do joelho, assim como no pós-operatório da reconstrução do ligamento cruzado anterior, por exemplo, o uso do ciclo ergômetro é usualmente recomendado (WU, HACKETT E RICHIMOND, 2002; BOLLEN, 2001; NEPTUNE E KAUTZ 2000; SHELBOURNE *et al.*, 1991; SHELBOURNE E NITZ, 1990; ANDERSON E LIPSCOMB, 1989).

Uma das metas primárias do tratamento pós-operatório do ligamento cruzado anterior, por exemplo, é promover a estabilização dinâmica do joelho e proteger o enxerto. Para tanto é necessário fortalecer os músculos dos membros inferiores enfatizando o grupo dos flexores de joelho, estabilizadores dinâmicos primários do deslocamento anterior da tíbia em relação ao fêmur, evitando forças de cisalhamento anterior (NEPTUNE E KAUTZ, 2000).

Desta forma, alguns estudos indicam o uso do ciclo ergômetro já nas primeiras duas semanas de pós-operatório, quando a cicatriz cirúrgica não apresenta sangramento (BOLLEN, 2001; SHELBOURNE, 1991). Enquanto isso, outros estudos propõem seu uso somente a partir da quarta semana de pós-operatório com o uso de um selim ajustado em uma posição mais alta e sem resistência (WU *et al.*, 2002).

As propostas de ajuste do ciclo ergômetro em protocolos de reabilitação apresentam pouca fundamentação científica. Os estudos que analisam a interferência da altura do selim sobre a cadência e a potência de pedalada são, em sua maioria, relacionados com o rendimento esportivo no ciclismo, abordando variáveis como a economia de movimento, o aproveitamento de forças no pedal, o torque no pé de vela e a técnica da pedalada (DIEFENTHAELER *et al.*, 2006; BERTUCCI *et al.*, 2004; MARSH, MARTIN E SANDERSON, 2000).

Marsh, Martin e Sanderson (2000), demonstraram diferenças significativas nas respostas da soma dos momentos articulares resultantes do quadril, joelho e tornozelo a variações na cadência e na potência em indivíduos de diferentes níveis de treinamento. Desta forma é preciso que os estudos sejam direcionados para a população específica, e que se tenha cautela ao fazer inferências ao avaliar indivíduos de diferentes níveis de treinamento.

A preocupação com os aspectos biomecânicos do uso do ciclo ergômetro na reabilitação de lesões do joelho fundamentou os estudos de Neptune e Kautz (2000). Os autores compararam os componentes de força normal (de compressão) e de força tangencial (cisalhamento) nas articulações tibiofemoral e femoropatelar. A pedalada progressiva (para frente) e a pedalada reversa (para trás) foi analisada por meio de um modelo musculoesquelético bipodálico. Entre os resultados destacam-se os maiores valores dos componentes de força de cisalhamento tibiofemoral e femoropatelar e de compressão femoropatelar na pedalada reversa e os maiores valores do componente de força de compressão tibiofemoral na pedalada progressiva. Tais resultados indicam que o uso do ciclo ergômetro nos programas de reabilitação deve ser direcionado para as diferentes lesões devido às diferenças mecânicas observadas entre os dois tipos de pedalada.

Desse modo, pacientes que apresentam lesão do ligamento cruzado anterior ou condromalácia femoropatelar, por exemplo, deveriam optar pela pedalada progressiva. Estes resultados corroboram com os do estudo de Bressel (2001), que

analisou as forças femoropatelares utilizando a técnica da dinâmica inversa, que conclui contra-indicando o uso da pedalada reversa em pacientes com dor femoropatelar.

Outro estudo que utilizou a técnica da dinâmica inversa na pedalada foi realizado por Gregor *et al.* (2002). Foram analisados os momentos articulares resultantes durante pedalada em ciclo ergômetro reclinado em duas diferentes cargas de trabalho em jovens e idosos e, posteriormente, comparados aos estudos prévios em ciclo ergômetro vertical. Como resultado desse estudo, observou-se que a articulação do quadril foi a principal responsável pela propulsão quando a resistência foi de 5 N. Quando a resistência da bicicleta era duplicada, o joelho passava a participar também da propulsão apresentando um incremento em seu momento extensor resultante.

O estudo realizado por Ericson *et al.* (1986) investigou a magnitude do momento resultante no joelho e no quadril e seu comportamento em resposta a variações da carga, da cadência, da posição do selim e da posição do pé no pedal. Neste estudo observou-se uma relação positiva entre a carga de trabalho e os momentos flexor e extensor resultante no quadril e no joelho. Da mesma forma a cadência apresentou comportamento diretamente proporcional ao momento flexor e extensor resultante no quadril e do momento extensor resultante no joelho. Já a variação da altura do selim apresentou relação positiva somente com o momento extensor resultante no joelho enquanto apresentou uma relação negativa com o momento extensor resultante no quadril e o momento flexor resultante do joelho.

Apesar da vasta utilização de ciclo ergômetros verticais na reabilitação de lesões do joelho, ainda existem poucos estudos que analisem as forças internas e as sobrecargas que atuam na articulação tibiofemoral durante a sua utilização (BRESSEL, 2001; NEPTUNE E KAUTZ, 2000; ERICSON *et al.*, 1986). Além disso, não foram encontrados estudos direcionados para a reabilitação, que analisassem a interferência das cadências, das cargas e do posicionamento do selim nos componentes de compressão e de cisalhamento da força intersegmentar, mas apenas um sobre o momento articular resultante (ERICSON *et al.* 1986).

Sabe-se que em decorrência da ampla variação individual das características anatômicas e das diferenças na extensão das lesões no joelho assim como do tipo de tratamento, não é possível desenvolver protocolos rígidos para a utilização do ciclo ergômetro. Entretanto, o conhecimento do efeito da pedalada na articulação

tibiofemoral deve servir de orientação para a o uso adequado. Sendo assim, o estudo dos componentes de força de compressão e de cisalhamento e dos momentos articulares na articulação tibiofemoral durante a pedalada em ciclo ergômetro vertical com as variações supracitadas pretende estabelecer orientações para o seu uso durante a reabilitação de lesões que acometem essa articulação.

1.1 OBJETIVO

Comparar o comportamento dos componentes de compressão e de cisalhamento anterior e posterior da força intersegmentar e do momento resultante tibiofemoral durante pedalada em ciclo ergômetro variando a cadência, a carga de trabalho e a altura do selim.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo serão apresentados estudos que fundamentam o emprego da técnica da dinâmica inversa em biomecânica, estudos relacionados com o uso do ciclo ergômetro na reabilitação com atenção para as interferências das variações da cadência, da carga e da altura do selim durante a pedalada, bem como sobre as principais estruturas da articulação tibiofemoral e suas lesões.

A estrutura da revisão abordará os seguintes tópicos: (2.1) A dinâmica inversa no estudo da pedalada; (2.2) O uso ciclo ergômetro na reabilitação; (2.3) A estabilização da articulação tibiofemoral (2.4) Análise Crítica da Literatura.

2.1 A DINÂMICA INVERSA NO ESTUDO DA PEDALADA

As forças internas às articulações podem ser estudadas de forma direta, por meio de instrumentação das estruturas articulares, que consiste em um método invasivo e de difícil aplicação prática, sendo utilizado somente para estudos de casos. O mais comum é que este tipo de estudo direto se dê por meio de estudos em cadáveres ou por meio de próteses instrumentadas (REN, JONES E HOWARD, 2005; LOSS *et al.*, 2002). A dinâmica inversa é uma alternativa indireta muito utilizada para estimar as forças internas resultantes que atuam nas articulações (KRABBE, FARKAS E BAUMANN, 1997). Uma das grandes dificuldades encontradas na aplicação das leis mecânicas consiste na representação dos segmentos humanos em modelos antropométricos com características geométricas estáveis (AMADIO E BAUMANN, 2000, ANDREWS, 1974). Esta metodologia permite determinar as forças articulares e os momentos articulares no corpo humano a partir de sua simplificação, pois o considera um conjunto de segmentos rígidos, com articulações do tipo “dobradiça”, sem atrito, com centros de massa e eixos de rotação articular fixos e momentos de inércia constantes durante o movimento (SOARES, 2004, LOSS *et al.*, 2002, AMADIO E BAUMANN, 2000, VECCHIA, DUARTE e AMADIO, 1999; VECCHIA *et al.*, 1999; ANDREWS, 1974).

Os segmentos do corpo humano, exceto mãos e pés, podem ser idealizados realisticamente como corpos rígidos para uma proposta de análise biomecânica. Os tecidos moles geralmente são submetidos a alterações relativamente pequenas do formato e tamanho durante o movimento (ANDREWS, 1974).

Apesar de apresentar limitações, por se tratar de um modelo mecânico que implica em simplificações, a dinâmica inversa ainda é a opção mais acessível por não ser invasiva (KRABBE, FARKAS E BAUMANN, 1997). Além disso, o adequado suprimento de líquido sinovial mantém o deslizamento entre as superfícies articulares, permitindo a desconsideração do atrito entre elas no modelo (ANDREWS, 1974).

LOSS *et al.* (2002) apresentaram a comparação de um método indireto para o cálculo das forças intersegmentares e dos momentos articulares resultantes, utilizando a técnica da dinâmica inversa, com os dados obtidos diretamente, através da instrumentação de uma prótese de joelho. Neste estudo foram observadas semelhanças importantes entre os valores medidos e os calculados indicando a viabilidade do modelo. É necessário considerar que medições em seres humanos devem apresentar um erro maior tendo em vista que o ser humano não é formado por segmentos rígidos, possui eixos articulares móveis e apresenta viscosidade articular. Entretanto, esses erros são sistemáticos, permitindo a comparação de um mesmo indivíduo em diferentes situações.

Outra limitação que deve ser conhecida e salientada para evitar conclusões equivocadas a partir deste modelo, é que a dinâmica inversa responde às questões de força intersegmentar e de momento articular líquido (resultante). Isso quer dizer que obtemos a informação do torque resultante, não podendo informar quanto cada grupo muscular ou mesmo cada músculo está contribuindo para gerar torque (AMADIO E BAUMANN, 2000).

Para a estimativa da força intersegmentar e do momento articular é necessário obter informações oriundas da dinamometria (plataforma de força que informa sobre a força de reação do pedal, no caso do ciclismo), da cinemetria bidimensional ou tridimensional (filmagem do movimento que contribui com informações de deslocamento e aceleração) e da antropometria (parâmetros geométricos e inerciais do corpo humano). Com base nessas informações e na determinação de um diagrama de corpo livre dos segmentos envolvidos, inicia-se a análise do movimento no segmento distal (ANDREWS, 1974).

Cada segmento se movimentará de acordo com os princípios da mecânica Newtoniana. Este princípio especifica que o movimento do segmento em um referencial inercial determinado é governado por duas equações vetoriais:

$$F = m \cdot a \quad (1) \text{ Translacional}$$

$$M = I \cdot \alpha \quad (2) \text{ Rotacional}$$

onde,

F = forças atuantes no segmento;

m = massa do segmento;

a = aceleração linear do centro de massa do segmento no referencial R;

M = momento resultante em torno do eixo de rotação do segmento;

I = momento de inércia, em relação ao eixo de rotação do segmento;

α = aceleração angular do segmento.

Se idealizarmos os segmentos como lâminas rígidas e se considerarmos seu movimento bidimensional, a equação vetorial do movimento (1) resultará em duas equações escalares (3) e (4):

$$F_x = m \cdot a_x \quad (3)$$

$$F_y = m \cdot a_y \quad (4)$$

onde,

F_x = componente horizontal de F ;

F_y = componente vertical de F ;

a_x = componente horizontal de a ;

a_y = componente vertical de a ;

Estas equações determinam os componentes da força horizontal (no eixo x), os componentes da força vertical (no eixo y) e o momento articular agindo sobre a articulação proximal do segmento. Seguindo o cálculo para o segmento proximal, determinam-se as forças proximais do segmento adjacente usando a terceira Lei de Newton (ação e reação) para determinar a força e o momento resultante agindo no segmento distal (ANDREWS, 1974; VECCHIA, DUARTE E AMADIO, 1999, VECCHIA, DUARTE E SERRÃO, 1999).

Após a resolução das equações do movimento, a dinâmica inversa oferece como resposta à estimativa dos componentes vertical e horizontal da força intersegmentar, que podem ser consideradas componentes da força responsáveis pela compressão e cisalhamento articular, respectivamente (BRESSEL, 2001). Da mesma forma o momento articular resultante estimado pelas equações pode ser relacionado com sobrecargas musculares (MARSH, MARTIN E SANDERSON, 2000). Estas informações são úteis quando se pretende prevenir as sobrecargas impostas durante a pedalada em pessoas com lesões articulares no joelho (rupturas do ligamento cruzado anterior e as lesões meniscais).

2.2 O CICLOERGÔMETRO NA REABILITAÇÃO

A grande utilização do ciclo ergômetro no processo de reabilitação de lesões ortopédicas, em especial, do joelho, promove o interesse e o desenvolvimento de estudos sobre a biomecânica da pedalada. Muitos são os enfoques e as variáveis metodológicas utilizadas nesses estudos.

Estudos realizados por Hunt *et al.* (2004) e Hunt *et al.* (2003) foram motivados pela busca da melhor compreensão dos mecanismos compensatórios e dos desequilíbrios biomecânicos decorrentes das lesões do ligamento cruzado anterior do joelho. Hunt *et al.* (2003) analisaram a ativação muscular, a aplicação de forças no pedal e a cinemática no membro inferior, utilizando a técnica da dinâmica inversa comparando indivíduos com e sem ruptura do ligamento cruzado anterior do joelho. Em outro estudo com a mesma população, (HUNT *et al.*, 2004), analisaram a assimetria das forças aplicadas no pedal em diferentes cadências e potências (60 e 90 rpm e 75, 125 e 175 W). Foi observada a diminuição na produção de potência no

membro inferior lesado e um aumento no membro inferior contralateral para todas as cadências e cargas de trabalho analisadas.

Da mesma forma ocorreu uma diminuição da magnitude do sinal eletromiográfico dos músculos reto femoral, vasto lateral e glúteo máximo, uma diminuição do momento extensor resultante do joelho, uma diminuição da amplitude de extensão do joelho e da flexão plantar no membro inferior lesionado. Por outro lado observou-se um aumento das mesmas variáveis no membro inferior não lesionado. Segundo os autores, tais alterações bilaterais podem estar relacionadas com a proteção do membro inferior lesionado e uma conseqüente compensação da propulsão com o membro contralateral e ser justificada por um mecanismo de proteção contra a instabilidade articular.

Com o objetivo de orientar o uso do ciclo ergômetro em pacientes com disfunção femoropatelar, Bressel (2001) comparou as forças nesta articulação durante pedalada reversa e progressiva em ciclo ergômetro, em um protocolo de 5 minutos de pedalada em 80 rpm com uma potência de 157 W. Por meio da dinâmica inversa, observou-se que a pedalada reversa promoveu maiores picos de força femoropatelar do que a progressiva (3.236 N e 1.544 N, respectivamente). Tais resultados sugerem que a pedalada reversa deve ser evitada em indivíduos com sofrimento femoropatelar decorrente de desgaste na cartilagem articular, evitando sobrecargas compressivas.

Outro estudo que comparou a pedala reversa e a progressiva em ciclo ergômetro na reabilitação foi realizado por Neptune e Kautz (2000). Tendo como objetivo quantificar e comparar as forças de compressão e de cisalhamento nas articulações femoropatelar e tibiofemoral, foi empregado um modelo músculo esquelético bipodálico.

Durante a pedalada reversa o pico e a força média de cisalhamento anterior e posterior tibiofemoral foram 35% e 26% maiores, respectivamente, do que o observado para a pedalada progressiva. Na pedalada reversa a proteção contra as forças de cisalhamento anterior tibiofemoral, ou seja, a ativação dos músculos flexores do joelho diminuiu 63%. Na articulação femoropatelar, por sua vez, tanto a força de compressão (força máxima de 35% e força média de 26%) quanto à força de cisalhamento foram maiores na pedalada reversa. Entretanto, o pico de força de

compressão tibiofemoral foi 47% e a força média 56% maior na pedalada progressiva, quando comparada com o resultado da pedalada reversa.

Apesar das limitações características de um modelo mecânico-matemático que simplifica os segmentos, os resultados de Neptune e Kautz (2000) demonstram que o uso do ciclo ergômetro nos programas de reabilitação deve ser direcionado para as diferentes lesões, devido às diferenças mecânicas entre os dois tipos de pedalada. Desse modo, pacientes com lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) ou com condromalácia femoropatelar, por exemplo, podem ser beneficiados com a pedalada progressiva. Por outro lado, pacientes com lesões meniscais podem ser beneficiados com a pedalada reversa.

Preocupados com a prevenção de lesões femoropatelares no ciclismo relacionadas com a posição do pé no pedal, Wolchok, Hull e Howell (1998) analisaram a força de contato femoropatelar em cadáveres utilizando um filme sensível à pressão. Foi observado que quando aplicado um momento de rotação interna no joelho ocorreu um aumento de 16% da área de contato e 22% da força de contato femoropatelar. Já quando se associava um momento em varo no joelho à rotação interna ocorreu um aumento de 29% na área de contato e 28% na força de contato femoropatelar. O mau posicionamento do ciclista na bicicleta pode gerar sobrecargas femoropatelares podendo causar ao longo do tempo dor anterior no joelho e, até mesmo, degeneração da cartilagem articular. Além da importante contribuição na prevenção de lesões no esporte, estas informações podem contribuir para o adequado posicionamento no ciclo ergômetro do paciente com lesão femoropatelar, evitando sobrecargas na região já lesionada.

Outra variação do uso do ciclo ergômetro na reabilitação foi analisada por Gregor *et al.* (2002). Os autores analisaram os momentos articulares resultantes do quadril, joelho e tornozelo durante pedalada em ciclo ergômetro reclinado. Dois grupos de adultos aparentemente saudáveis, com idade de até 35 anos e mais de 50 anos pedalarão na cadência de 60 rpm e carga de 5 e 10 N. Nesta análise foi observada uma estratégia onde o quadril foi o responsável pela produção de força para propulsionar o pedivela, enquanto o joelho só apresentava um momento extensor resultante quando a potência da pedalada era aumentada. O tornozelo, por sua vez, somente transmitia a força do quadril e do joelho para o pedal e, portanto, para o pedivela. Observou-se que diferentes sobrecargas ou diferentes idades, não

influenciaram no padrão do momento articular resultante, mas influenciaram a magnitude deste no membro inferior.

Voltado para a orientação do uso do ciclo ergômetro na reabilitação, o estudo realizado por Ericson *et al.* (1986) investigou a magnitude do momento articular resultante no joelho e no quadril e seu comportamento em resposta a variações da carga, da cadência, da posição do selim e da posição do pé no pedal. Participaram do estudo seis sujeitos pedalando em ciclo ergômetro com três cargas de trabalho (zero, 120 e 240 W), quatro cadências (40, 60, 80 e 100 rpm), três alturas do selim (102, 113 e 120% da distância entre a tuberosidade isquiática e o maléolo medial) e duas posições do pé no pedal (centro do pedal alinhado com a cabeça do segundo metatarso e 10 cm para trás). Neste estudo observou-se uma relação diretamente proporcional entre a carga de trabalho e o momento flexor e extensor resultante no quadril e no joelho, assim como da cadência com o momento flexor e extensor resultante no quadril e do momento extensor resultante no joelho. Por outro lado, observou-se uma relação inversamente proporcional entre a altura do selim e o momento extensor do quadril e do momento flexor resultante do joelho e uma relação diretamente proporcional desta com o momento extensor do joelho.

Os valores absolutos dos momentos resultantes do quadril e do joelho obtidos durante a pedalada a 120 W, 60 rpm e altura média do selim, foram comparados aos valores de momento articular resultante descrito previamente durante atividades comuns do processo de reabilitação. Para a articulação do joelho, os valores tanto do momento flexor resultante quanto do momento extensor, descritos por Ericson, *et al.* (1986) foram menores do que os citados na literatura para caminhada, corrida leve, subida e descida de escadas e movimento articular de flexão e extensão com 13 kg de resistência externa.

Portanto os ajustes de cadência, da carga de trabalho e do posicionamento na bicicleta (altura do selim e posicionamento do pé no pedal) são muito importantes, pois alteram fatores fisiológicos e mecânicos como comprimento muscular, amplitude de movimento articular, forças externas e forças musculares.

2.2.1 Variações da cadência durante a pedalada

Sob diferentes perspectivas a biomecânica explora, por meio de pedais instrumentados (pedal-plataforma), as forças aplicadas para a propulsão do pedivela

(BERTUCCI *et al.* 2005; PATTERSON E MORENO, 1990). Associando a dinamometria a descrições cinemáticas, investigam-se as sobrecargas articulares durante o ciclo da pedalada, e também se monitora da atividade muscular (eletromiografia) para estudar a contribuição de cada músculo para os momentos resultantes em cada articulação (BAUN E LI, 2003; GREGOR, PEREL *et al.*, 2002; BRESSEL, 2001; MARSH, MARTIN E SANDERSON, 2000; WOLCHOK, HULL E HOWELL, 1998). Estas análises têm sido utilizadas para examinar o efeito da cadência, da potência e do posicionamento do selim, em situações de terreno plano e, algumas vezes em aclive ou declive sobre a pedalada, principalmente visando o alto rendimento.

Os estudos sobre a interferência da cadência na pedalada, também em sua maioria, são direcionados para o rendimento no ciclismo e se relacionam com economia de movimento e cadência preferida (BAUN E LI, 2003; MARSH, MARTIN E SANDERSON, 2000; MACINTOSH, NEPTUNE E HORTON, 2000; CHAVARREN E CALBET, 1999; SMAK, NEPTUNE E HULL, 1999; MARSH E MARTIN, 1995; MARSH E MARTIN, 1992; SANDERSON, 1991, PATTERSON E MORENO, 1990).

Segundo Marsh e Martin, (1995, 1992) a escolha da cadência preferida e os padrões de ativação muscular do membro inferior não diferem com o nível da prática do ciclismo. Apesar de que os ciclistas de estrada preferem pedalar entre 90 e 105 rpm durante períodos prolongados e em altas cargas de trabalho, suas cadências mais econômicas (na qual ocorre menor consumo de oxigênio) são as mais baixas, entre 50 e 80 rpm (CHAVARREN E CALBET, 1999; MARSH E MARTIN, 1992). Da mesma forma os atletas que não eram ciclistas apresentaram maior economia em cadência de 65 rpm (MARSH E MARTIN, 1992) e uma cadência preferida mais alta.

Mantendo a preocupação com os movimentos mais econômicos Marsh, Martin e Sanderson (2000) relacionaram a cadência preferida com a cadência na qual ocorre o menor valor para o somatório dos momentos resultantes do quadril, joelho e tornozelo em ciclistas, corredores e não atletas. Foram analisados os valores absolutos da soma dos momentos nas cadências de 50, 65, 80, 95 e 110 rpm em potências de 100, 150, 200 e 250 W. Observou-se que o somatório dos momentos articulares foi sistematicamente afetado pela variação da cadência e da carga. O somatório dos momentos articulares foi maior para 50 rpm independentemente do nível de condicionamento físico e da experiência com

ciclismo nos sujeitos. Entretanto, nos indivíduos não atletas, o aumento da carga de trabalho provocou uma diminuição da cadência de menor somatório dos momentos.

A cadência preferida e a cadência de menor somatório dos momentos articulares não diferiram entre os grupos com diferentes níveis de atividade física, exceto nos não atletas quando a potência da pedalada foi elevada de 100 W para 150 W (MARSH, MARTIN E SANDERSON, 2000).

Esta relação inversamente proporcional entre a cadência de pedalada e o somatório dos momentos articulares pode ser justificada pela relação força-velocidade (MACINTOSH, NEPTUNE E HORTON, 2000). Mas se por um lado o aumento da velocidade de pedalada tende a diminuir a capacidade de geração de força muscular, por outro lado as forças inerciais (forças não-musculares) são as responsáveis pelo aumento da força no pedal (BAUN E LI, 2003).

Em estudos sobre a influência da variação da cadência na ativação muscular de membros inferiores observou-se que, ao variar a cadência de pedalada, o padrão de ativação é alterado para melhor controlar o momento resultante nas articulações e as forças aplicadas no pedal. Foi observada uma diminuição da ativação dos músculos proximais com o aumento da cadência de pedalada enquanto que os músculos distais apresentaram um aumento da sua ativação a ativação. A estratégia desta variação, que é maior nos segmentos proximais do que nos distais, pode ser justificada pelas maiores propriedades inerciais (massa e dimensões) que a coxa tem em relação ao pé (BAUN E LI, 2003).

Segundo ERICSON *et al.* (1986), a cadência interfere de forma menos intensa nos valores máximos de momentos articulares do que interferem a carga e a posição adotada no ciclo ergômetro. Em seu estudo as variações da cadência somente aumentaram significativamente o momento flexor resultante do quadril quando aumentava para a cadência mais alta (100 rpm).

2.2.2 Variações da carga de trabalho durante a pedalada

A variação da carga de trabalho é utilizada para a avaliação da evolução do treinamento no ciclismo ou durante o processo de reabilitação. O estudo da interferência das variações da carga de trabalho na pedalada são geralmente associadas aos estudos com variação da cadência (GREGOR *et al.*, 2002; MACINTOSH *et al.*, 2000; MARSH, MARTIN E SANDERSON, 2000; ERICSON *et al.*, 1986; SANDERSON, 1991; PATTERSON E MORENO, 1990). Essas variações são

amplamente utilizadas em estudos sobre a cadência ótima, buscando a maior produção de potência com menores valores de consumo de oxigênio. Outra abordagem utilizada com a variação da carga e da cadência de pedalada é baseada na relação força x velocidade de encurtamento muscular. No ciclismo esta relação pode ser abordada como relação resistência x velocidade. Neste caso, a cadência ótima é associada com e menores níveis de ativação muscular. (MACINTOSH *et al.*, 2000).

Como a variação da cadência, a variação da carga de trabalho também promove uma mudança no esforço e na coordenação muscular (MACINTOSH *et al.*, 2000; MARSH, MARTIN E SANDERSON, 2000). Em relação aos momentos articulares sabe-se que ao aumentarmos a carga de trabalho ocorre um aumento no somatório dos momentos do quadril, joelho e tornozelo. E, conforme estudo de Marsh, Martin e Sanderson (2000), estas alterações se dão tanto atletas e não atletas. Sabe-se ainda que estas variações de momento articular resultante são maiores nas cadências mais baixas (50 rpm) podendo ser justificadas pela menor contribuição dos componentes inerciais nestas cadências, sendo necessário um maior esforço muscular, e pela possibilidade de maior produção de força muscular nas menores velocidades de execução do movimento.

Em indivíduos não atletas, na medida em que a potência aumenta, o valor da soma dos momentos articulares no membro inferior aumenta enquanto que a cadência preferida diminui significativamente. Esta diminuição da cadência preferida demonstra estar relacionada com o menor condicionamento físico dos sujeitos e de uma conseqüente diminuição na capacidade de produzir força (MARSH, MARTIN E SANDERSON, 2000).

Segundo Ericson *et al.* (1986) o aumento da carga de trabalho é a variável da pedalada que mais influencia no momento resultante do quadril e do joelho, tendo praticamente duplicado nas variações de 0 para 20 N e de 20 N para 40 N. Gregor *et al.* (2002) encontraram, por sua vez, variações somente da magnitude do momento extensor do joelho, mantendo o padrão das curvas de momento articular resultante por ângulo do pedivela, quando a carga de trabalho foi aumentada (5 N para 10 N). Estas variações ocorreram tanto no grupo de sujeitos jovens quanto nos mais velhos durante a pedalada em ciclo ergômetro reclinado, mas segundo comparação realizada pelos autores, apresenta o mesmo comportamento do momento articular durante pedalada em ciclo ergômetro vertical.

2.2.3 Variações da altura do selim durante a pedalada

A pedalada é decorrente de movimentos cíclicos dos membros inferiores produzidos mediante a flexão e a extensão das articulações do quadril, do joelho e do tornozelo. As ações simultâneas da coxa em torno da articulação do quadril, da perna em torno da articulação do joelho e do pé em torno da articulação do tornozelo produzem a translação do complexo ciclo ergômetro-paciente.

Segundo Gregor (2000), a maioria dos estudos envolvendo análise da cinemática no ciclismo é realizada no plano sagital (flexão e extensão de quadril e joelho; flexão dorsal e flexão plantar do tornozelo) devido, principalmente, a questões de instrumentação. No plano sagital, as variáveis de deslocamento, velocidade e aceleração da coxa, da perna e do pé parecem ser mais afetadas pela cadência de pedalada e pelo posicionamento do ciclista na bicicleta.

Analisando o movimento da pedalada no plano sagital, Faria e Cavanagh (1978) reportaram uma amplitude de movimento articular, ao longo do ciclo, de 45° para a articulação do quadril, de 75° para a articulação do joelho e de 20° para a articulação do tornozelo em ciclistas.

Os estudos de Rugg e Gregor (1987) e Nordeen-Snyder (1977) demonstraram o efeito das alterações na altura do selim sobre a amplitude de movimento do quadril, do joelho e do tornozelo. E a articulação do joelho é a mais afetada pelas mudanças na altura do selim, diminuindo o seu ângulo de flexão mínima em 35% quando houve um incremento de 5% na altura do selim em relação à posição de referência.

Variações na altura do selim podem modificar a relação força-comprimento em virtude do alongamento ou encurtamento da musculatura envolvida e as forças e os momentos intersegmentares no joelho, principalmente. Ericson *et al.* (1986) demonstra que o aumento da altura do selim influencia o momento flexor resultante do joelho e o momento extensor do joelho e do quadril.

Outra alteração observada com as variações da altura do selim 5% para cima e 5% para baixo da altura do trocânter foi o comportamento mais irregular das curvas de deslocamento e de velocidade angular. Estas alterações poderiam indicar a necessidade de alterar o movimento para completar o ciclo de pedalada (NORDEEN-SNYDER, 1977).

Atualmente ainda são encontradas poucas informações sobre a interferência da altura do selim nas sobrecargas articulares do membro inferior. O único estudo

encontrado direcionado para a reabilitação que investigava a influência da altura do selim é de Ericson *et al.* (1986) e descreve nas diferentes alturas o pico do momento flexor resultante e do momento extensor no joelho e no quadril. Segundo este estudo a amplitude de movimento da articulação do quadril e do joelho esta diretamente relacionada com a altura do selim. O pico de extensão do joelho aumenta de acordo com o aumento da altura do selim, sendo que os picos de flexão e de extensão do quadril acontecem aproximadamente entre 10° e 180° da pedalada (fase de propulsão), respectivamente. Em contrapartida, os picos de flexão e extensão do joelho acontecem entre 350° e 170° da pedalada, respectivamente.

2.3 A ESTABILIZAÇÃO DA ARTICULAÇÃO TIBIOFEMORAL

A flexão e a extensão são os principais movimentos do joelho. À medida que os movimentos do joelho ocorrem, as estruturas articulares se ajustam ao movimento ao mesmo tempo em que realizam as suas funções. Os ligamentos e os meniscos agem sincronicamente à medida que o joelho se move em uma amplitude de movimento estável e fisiológica (BERLET E FOWLER, 1998).

Os diferentes componentes que contribuem para a estabilização tibiofemoral podem ser descritos como estáticos (ligamentos colaterais, ligamentos cruzados, meniscos, cápsula articular e a geometria das superfícies articulares) ou dinâmicos (músculos que formam o quadríceps, músculos gastrocnêmios, músculos que formam o grupo dos ísquiotibiais medial e lateral, o músculo poplíteo e a banda íliotibial) (MALONE, DOWDE E SAIFUDDIN, 2006; GIFFIN, VOGRIN E ZANTOP, 2004; SISK, 1996).

Além disso, podem ser considerados agentes primários (resistindo à maior parte da força exercida em uma determinada direção) ou secundários (contribuindo na estabilização quando o agente primário perder sua função). A lesão de um desses componentes pode resultar em movimentos patológicos e instabilidade da articulação tibiofemoral, dependendo da sua contribuição na estabilização do joelho.

Existe uma íntima relação entre os ligamentos e os meniscos. Além da proximidade anatômica as suas funções biomecânicas se complementam. Durante a distribuição de sobrecargas no joelho as forças de reação articular são distribuídas

na cartilagem articular, nos meniscos e nos ligamentos. Sendo que, a falha ou ausência dos ligamentos ou dos meniscos produz instabilidade articular. Nestas situações a excursão normal do côndilo femoral sobre o platô tibial pode ser comprometida gerando um desequilíbrio na aplicação das cargas e sobrecarregando determinadas regiões destas estruturas, levando, por fim, à osteoartrite (NEPTUNE E KAUTZ, 2000).

2.3.1 Ligamento cruzado anterior e ligamento cruzado posterior

Existe um consenso na literatura que o ligamento cruzado anterior (LCA) e o ligamento cruzado posterior (LCP) são responsáveis primários pela contenção do deslocamento anterior e posterior da tibia, respectivamente (MALONE, DOWD E SAIFFUDIN, 2006, BEYNNON E FLEMING, 1998; IMRAN E O'CONNOR, 1998, MOMMERSTEEG *et al.*, 1997). Já os ligamentos colaterais contribuem de forma secundária para a estabilização antero-posterior desta articulação (IMRAN E O'CONNOR, 1998).

O LCA está inserido anteriormente na superfície tibial superior em frente à eminência intercondilar na inserção anterior do menisco lateral (MERRILL, KNETSCHKE E FRIEDMAN, 1995) apresentando 32 mm de comprimento, em média (AMIS E DAWKINS, 1991). Apresenta três feixes principais: o ânteromedial, o intermediário e o pósterolateral, nomes estes baseados em suas respectivas inserções tibiais (AMATUZZI, GOLVEIA E PADILHA, 1994). Ele é direcionado para cima e para trás para inserir-se na face posterior da superfície interna do côndilo lateral do fêmur (MERRILL, KNETSCHKE E FRIEDMAN, 1995). Suas porções são exigidas em intensidades e direções diferentes variando de acordo com o ângulo de flexão do joelho.

O LCP se origina na região pósterolateral do côndilo femoral medial, passa ínfero-posteriormente e se insere medial e lateralmente no platô tibial. Por ser mais forte que o LCA, suas lesões não são muito comuns, representando 7% das lesões agudas no esporte, e na metade destas, está associada às lesões de outras estruturas. Seu comprimento médio é de 38 mm, podendo ser dividido em porção ânterolateral (85% da área de secção transversa) e porção pósteromedial (MALONE, DOWD E SAIFFUDIN, 2006).

O LCP guia o mecanismo de “aparafusamento” do joelho, ou seja, a rotação medial do fêmur durante a extensão terminal do joelho. Além disso, é agente secundário na estabilização do movimento de rotação externa em flexão, angulação em varo em extensão e hiperextensão (MALONE, DOWD E SAIFFUDIN, 2006).

A deficiência crônica do LCP promove instabilidade, sensação abrupta de hiperextensão ao subir e descer escadas ou ao girar sobre a perna lesada. Conseqüentemente observa-se um aumento da pressão de contato femoropatelar e disfunção do menisco, levando a um aumento na pressão medial e maior risco de osteoartrose (MALONE, DOWD E SAIFFUDIN, 2006).

Além dos ligamentos cruzados, os meniscos, a cápsula articular e a geometria da superfície articular são conhecidos como influenciadores na estabilidade antero-posterior do joelho (GIFFIN, VOGRIN E ZANTOP, 2004). A translação anterior da tíbia pode ser exacerbada por vários fatores incluindo alterações na inclinação do platô tibial, aplicação de forças axiais, mudanças na relação de contração quadríceps/isquiotibiais e ângulo de flexão do joelho.

Em estudo realizado por Giffin, Vogrin e Zantop (2004) foram realizadas aplicações de forças de compressão e de cisalhamento na articulação tibiofemoral de cadáveres em diferentes amplitudes de flexão de joelho, com diferentes ângulos de inclinação posterior do platô tibial. Quando aplicada uma força compressiva (200 N), observaram que em joelhos com o platô tibial com maior grau de inclinação anterior houve um aumento na translação anterior da tíbia, principalmente em extensão completa. Entretanto, quando associada à aplicação de uma força antero-posterior (134 N), não houve variação do deslocamento anterior da tíbia nos diferentes ângulos de inclinação do platô tibial. No mesmo estudo a tensão no LCA foi maior (112 N) quando aplicada uma força antero-posterior com o joelho em flexão de 30° e no LCP quando o joelho estava 90° de flexão (130 N).

Mommersteeg *et al.* (1997) observaram que, ao aplicar uma força compressiva de 150 N na articulação do joelho, a força do LCA foi de aproximadamente 130 N quando o joelho estava em extensão completa, chegando a 0 N quando o joelho estava em 90° de flexão. Além disso, observaram que a aplicação de força compressiva induz um posicionamento da tíbia em valgo e rotação interna combinada com um deslocamento medial e anterior. Quando associada à força de compressão uma força de 100 N com direcionamento anterior,

a força do LCA aumentou para todos os ângulos de flexão do joelho estudados (0, 15, 30, 60 e 90°). O valor máximo de força observado foi de 92 N com o joelho em 15° de flexão. A distribuição das forças nas diferentes porções do LCA variou durante a flexão do joelho, sendo que entre 15 e 30° de flexão do joelho, a distribuição das forças foi mais homogênea sobre as diferentes porções do LCA.

Já no LCP a força de compressão resultou em mínima tensão no ligamento cruzado posterior (LCP) a 0° de flexão do joelho. Quando associada a força posterior de 100 N, o LCP sofreu um aumento em todos os ângulos de flexão, sendo que o menor valor foi de 13 N aos 30° e o maior foi de 86 N em extensão completa. Como as forças suportadas por apenas poucas fibras dos ligamentos são relativamente altas, segundo os autores, a estimativa da sobrecarga máxima do LCA e do LCP não deve ser baseada nas suas áreas de secção transversa.

Segundo Imran e O'Connor (1998) a ativação isolada dos músculos que compõem o quadríceps (reto femoral, vasto lateral, vasto intermédio e vasto medial), em cadeia cinética aberta, provoca o deslocamento anterior da tibia no joelho com LCA rompido ou tração sobre o LCA íntegro. E a contração associada dos músculos isquiotibiais (bíceps femoral, semitendíneo e semimembranoso) evita o deslocamento anterior da tibia, protegendo o LCA, quando o joelho está com mais de 20° de flexão, e evita o movimento de rotação tibiofemoral (NEPTUNE E KAUTZ, 2000; IMRAN E O'CONNOR, 1998).

Por meio de sensores posicionados no LCA sabe-se que os exercícios que provocam maior tração no LCA são os que envolvem a contração ativa predominante do quadríceps em ângulos de 0 e 50° de flexão do joelho tanto em cadeia cinética fechada, quanto em cadeia cinética aberta (BEYNNON E FLEMING, 1998). Entretanto sabe-se que em cadeia cinética fechada, o aumento na resistência externa ao movimento e, conseqüentemente, um aumento da ativação muscular, não promove um aumento na força no ligamento. Mas, nos exercícios em cadeia cinética aberta, o aumento na resistência externa promove um aumento na força no LCA (BEYNNON *et al.*, 1995).

Os limites de força do enxerto do LCA durante a cicatrização ainda não são conhecidos. Apesar de conhecermos os valores de força nos ligamentos durante a execução dos exercícios, não sabemos se eles causariam danos ao enxerto em fase inicial de cicatrização, ou aos meniscos e ligamentos colaterais quando o LCA

estiver rompido e houver instabilidade anterior tibiofemoral (BEYNNON *et al.*, 1995). Contudo relacionam-se os valores de pico de força do LCA aos valores de sobrecarga dos exercícios. Desta forma pode-se observar que os exercícios de maior sobrecarga (isométricos de quadríceps a 15° de flexão do joelho) representam 4,4% do pico de força no LCA, enquanto que a pedalada em bicicleta estacionária correspondeu a 1,7% deste. Em exercícios isométricos, e de contração simultânea do quadríceps e dos isquiotibiais e de contração isométrica isolada de isquiotibiais, acima de 60° de flexão atinge-se 0% do pico de força do LCA (BEYNNON *et al.*, 1995).

A instabilidade antero-posterior e pósterio-anterior da articulação tibiofemoral causada, principalmente, pela ruptura crônica do LCA e do LCP é considerada uma das causas da osteoartrose precoce. Uma ruptura destes ligamentos pode promover uma cinemática tibiofemoral anormal e traumas repetitivos (BEYNNON E FLEMING, 1998).

2.3.2 Meniscos

Os meniscos aumentam a congruência articular tibiofemoral. Sua zona periférica é vascularizada por alças capilares provenientes da cápsula fibrosa e da membrana sinovial (WILLIAMS, 1995). São compostos por fibras colágenas densas, que proporcionam grande elasticidade e capacidade de sustentação. (SISK, 1996; MERRILL, KINETSCHE E FRIEDMAN, 1995). Estas são estruturas consideradas móveis responsáveis primárias pela transmissão de sobrecargas compressivas na articulação do joelho e, dependendo da sua inserção, por maior ou menor estabilização antero-posterior (BERLET E FOWLER, 1998).

O menisco medial tem uma localização periférica e um formato que o expõe a uma extrusão quando o joelho sofre a aplicação de forças compressivas e de cisalhamento. O corno posterior do menisco medial tem a função secundária de contenção da translação anterior da tíbia no joelho, principalmente com insuficiência do LCA. O corno superior medial do menisco encaixa o côndilo femoral medial durante o apoio. Entretanto se o menisco não estiver estabilizado por seus ligamentos no platô tibial, o menisco e o côndilo femoral se movimentarão, deslizando sobre a superfície articular da tíbia sem função de estabilização. Além disso, a insuficiência dos ligamentos meniscais (meniscotibiais, meniscofemoral e intermeniscal anterior) pode contribuir para o aumento do stress em outras

estruturas que resistem a subluxação anterior e podem colocar em risco a integridade da superfície articular da tíbia e do menisco. (SIMS E JACOBSON, 2004; NELSON E LAPRADE, 2000; BERLET E FOWLER, 1998)

Segundo Berlet e Fowler (1998), mesmo quando ancorados sobre o platô tibial, os meniscos se deslocam durante o movimento da articulação do joelho. Durante a extensão do joelho o menisco medial realiza o movimento de translação anterior associada ao movimento do côndilo femoral sobre a tíbia.

O corno posterior do menisco lateral resiste à rotação externa e ao cisalhamento posterior quando o joelho está em flexão e angulação em varo (MALONE, DOWD E SAIFUDDIN, 2006). E o ligamento meniscofemoral, localizado anterior e posteriormente ao LCP é encontrado em 70% dos joelhos, auxiliando no bloqueio do deslocamento posterior do fêmur e ancorando o corno posterior do menisco lateral sobre a tíbia. As lesões meniscais, as das superfícies articulares da tíbia e do fêmur, assim como as lesões ligamentares do joelho são muito importantes, pois desencadeiam um efeito cascata onde a falha de uma estrutura causa sobrecarga em outra estrutura próxima e de mesma função. (SIMS E JACOBSON, 2004)

Em estudo realizado por Wu, Hackett e Richmond (2002) observaram que a condição do menisco tem uma influência significativa na recuperação da função geral do joelho após a reconstrução do LCA. Os autores observaram maiores valores percentuais de pacientes com dor, edema e instabilidade associada ao tamanho da área meniscal ressecada. Portanto, submeter sujeitos em pós-operatório ou com joelho lesionado a determinadas sobrecargas, pode promover a reincidência ou ao aumento da lesão.

2.4 ANÁLISE CRÍTICA DA LITERATURA

Um posicionamento adequado do ciclista é um dos fatores que promove uma maior produção de potência e maior conforto e segurança em relação às lesões. No ciclismo a eficiência está relacionada com o menor custo energético e um adequado gesto mecânico quando analisado em relação ao desempenho (LUCIA *et al.*, 2002; MOSELEY E JEUKENDRUP, 2000). Para o uso do ciclo ergômetro na reabilitação a efetividade está relacionada com a manutenção da atividade muscular,

da mobilidade articular e do condicionamento cardiorrespiratório, buscando sempre o conforto do paciente.

No ciclismo de rendimento um bom posicionamento na bicicleta depende não apenas do conforto, mas de uma minimização de lesões potenciais (RUBY, HULL E HAWKINS, 1992). Na reabilitação de lesões do joelho devem ser respeitados os tecidos lesionados e prevenidas sobrecargas secundárias. Além de promover lesões por sobrecarga, um posicionamento inadequado pode levar a fadiga precoce mesmo se tratando do uso do ciclo ergômetro em baixas cargas de trabalho e cadências de pedalada (GREGOR *et al.*, 2002).

A anatomia das estruturas, a biomecânica e as lesões da articulação tibiofemoral são complexas. Quanto às estruturas articulares foram analisadas as mais importantes e com maior incidência de lesões no plano sagital. Apesar de alguns estudos demonstrarem que ocorre uma atitude compensatória durante a pedalada no membro inferior com lesão crônica do LCA, existe a preocupação com as sobrecargas sobre a articulação tibiofemoral nas diferentes fases da reabilitação de diferentes lesões. Baseado nos estudos citados anteriormente, para os meniscos e para a cartilagem da superfície articular tibiofemoral, a situação ideal de pedalada é a que oferece menor pico do componente da força de compressão e de cisalhamento anterior. Para a proteção do LCA os pré-requisitos são: (1) menor pico do componente da força de compressão e de cisalhamento anterior principalmente quando estes ocorrem em ângulos de flexão do joelho entre 0 e 30°; (2) a minimização do pico do momento extensor tibiofemoral principalmente quando este ocorre em um ângulo de flexão do joelho entre 0 e 30°; e (3) a maximização do valor de pico do momento flexor resultante tibiofemoral principalmente quando ocorre em um ângulo de flexão do joelho entre 20 e 50°. Já para o LCP a situação ideal é a que apresenta: (1) minimizar o pico do componente de cisalhamento posterior, principalmente próximo dos 90° de ângulo do joelho; (2) minimização do pico do componente de compressão quando o ângulo de flexão do joelho de 0°, (3) evitar a associação dos picos dos componentes de compressão da força em um ângulo de flexão do joelho entre 0 e 90° e de cisalhamento posterior em um ângulo de flexão do joelho próximo de 30°; (4) maximizar o pico do momento extensor tibiofemoral; e (5) minimizar o pico do momento flexor resultante tibiofemoral em ângulos de flexão do joelho entre 20 e 40°.

Cabe lembrar as limitações da técnica da dinâmica inversa e do modelo utilizado no presente estudo, relacionadas com as simplificações das estruturas (segmentos rígidos, eixo articular fixo e ausência de patela) do movimento (análise do movimento em duas dimensões) e do modelo antropométrico (uso de tabelas antropométricas). Todavia, cuidados metodológicos auxiliam no controle destas limitações considerando os erros como sistemáticos. Além disso, julga-se necessário ter cautela ao comparar os valores absolutos encontrados no presente estudo com os valores encontrados por outros autores. Portanto a análise neste estudo se limitou às variações intra-sujeito e foram evitadas comparações diretas dos valores absolutos encontrados neste estudo com o de outros estudos e de outros métodos de estimativa ou medição.

3. METODOLOGIA

3.1 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

Como se comportam os componentes de compressão e de cisalhamento anterior e posterior da força intersegmentar, e do momento resultante tibiofemoral durante a pedalada em ciclo ergômetro quando a cadência, a carga de trabalho e a altura do selim sofrem variações?

3.2 HIPÓTESES

H1: As magnitudes dos componentes de compressão e de cisalhamento anterior e posterior da força são inversamente proporcionais à altura do selim;

H2: O máximo momento resultante tibiofemoral é inversamente proporcional à altura do selim;

H3: O mínimo momento resultante tibiofemoral é diretamente proporcional à da altura do selim;

H4: As magnitudes dos componentes de compressão e de cisalhamento anterior e posterior da força são inversamente proporcionais à cadência de pedalada;

H5: O máximo momento resultante tibiofemoral não apresenta alteração com as variações da cadência de pedalada;

H6: O mínimo momento resultante tibiofemoral é diretamente proporcional à cadência de pedalada;

H7: As magnitudes dos componentes de compressão e de cisalhamento da força são diretamente proporcionais à carga de trabalho durante a pedalada;

H8: O máximo momento resultante tibiofemoral não é influenciado pela variação da carga de trabalho durante a pedalada;

H9: O mínimo momento articular resultante na articulação tibiofemoral é diretamente proporcional à carga de trabalho durante a pedalada;

3.3 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA

Esta pesquisa caracteriza-se como um estudo exploratório, de corte transversal, procurando analisar o comportamento da força intersegmentar e do momento resultante tibiofemoral quando ocorrem variações na posição do selim, na cadência e na carga de trabalho.

3.4 AMOSTRA

Participaram deste estudo 9 indivíduos do sexo masculino, com idade entre 22 e 36 anos, com estatura média de 170,61 ($\pm 5,67$) cm e massa corporal média de 76,73 ($\pm 13,02$).

Os participantes não possuíam experiência com ciclismo ou apenas utilizavam bicicleta para lazer ou locomoção no máximo duas horas por semana. Foram incluídos apenas indivíduos sem lesões e/ou dores musculotendíneas ou osteoarticulares nos membros inferiores. A seleção dos sujeitos ocorreu de forma intencional.

3.5 MATERIAIS E EQUIPAMENTOS DE AQUISIÇÃO DOS DADOS

Para os cálculos de força de compressão e de cisalhamento e do momento resultante tibiofemoral foram utilizadas informações por meio de dinamometria e de cinemetria capturando as imagens do membro inferior direito dos participantes. As informações de força foram obtidas por meio de um pedal instrumentado e as informações de posição dos segmentos por meio de um sistema de cinemetria, ambos bidimensionais.

3.5.1 Dinamometria

Um pedal-plataforma de força foi utilizado acoplado a um condicionador de sinais ENTRAN MSC6, com módulos MSC-A1 utilizando alimentação de ponte de 1 V e ganho de 1 K e a um computador modelo PC (*Celeron 1000 Hz*). O sistema possibilitou a medição simultânea de duas componentes da força no plano sagital, nas direções normal (F_x) e tangencial (F_y), ao longo dos 360° da pedalada. A geometria do pedal-plataforma, em forma de H, é composta de quatro vigas em balanço instrumentadas com extensômetros - *strain gauges* (NETO *et al.*, 2001).

O pedal foi calibrado com cinco cargas de até 110,36 N para ambas as componentes da força (F_x e F_y). Para a força normal, obteve-se uma relação linear de $-0,0364$ ($V \cdot N^{-1}$) entre a tensão elétrica e a força aplicada sobre o pedal, sendo obtida uma correlação ótima ($R^2 = 0,994$). Na calibração da força tangencial, foi encontrada uma relação linear de $0,0799$ ($V \cdot N^{-1}$) entre a tensão elétrica e a força aplicada sobre o pedal, sendo obtida uma correlação ótima ($R^2 = 0,989$). O acoplamento existente entre as componentes das forças normal e tangencial no pedal foi eliminado a partir de uma matriz de desacoplamento, apresentada no Anexo 2.

O sinal elétrico emitido pelo sistema pedal-plataforma de força computadorizado foi transmitido para o mesmo condicionador de sinais citado acima. O sinal amplificado foi convertido por uma placa analógico-digital de 16 canais CODAS (*Dataq Instruments, Inc. Akron, USA*), e as componentes das forças normal e tangencial aplicadas sobre o pedal foram obtidas por meio do *software* WINDAQ a uma frequência de 540 Hz e armazenadas no mesmo computador mencionado anteriormente.

3.5.2 Cinemetria

A análise das variáveis cinemáticas foi feita por meio de um sistema de videografia bidimensional *Peak Motus* (*Peak Performance Inc. Massachussets, EUA*) pertencente ao Laboratório de Biomecânica da Universidade Federal de Santa Maria. Este é composto por uma filmadora modelo HSC 180 – NS, por um vídeo cassete modelo *Panasonic AG 5700* (*Panasonic, USA*), e por *software Peak Motus* versão 4.3.

A captação das imagens foi realizada com uma filmadora com frequência de amostragem de 180 Hz, posicionada perpendicularmente ao plano de movimento, a

uma distância de 4m, o que permitiu a aquisição de imagens do plano sagital do movimento. Para a calibração do sistema, foi utilizada uma escala de alumínio com duas marcações apresentando 0,8 m de distância entre si.

Para sincronização dos dados de cinemetria e dinamometria foi utilizado um dispositivo eletrônico que gera um sinal luminoso e um pulso elétrico simultaneamente.

A identificação dos pontos anatômicos de referência e dos pontos de interesse do pedal e do pedivela foi realizada da seguinte forma: (1) trocânter maior do fêmur direito; (2) epicôndilo lateral do fêmur direito; (3) maléolo lateral da fíbula direita; (4) centro de pedal. Estes permitem a determinação das variáveis cinemáticas no plano sagital, sendo realizada com uso de marcadores reflexivos colados sobre a pele dos participantes e sobre a sapatilha e a bicicleta (Figura 1).

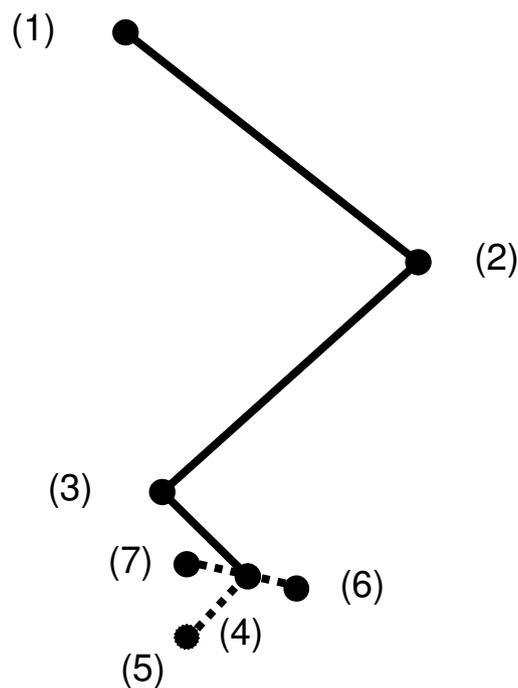


Figura 1 - Representação dos segmentos, dos eixos articulares, do pedal e do pedivela. Representação esquemática dos marcadores reflexivos no segmento inferior direito observado pelo plano sagital para o (1) trocânter maior do fêmur, (2) epicôndilo lateral do fêmur, (3) maléolo lateral, (4) centro do pedal, (5) centro do pedivela, (6) extremidade anterior do pedal, e (7) extremidade posterior do pedal.

3.6 PROCEDIMENTOS DE AQUISIÇÃO DOS DADOS

Previamente à realização do teste os sujeitos foram detalhadamente informados a respeito da metodologia e objetivos do estudo. Todos os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido concordando com sua participação na pesquisa, e afirmando estar ciente de que poderiam abandonar os testes a qualquer momento, se assim o desejassem (Anexo 1).

Os participantes foram avaliados nas dependências do Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da UFRGS. Anteriormente ao teste foram realizadas medidas da massa corporal e da estatura dos participantes, com o auxílio de uma balança eletrônica, com resolução de 100 g, modelo PS-180 (*Urano*, Brasil). Foi realizada a medida da altura do trocânter maior do fêmur direito (BAUN E LI, 2003; NORDEEN-SNYDER, 1977) com o auxílio de uma fita métrica de metal Sanny (2 m) com resolução de 1 mm para determinar a altura do selim durante o teste.

Como forma de preparação para o teste os participantes foram submetidos a exercícios de alongamento dos músculos flexores e extensores do quadril, do joelho e do tornozelo. Em seguida foram colados sobre a pele os marcadores reflexivos no membro inferior direito de cada participante, conforme ilustra a Figura 1, para a determinação dos segmentos de interesse.

Todos os participantes utilizaram sapatilha de ciclismo fixada ao pedal por meio de um *clip* que permitiu que o pé permanecesse estabilizado e evitasse movimentos fora do plano sagital do movimento e possibilitou que o ponto de ação da força no pedal-plataforma fosse considerado fixo no local do engate do taco sapatilha.

Os participantes foram posicionados no ciclo ergômetro para o registro da frequência cardíaca pré-teste em repouso utilizado um freqüencímetro Polar S610 (*Polar Electro Oy*, Finlândia). Posteriormente estes valores de frequência cardíaca foram utilizados como critério de controle no período recuperação do protocolo de teste.

Antes do início dos testes foram realizados aquecimento e familiarização com a tarefa durante cinco minutos no ciclo ergômetro com o selim na posição de referência, na cadência de 40 rpm e com carga de 0 N.

O teste consistiu em um protocolo de pedalada em um ciclo ergômetro (*Monark*, GIH, Stockholm) com ajustes de carga (em Newtons) e altura do selim (em centímetros), variando a cadência de pedalada (em rotações por minuto).

A partir da posição do selim, medida pela altura do trocâter até o solo (com o participante em pé e sem calçado), denominada neste estudo como *posição de referência*, duas novas posições para o selim foram ajustadas durante o protocolo: (1) selim deslocado três centímetros *para cima* a partir da posição de referência e (2) selim deslocado três centímetros *para baixo* a partir da posição de referência. A medida absoluta de 3 cm foi escolhida para melhor representar os ciclo ergômetros geralmente utilizados na reabilitação que apresentam variação pré-determinada da altura do selim. Estas variações corresponderam em média a 3,50 ($\pm 0,14$) % da posição de referência, sendo que apenas um dos participantes não pôde realizar o protocolo completo, pois na posição 3 cm para cima, o comprimento do tubo para a regulagem da altura do selim, não permitiu o posicionamento do participante no ciclo ergômetro.

Em cada uma das três alturas do selim foi solicitado que o participante mantivesse as cadências de pedalada de 40 e 70 rpm durante um período de aproximado de 30 segundos, período no qual foram adquiridas as informações durante 10 ciclos de pedalada. O mesmo procedimento se repetiu com as três variações de carga: 0, 5 e 10 N.

O protocolo foi constituído por 18 séries de pedalada com combinações de três ajustes de altura de selim, duas cadências e três cargas de trabalho e que tiveram sua ordem determinada de maneira randomizada. O teste foi dividido em três partes conforme a altura do selim sorteada. Em cada uma das três alturas foram executadas seis séries com combinações de duas diferentes cadências e três diferentes cargas de trabalho, distribuídas aleatoriamente por sorteio, da mesma forma que as alturas do selim conforme ilustrado na Figura 2.

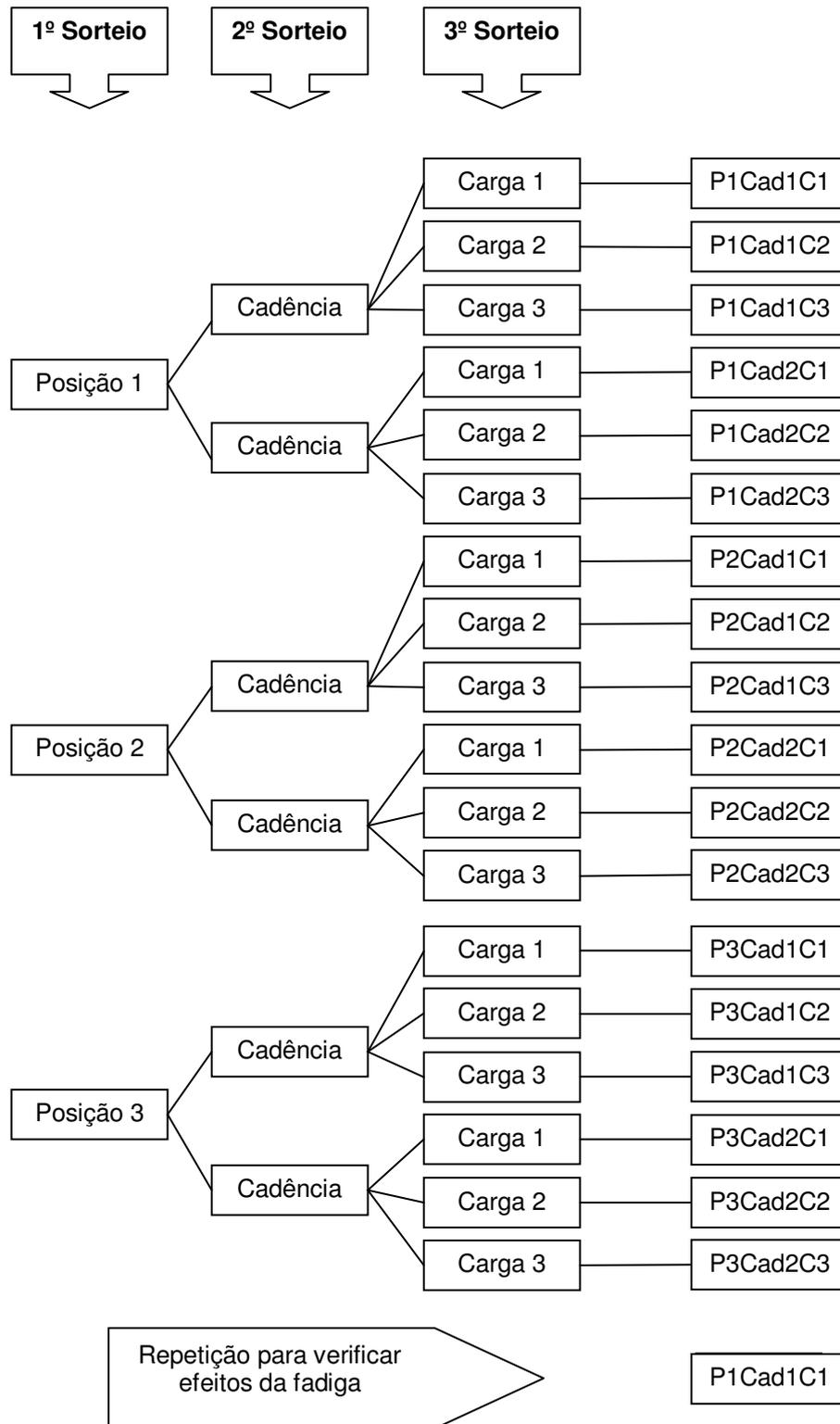


Figura 2 - Fluxograma do protocolo de teste no ciclo ergômetro.

O primeiro sorteio determinou a ordem das alturas do selim, no segundo, a ordem das cadências e num terceiro sorteio, a ordem das cargas de trabalho. Esta ordem de randomização teve o intuito de facilitar a concentração do participante na

realização da tarefa, permitindo que a cadência de pedalada solicitada fosse mantida com maior facilidade. Enquanto que o procedimento de randomização foi conduzido a fim de minimizar a interferência de variáveis fisiológicas, como fadiga muscular, sobre o resultado dos testes.

Além disso, a primeira repetição realizada foi repetida no final do protocolo com a finalidade de verificar possíveis efeitos da fadiga. Foram aplicados os testes de normalidade (Shapiro-Wilk) e esfericidade (Mauchly). Em seguida foi aplicado o teste t de *Student* para verificar se ocorreu diferença entre a primeira e a última repetição tanto para o pico máximo ($p = 0,785$) quanto para o pico mínimo ($p = 0,681$) do momento resultante tibiofemoral.

Entre cada alteração da cadência houve um período de recuperação, com o objetivo de restaurar a frequência cardíaca aos valores pré-teste, com intuito de tornar o início de cada fase do teste fisiologicamente pareado. Neste período o participante permaneceu sentado no selim da bicicleta, sem pedalar. Entre cada alteração da altura do selim, o período de recuperação se repetiu.

3.7 PROCEDIMENTOS DE ANÁLISE DOS DADOS

São apresentados os procedimentos utilizados para a análise dos dados provenientes da dinamometria e da cinemetria, assim como o método da dinâmica inversa.

3.7.1 Dinamometria

Para a análise dos sinais de força foi elaborada uma rotina utilizando o software MATLAB® (*MathWorks Inc.*, EUA). Esta consistiu da análise das componentes normal (F_y) e tangencial (F_x) da força aplicada no pedal. Para os sinais de força foi utilizado um filtro digital passa baixa do tipo *Butterworth* de ordem 3, com frequência de corte de 10 Hz. Dos 10 ciclos de pedalada obtidos durante a coleta de dados foram extraídos oito ciclos de pedalada e calculada a sua média. Os recortes foram normalizados na escala de tempo a partir da curva com menor número de pontos, ou seja, na curva referente ao ciclo de pedalada de menor cadência, antes de ser calculada a média e o desvio padrão das mesmas.

3.7.2 Cinemetria

Por meio de rotinas desenvolvidas no software MATLAB® (MathWorks Inc., EUA) foram analisadas as variáveis cinemáticas. Dentre as etapas iniciais do processamento foi realizada a filtragem dos dados advindos da cinemetria, esta por meio de um filtro digital passa baixa do tipo Butterworth de ordem 4 com frequência de corte de 5 Hz (REISER, PETERSON E BROKER, 2002). Na mesma rotina de processamento foi realizada a sub-amostragem dos dados de força de 540 Hz para 180 Hz. Este procedimento foi adotado para permitir que o número de amostras do sinal de força se igualasse ao número de amostras advindas da cinemetria. A escala dos dados da cinemetria foi ajustada para metros, para os cálculos da dinâmica inversa.

As variáveis angulares analisadas foram representadas pelos ângulos formados entre os segmentos avaliados, sendo respectivamente, (1) ângulo do quadril, definido como o ângulo formado entre o eixo horizontal e o segmento de reta formado pelos pontos anatômicos de referência do trocânter maior do fêmur e epicôndilo lateral do fêmur; (2) ângulo do joelho, definido como o ângulo relativo entre a coxa (representada pelo segmento de reta formado pelos pontos anatômicos de referência do trocânter maior e epicôndilo lateral do fêmur) e a perna (representada pelo segmento de reta formado pelos pontos anatômicos de referência do epicôndilo lateral e maléolo lateral); e (3) o ângulo do tornozelo, definido como o ângulo relativo entre a perna (representada pelo segmento de reta formado pelos pontos anatômicos de referência do epicôndilo lateral da tíbia e maléolo lateral) e o segmento pé-pedal (representado pelo segmento de reta formado pelos pontos anatômicos de referência do maléolo lateral e o centro do pedal) conforme ilustrado na Figura 3.

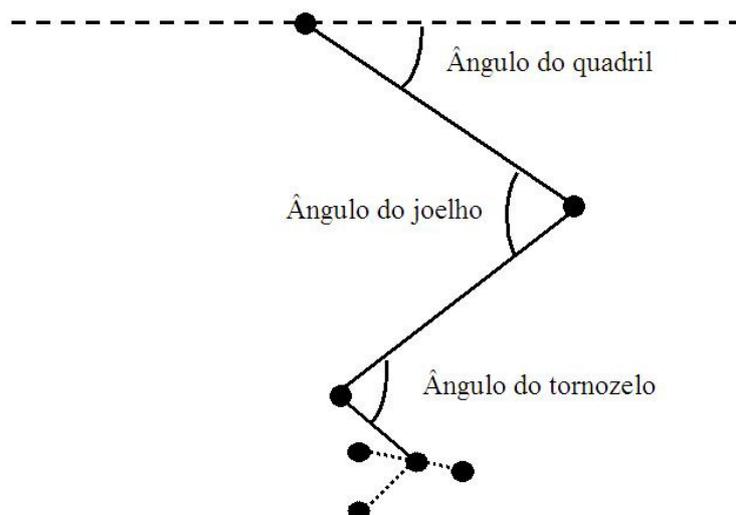


Figura 3 - Representação esquemática dos ângulos articulares dos segmentos avaliados.

A partir das coordenadas do centro de massa dos segmentos foi calculado o ângulo de cada segmento em relação ao eixo X. Este foi utilizado no cálculo da velocidade e da aceleração dos segmentos, nos cálculos envolvidos na dinâmica inversa. Esta foi realizada por meio da dupla derivação finita (LOSS, 2001).

A determinação do ângulo do pedal foi feita considerando-se a posição do segmento anterior do pedal, formado pelo segmento definido pelo vetor entre a extremidade anterior do pedal e o centro do mesmo, em relação ao eixo horizontal (Figura 4).

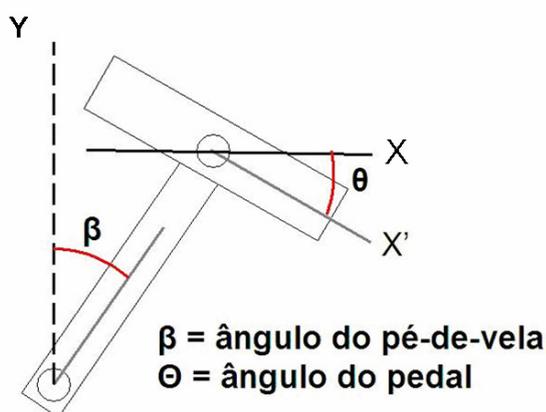


Figura 4 - Representação esquemática dos ângulos do pedal (θ).

De forma complementar foi analisada a cadência de pedalada a partir das diferenças no tempo em que o ponto de referência do centro do pedal atinge o seu maior valor no eixo Y. Este fenômeno ocorre quando o centro do pedal atinge o ponto morto superior (zero grau) do ciclo do pedivela.

3.7.3 Dinâmica Inversa

Para a análise dos dados foi utilizado o princípio da dinâmica inversa. O modelo utilizado nesta pesquisa é um modelo estatístico-empírico por tratar de um modelo do corpo humano e de seu movimento, e ser usado para identificar e avaliar parâmetros biomecânicos do gesto da pedalada e suas sobrecargas.

O modelo antropométrico utilizado foi o modelo de DEMPSTER (1955). O membro inferior direito foi modelado em três segmentos rígidos: coxa, perna e pé-pedal conforme adaptação proposta por SOARES (2004).

A partir das variáveis de dinamometria (plataforma de força), cinemetria e antropometria (parâmetros geométricos e inerciais) foi construída a equação do movimento baseada no princípio da ação e reação.

Com base nos dados obtidos da cinemetria, foram calculadas as distâncias perpendiculares dos pontos de aplicação de força e suas componente em X e em Y. Foram calculadas as forças aplicadas nos segmentos distais e proximais. Este cálculo foi feito considerando-se as distâncias em X e em Y dos pontos de aplicação das forças em relação ao centro de massa do respectivo segmento.

A partir das componentes normal (F_y) e tangencial (F_x) da força aplicada no pedal foram calculadas as componentes vertical (F_v) e horizontal (F_h) da força 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 na Figura 5.

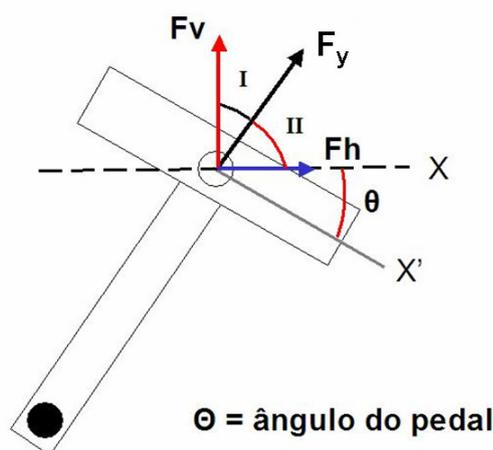


Figura 5 - Representação esquemática das componentes vertical (F_v) e horizontal (F_h) da força normal (F_y) aplicada no pedal a partir dos ângulos I e II calculados por meio do ângulo do pedal (θ) em relação a horizontal.

Previamente ao cálculo da F_v e F_h , as forças aplicadas no pedal (F_y e F_x) foram convertidas as suas componentes de reação (F_y' e F_x' , respectivamente). Estas (F_y' e F_x') foram multiplicadas pelo co-seno e pelo seno do módulo do ângulo do pedal, respectivamente. Posteriormente estas foram somadas as componentes no eixo Y de F_y' e F_x' , sendo este procedimento repetido para as componentes no eixo X. Este procedimento objetivou a definição das forças que foram utilizadas nos cálculos da dinâmica inversa, ou seja, F_v e F_h .

Cada segmento corporal foi idealizado como um corpo rígido regido pelas equações do movimento (1) e (2).

Para a determinação das forças e momentos articulares, as equações do movimento (1) e (2) foram resolvidas inversamente, ou seja, primeiramente as forças proximais do segmento pé-pedal foram estimadas, visto que estas são desconhecidas. Para tanto o diagrama de corpo livre do segmento pé-pedal foi utilizado e foi representado na Figura 6 (AMADIO E BAUMANN, 2000).

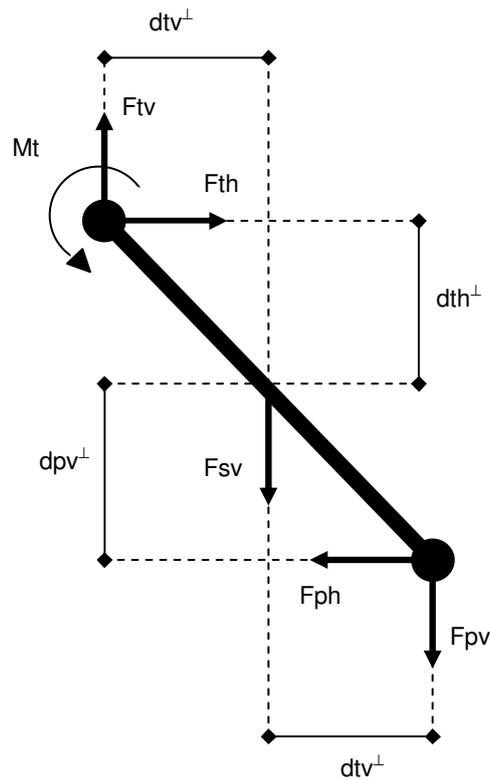


Figura 6 - Diagrama de corpo livre segmento pé-pedal.

Onde,

F_{th} = Componente horizontal da força articular no tornozelo (N);

F_{tv} = Componente vertical da força articular no tornozelo (N);

F_{sv} = Força peso do segmento pé (N);

F_{ph} = Componente horizontal da força de reação no centro do pedal (N);

F_{pv} = Componente vertical da força de reação no centro do pedal (N);

d_{th}^{\perp} = Distância perpendicular do vetor F_{th} em relação ao centro de gravidade (m);

d_{tv}^{\perp} = Distância perpendicular do vetor F_{tv} em relação ao centro de gravidade (m);

d_{ph}^{\perp} = Distância perpendicular do vetor F_{ph} em relação ao centro de gravidade (m);

d_{pv}^{\perp} = Distância perpendicular do vetor F_{pv} em relação ao centro de gravidade (m);

M_t = Momento articular resultante no tornozelo (Nm).

Desta forma as equações do movimento para o segmento pé-pedal tornaram-se como indicado nas equações (5), (6) e (7):

$$F_{th} + F_{ph} = m_{pp} \cdot a_{pph} \quad (5)$$

Onde,

m_{pp} = massa do segmento pé-pedal (Kg);

a_{pph} = aceleração componente horizontal da aceleração linear do centro de massa do segmento pé-pedal (m/s^2);

$$F_{tv} + F_{pv} + F_{sv} = m_{pp} \cdot a_{ppv} \quad (6)$$

Onde,

a_{ppv} = aceleração componente vertical da aceleração linear do centro de massa do segmento pé-pedal (m/s^2);

$$M_t + F_{th} \cdot d_{th}^{\perp} + F_{tv} \cdot d_{tv}^{\perp} + F_{ph} \cdot d_{ph}^{\perp} + F_{pv} \cdot d_{pv}^{\perp} = I_{pp} \cdot \alpha_{pp} \quad (7)$$

Onde,

I_{pp} = momento de inércia do segmento pé-pedal ($Kg.m^2$)

α_{pp} = aceleração angular do segmento pé-pedal (r/s^2).

Conhecendo os valores de força e de momento articular resultante do tornozelo foi possível, a partir do princípio de ação e reação (3º Lei de Newton), estimar as forças e os momentos distais do segmento perna. Os valores de força e de momento distal do segmento perna foram considerados iguais em módulo e com sentido contrário às forças e aos momentos proximais do segmento pé-pedal. A Figura 7 apresenta o diagrama de corpo livre do segmento perna.

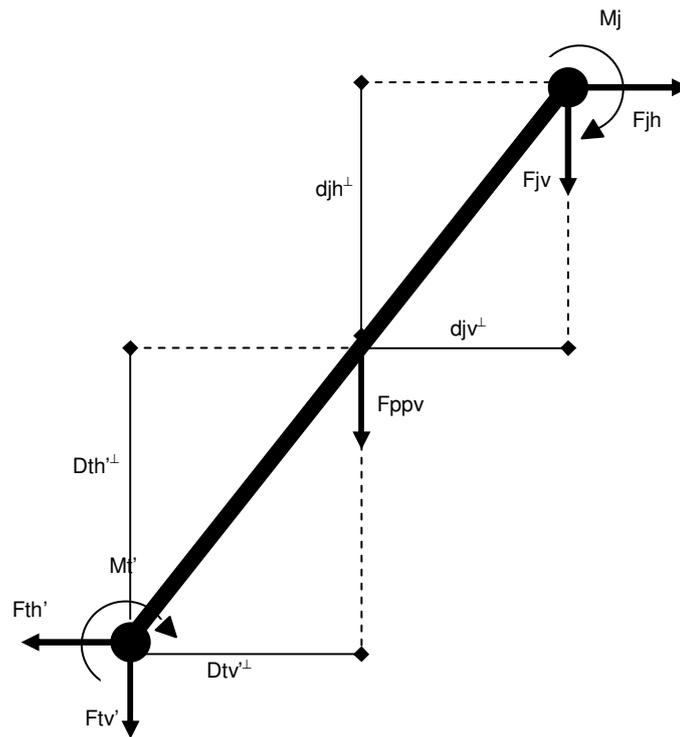


Figura 7 - Diagrama de corpo livre segmento perna.

Onde,

F_{th}' = Componente horizontal da força de reação do tornozelo (N);

F_{tv}' = Componente vertical da força de reação do tornozelo (N);

F_{ppv} = Força peso do segmento perna (N);

F_{jh} = Componente horizontal da força articular tibiofemoral (N);

F_{pv} = Componente vertical da força articular tibiofemoral (N);

d_{th}^{\perp} = Distância perpendicular do vetor F_{th}' em relação ao centro de gravidade (m);

d_{tv}^{\perp} = Distância perpendicular do vetor F_{tv}' em relação ao centro de gravidade (m);

d_{jh}^{\perp} = Distância perpendicular do vetor F_{jh} em relação ao centro de gravidade (m);

d_{jv}^{\perp} = Distância perpendicular do vetor F_{jv} em relação ao centro de gravidade (m);

M_t' = Momento articular resultante da no tornozelo agindo sobre o segmento perna (Nm);

M_j = Momento articular resultante tibiofemoral (Nm).

Desta forma as equações do movimento para o segmento perna tornaram-se como indicado nas equações (8), (9) e (10):

$$F_{th}' + F_{jh} = m_p \cdot a_{ph} \quad (8)$$

Onde,

m_p = massa do segmento perna (Kg);

a_{ph} = aceleração componente horizontal da aceleração linear do centro de massa do segmento perna (m/s^2);

$$F_{tv}' + F_{jv} + F_{pv} = m_p \cdot a_{pv} \quad (9)$$

Onde,

a_{pv} = aceleração componente vertical da aceleração linear do centro de massa do segmento perna (m/s^2);

$$M_t' + M_j + F_{th}' \cdot d_{th}'^{\perp} + F_{tv}' \cdot d_{tv}'^{\perp} + F_{jh} \cdot d_{jh}^{\perp} + F_{jv} \cdot d_{jv}^{\perp} = I_p \cdot \alpha_p \quad (10)$$

Onde,

I_p = momento de inércia do segmento perna ($Kg \cdot m^2$)

α_p = aceleração angular do segmento perna (r/s^2).

Obtidas as forças proximais (vertical e horizontal) no segmento perna, realizou-se a decomposição destas em componentes normal e tangencial ao platô tibial. Neste procedimento os componentes de força proximais ao segmento perna, foram convertidos do sistema global para o sistema local, sendo representado na Figura 8.

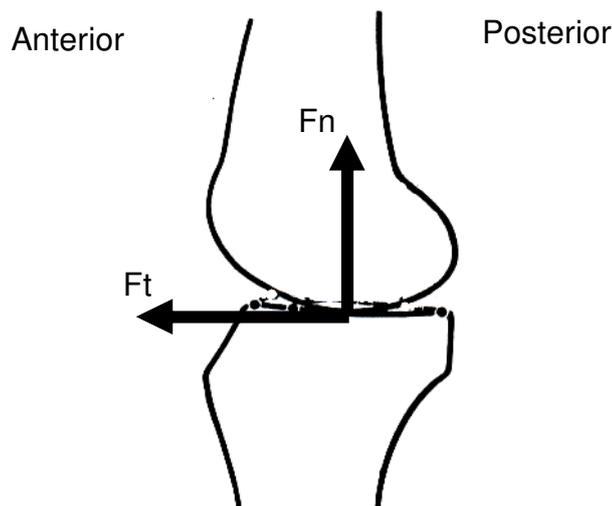


Figura 8 - Representação esquemática dos componentes da força tibiofemoral F_n (compressão articular) e F_t (cisalhamento articular).

A partir deste procedimento, foi possível obter os valores máximo e mínimo de cada componente, sendo estes utilizados para determinar o componente de compressão (valor mínimo do componente da força normal ao platô tibial, F_n) e cisalhamento tibiofemoral (valor máximo e valor mínimo do componente de força tangencial ao platô tibial, F_t).

As equações descritas anteriormente foram resolvidas por meio de rotinas desenvolvidas no software *MATLAB®* (*MathWorks Inc.*, USA).

3.7.4 Cálculos estatísticos

Para a análise estatística foi utilizado o pacote estatístico *SPSS 12.0 for Windows* para todos os procedimentos.

As variáveis analisadas foram: (1) pico do componente de compressão da força intersegmentar, (2) valores máximo e mínimo do componente de cisalhamento da força intersegmentar, (3) valores máximo e mínimo do momento articular resultante, (4) ângulo do joelho referente a cada uma das variáveis previamente citadas. Estas foram comparadas a partir dos valores obtidos para oito ciclos de pedalada analisados.

Foi realizada análise exploratória dos dados e aplicação dos testes de: Teste de Normalidade Shapiro-Wilk, Teste de Homogeneidade de Variâncias de Levene e

Teste de Esfericidade de Mauchly. Quando a esfericidade dos dados não foi assumida, foi utilizado o fator de correção Epsilon de Greenhouse-Geisser.

Para verificar os efeitos da altura do selim, da cadência e da potência nos diferentes componentes da força e dos momentos articulares foi aplicado o modelo misto 3 (altura do selim) x 2 (cadência) x 3 (potência) ANOVA para medidas repetidas, com teste *post hoc* de Bonferroni. Para a estimativa do efeito das variações da altura do selim sobre a amplitude de flexão do joelho foi necessário a aplicação do teste *post hoc* LSD. O nível de significância de 0,05 foi adotado para o teste das hipóteses.

4. RESULTADOS

A seguir são apresentados os resultados referentes aos efeitos das diferentes alturas do selim, cadências de pedalada e cargas de trabalho sobre: (4.1) Componentes de compressão da força tibiofemoral, representada pelo pico do componente de compressão da força intersegmentar; (4.2) Valor máximo do componente da força de cisalhamento tibiofemoral; (4.3) Valor mínimo do componente da força de cisalhamento tibiofemoral; (4.4) Momento resultante máximo tibiofemoral; (4.5) Momento resultante mínimo tibiofemoral. Cada uma das variáveis terá seu comportamento descrito incluindo a informação do ângulo do joelho onde ocorre cada um dos picos de força e de momento articular resultante (máximo e mínimo).

4.1 COMPONENTES DE COMPRESSÃO DA FORÇA TIBIOFEMORAL

Em relação à variação da posição do selim, as diferentes alturas investigadas, posição de referência (altura do trocânter maior do fêmur), 3 cm para baixo e 3 cm para cima, demonstraram não interferir no pico do componente de compressão da força tibiofemoral ($F(1,269; 10,153) = 4,160$; $p = 0,062$; $\eta^2 = 0,342$). As médias e os erros-padrão do pico do componente de compressão da força tibiofemoral nas posições do selim de referência, 3 cm para baixo e 3 cm para cima foram de $-53,39 (\pm 4,12)$ N, $-57,10 (\pm 4,60)$ N e $-64,16 (\pm 5,71)$ N, respectivamente.

Embora o valor absoluto do pico do componente de força de compressão não tenha sido influenciado pela posição do selim, o ângulo do joelho no qual ocorre o pico de força do componente de compressão tibiofemoral apresentou diferença significativa com a variação da altura do selim ($F(2, 16) = 3,972$; $p = 0,040$; $\eta^2 = 0,332$). As médias e os erros-padrão do ângulo do joelho nas posições do selim de referência, 3 cm para baixo e 3 cm para cima foram de $147,50^\circ (\pm 1,88^\circ)$, $144,50^\circ (\pm 2,21^\circ)$ e $149,87^\circ (\pm 1,20^\circ)$, respectivamente. A Figura 9 apresenta os resultados do pico do componente de compressão da força intersegmentar e os ângulos de ocorrência em função das três posições do selim.



Figura 9 - Força de compressão e respectivos ângulos do joelho em função das posições do selim. Houve diferença significativa no ângulo do joelho entre a posição 3 cm para cima e 3 cm para baixo (* $p = 0,035$).

As duas cadências investigadas neste estudo, 40 e 70 rpm, não interferiram no pico do componente de compressão da força ($F(1, 8) = 4,303$; $p = 0,072$; $\eta^2 = 0,350$). As médias e os erros-padrão do pico do componente de compressão da força tibiofemoral nas cadências de 40 e de 70 rpm foram de $-59,80 (\pm 4,43)$ N e $-56,63 (\pm 4,37)$ N, respectivamente.

O ângulo do joelho no qual ocorre o pico do componente de compressão da força intersegmentar apresentou diferença significativa com a variação da cadência de pedalada ($F(1, 8) = 94,199$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,922$). As médias e os erros-padrão do ângulo do joelho nas cadências de 40 e de 70 rpm foram $151,4^\circ (\pm 1,1^\circ)$ e $143,2^\circ (\pm 1,8^\circ)$, respectivamente. A Figura 10 apresenta os resultados da força de compressão e respectivos ângulos do joelho em função das cadências.

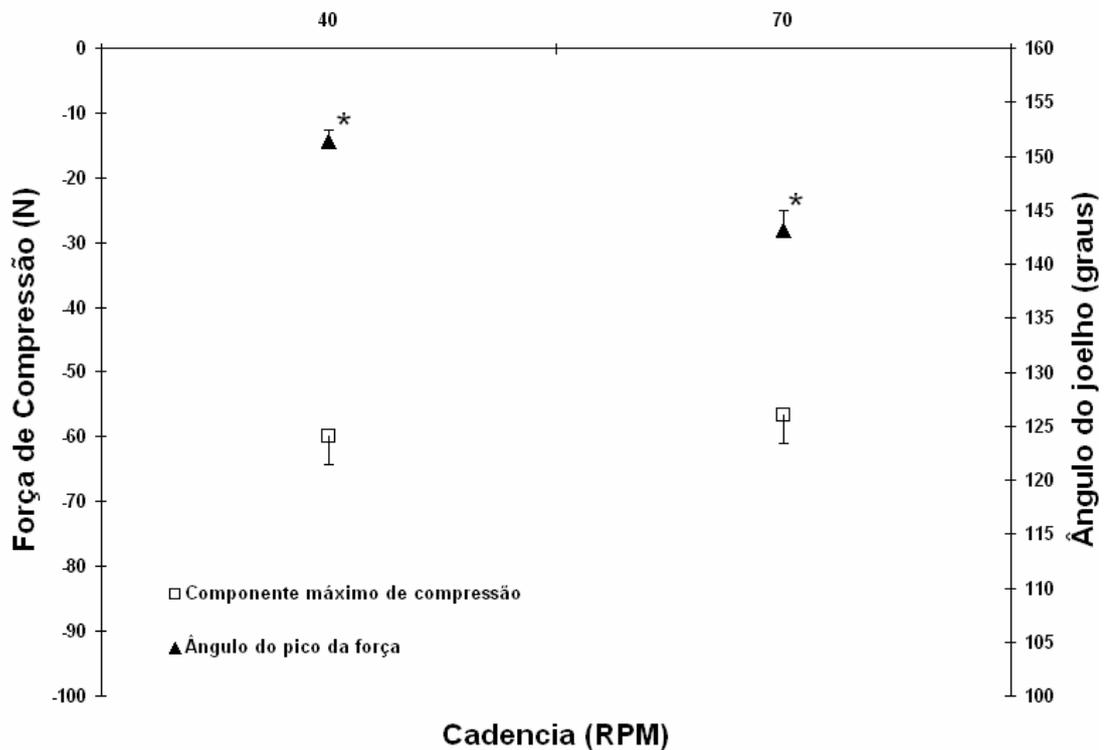


Figura 10 – Força de compressão e respectivos ângulos do joelho em função das cadências. Houve diferença significativa no ângulo do joelho durante a pedalada nas diferentes cadências (* $p < 0,001$).

As três cargas de trabalho utilizadas (0, 5 e 10 N) interferiram no componente de compressão da força tibiofemoral ($F(2, 16) = 80,293$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,909$). As médias e os erros-padrão da força de compressão tibiofemoral nas cargas 0, 5 e 10 N foram de $-44,94 \pm (3,12)$ N, $-53,21 (\pm 4,56)$ N e $-76,50 (\pm 5,69)$ N, respectivamente. A Figura 11 apresenta os resultados da força de compressão e respectivos ângulos de joelho em função das cargas de trabalho.

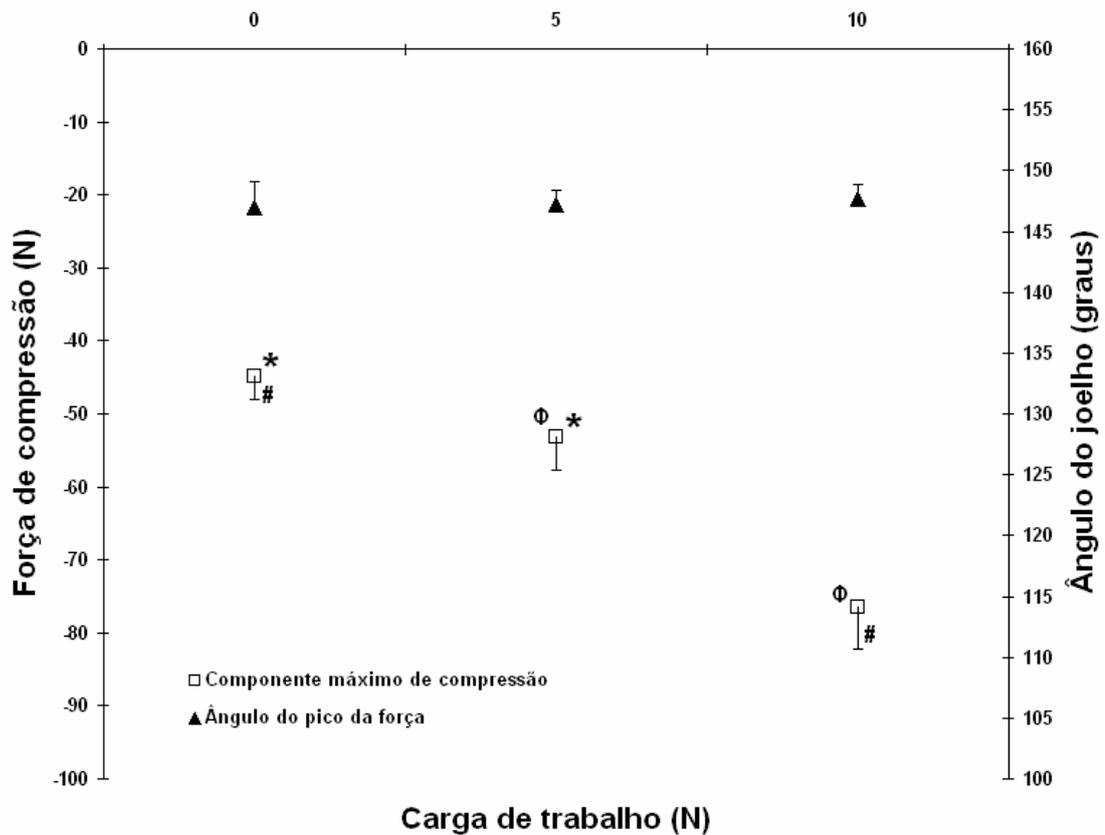


Figura 11 - Força de compressão e respectivos ângulos do joelho em função das cargas de trabalho. Houve diferença significativa entre as cargas de 0 e 5 N (* $p = 0,017$), entre as cargas de 0 e 10 N (# $p < 0,001$) e entre as cargas de 5 e 10 N ($\Phi p < 0,001$).

Em relação à força de compressão, não foram observadas interações entre as alturas do selim e as cadências de pedalada ($F(1,197; 9,579) = 1,352$; $p = 0,283$; $\eta^2 = 0,145$), entre as alturas do selim e as cargas de trabalho ($F(1,236; 9,885) = 0,879$; $p = 0,394$; $\eta^2 = 0,099$), entre as cadências de pedalada e as cargas de trabalho ($F(2, 16) = 0,057$; $p = 0,945$; $\eta^2 = 0,007$) e entre posição do selim, cadência de pedalada e carga de trabalho ($F(1,369; 10,952) = 1,079$; $p = 0,346$; $\eta^2 = 0,119$).

4.2 VALOR MÁXIMO DO COMPONENTE DA FORÇA DE CISALHAMENTO TIBIOFEMORAL

Em relação à variação da posição do selim, as diferentes alturas não interferiram no valor máximo do componente de cisalhamento da força

intersegmentar tibiofemoral ($F(2,16) = 1,698$; $p = 0,214$; $\eta^2 = 0,175$). As médias e os desvios-padrão do valor máximo do componente de cisalhamento da força nas posições de referência, 3 cm para baixo e 3 cm para cima do selim foram de 71,23 ($\pm 7,21$) N, 75,82 ($\pm 8,24$) N e 79,36 ($\pm 7,84$) N, respectivamente. A Figura 12 apresenta os resultados de força de cisalhamento e respectivos ângulos do joelho em função das posições do selim.

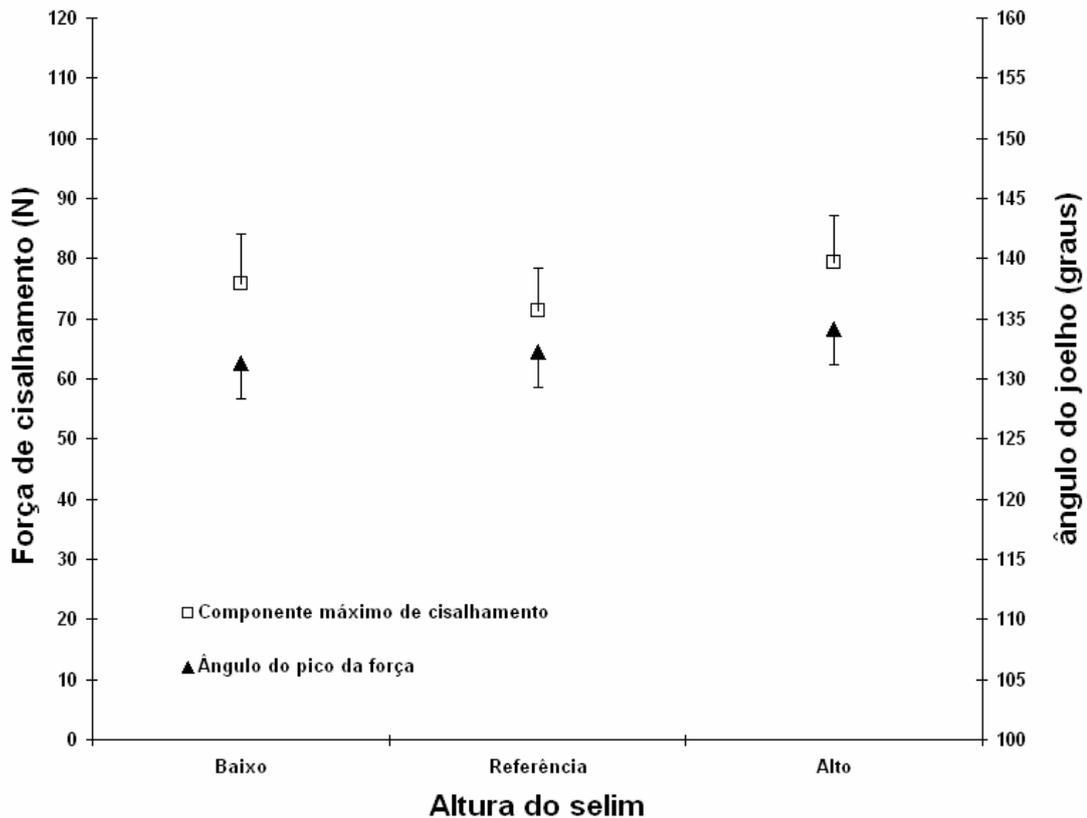


Figura 12 – Valores máximos da força de cisalhamento e respectivos ângulos do joelho em função das posições do selim.

As duas cadências investigadas não interferiram no valor máximo do componente de cisalhamento da força intersegmentar tibiofemoral ($F(1, 8) = 1,707$; $p = 0,228$; $\eta^2 = 0,176$). As médias e os erros-padrão do valor máximo da força de cisalhamento nas cadências de 40 e 70 rpm foram de 76,79 ($\pm 6,75$) N e 74,16 N e ($\pm 8,02$) N, respectivamente. A Figura 13 apresenta os resultados de força de cisalhamento e respectivos ângulos do joelho em função das cadências.

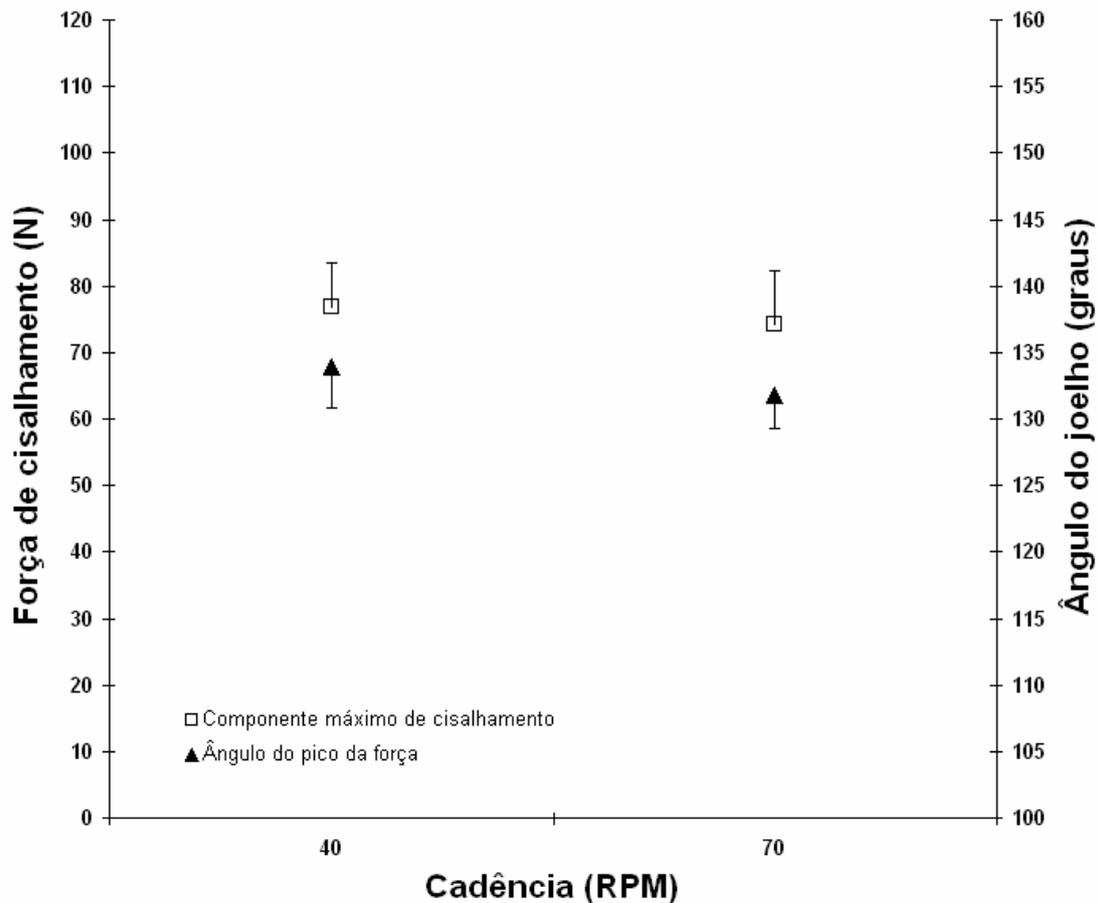


Figura 13 – Valores máximos da força de cisalhamento e respectivos ângulos do joelho em função das cadências.

As três cargas de trabalho investigadas interferiram no valor máximo da força de cisalhamento ($F(1,158; 9,268) = 45,747$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,851$). As médias e os erros-padrão do valor máximo da força de cisalhamento nas cargas de trabalho de 0, 5 e 10 N foram de 61,32 ($\pm 5,60$) N, 71,21 ($\pm 7,73$) N e 93,89 ($\pm 9,10$) N.

Além do valor absoluto do pico do componente de força de cisalhamento máximo, o ângulo do joelho no qual ocorre o valor máximo do componente de força de cisalhamento, apresentou diferença significativa quando a carga de trabalho foi alterada ($F(2, 16) = 4,342$; $p = 0,031$; $\eta^2 = 0,352$). As médias e os erros-padrão do ângulo do joelho nas cargas de trabalho de 0, 5 e 10 N foram de 134,3° ($\pm 2,7^\circ$), 132,4° ($\pm 2,6^\circ$) e 130,9° ($\pm 2,8^\circ$), respectivamente. A Figura 14 apresenta os resultados da força de cisalhamento e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função das cargas de trabalho.

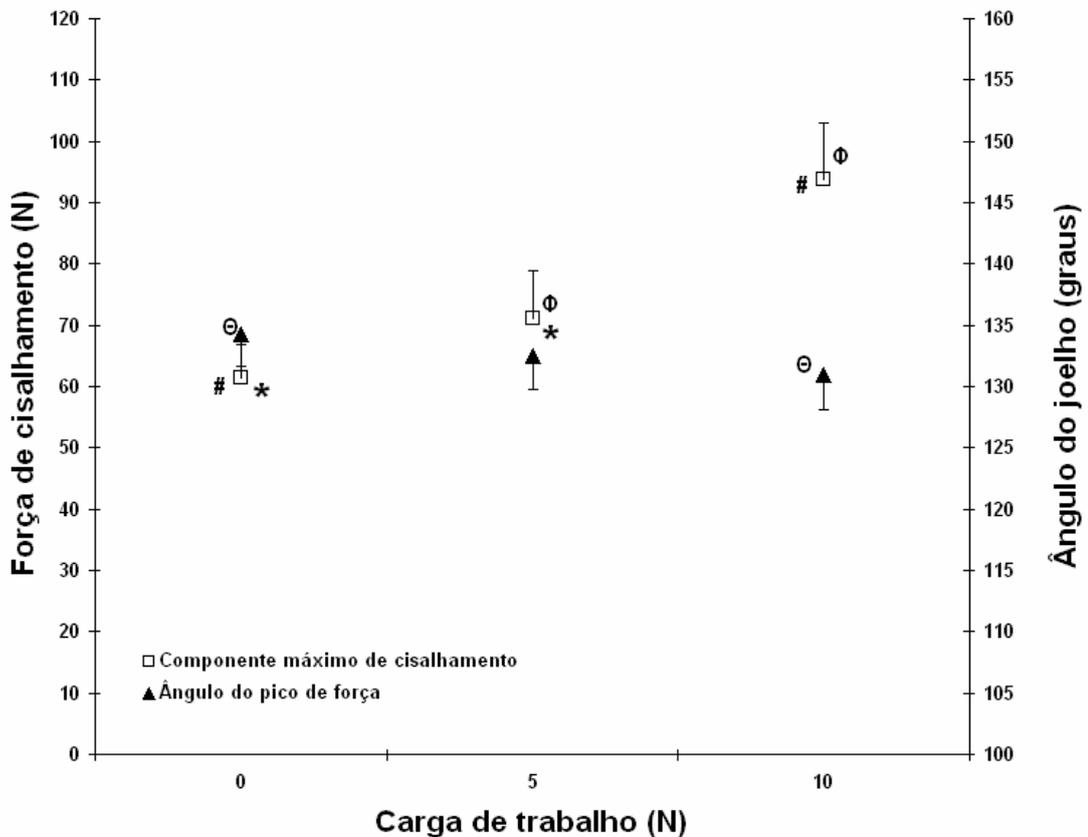


Figura 14 – Valores máximos da força de cisalhamento e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função das cargas de trabalho. Houve diferença significativa entre as cargas de 0 e 5 N (* $p = 0,030$), entre as cargas de 0 e 10 N (# $p < 0,001$); entre as cargas de 5 e 10 N ($^{\circ}p < 0,001$) e entre os ângulos de ocorrência do pico de força de cisalhamento nas cargas de 0 e 10 N ($^{\circ}p = 0,018$).

Sobre o valor máximo do componente da força de cisalhamento articular, não foram observadas interações entre as diferentes alturas do selim e as diferentes cadências de pedalada ($F(1,168; 9,342) = 1,354$; $p = 0,282$; $\eta^2 = 0,145$), entre carga de trabalho e posição do selim ($F(4, 32) = 0,228$; $p = 0,921$; $\eta^2 = 0,028$), entre carga de trabalho e cadência ($F(2, 16) = 0,563$; $p = 0,581$; $\eta^2 = 0,066$) e entre posição do selim, cadência de pedalada e carga de trabalho ($F(1,656; 13,245) = 0,184$; $p = 0,945$; $\eta^2 = 0,023$).

4.3 VALOR MÍNIMO DO COMPONENTE DE CISALHAMENTO DA FORÇA TIBIOFEMORAL

A variação da altura do selim não causou alterações significativas no valor mínimo do componente de cisalhamento da força tibiofemoral ($F(1,012; 8,094) = 1,796$; $p = 0,217$; $\eta^2 = 0,183$). As médias e os erros-padrão do valor mínimo do componente de cisalhamento da força intersegmentar tibiofemoral nas posições do selim de referência, 3 cm abaixo e 3 cm acima foram de 7,96 ($\pm 2,19$) N, 11,95 ($\pm 3,09$) N e 38,07 (21,85) N, respectivamente. A Figura 15 apresenta os resultados do valor mínimo do componente de cisalhamento da força tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função das alturas do selim.

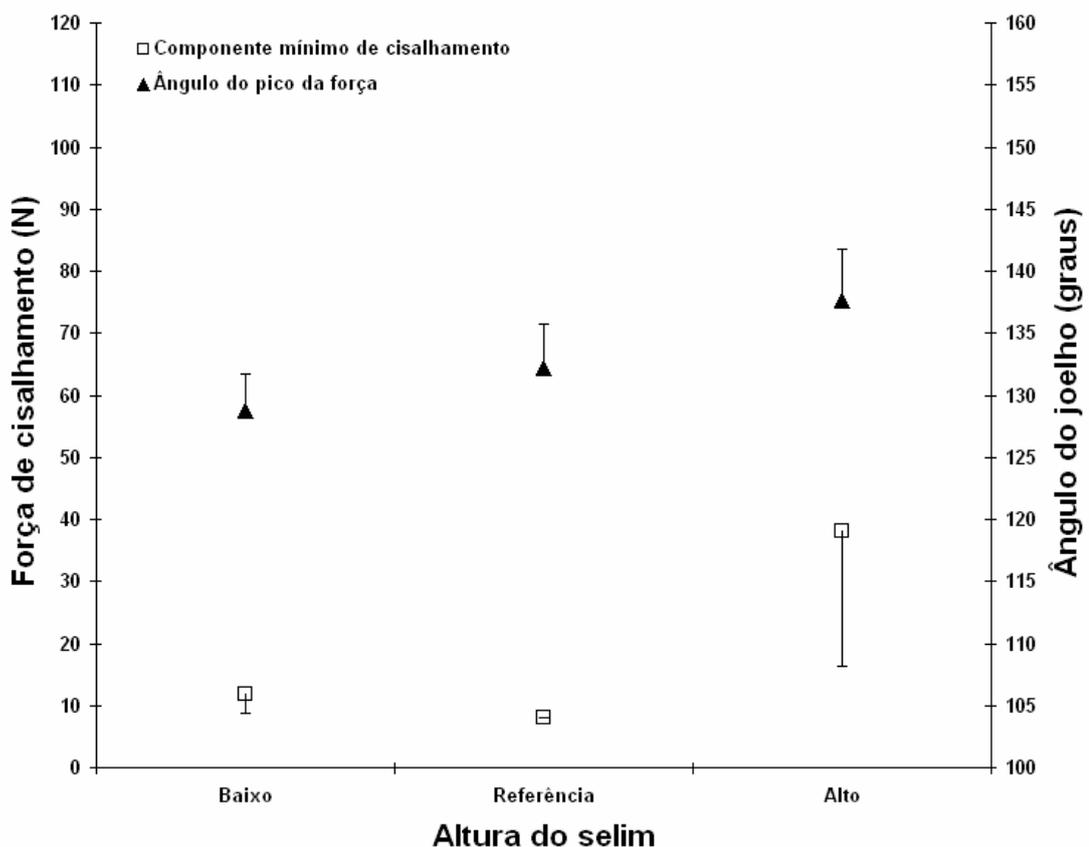


Figura 15 - Valor mínimo do componente de cisalhamento da força tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função das alturas do selim.

As duas cadências analisadas não alteraram o valor mínimo do componente de cisalhamento da força intersegmentar tibiofemoral ($F(1, 8) = 2,413$; $p = 0,159$; $\eta^2 = 0,232$). As médias e os erros-padrão do valor mínimo do componente de

cisalhamento da força para as cadências de 40 e 70 rpm foram de 23 ($\pm 14,91$) N e 8,42 ($\pm 2,32$), respectivamente. A Figura 16 apresenta os resultados do valor mínimo do componente de cisalhamento da força intersegmentar tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função das cadências de pedalada.

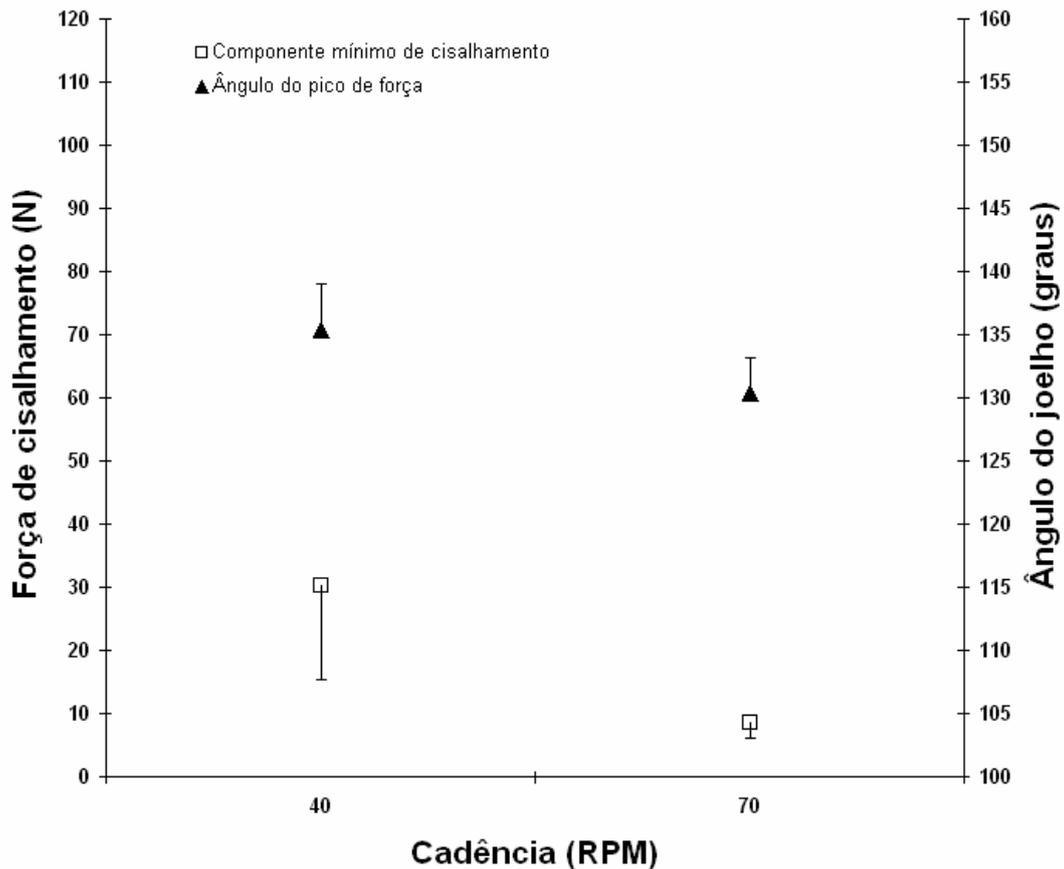


Figura 16 - Valor mínimo do componente de cisalhamento da força tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função das cadências de pedalada.

Em relação à variação da carga de trabalho, não foram encontradas diferenças nos valores mínimos do componente de cisalhamento da força intersegmentar tibiofemoral ($F(1,001; 8,006) = 2,490$; $p = 0,153$; $\eta^2 = 0,237$). As médias e os erros-padrão dos valores mínimos do componente de força de cisalhamento nas cargas de trabalho de 0, 5 e 10 N foram de 11,90 ($\pm 2,47$) N, 41,20 ($\pm 21,88$) N e 4,88 ($\pm 2,63$) N, respectivamente. A Figura 17 apresenta os resultados do valor mínimo do componente de força de cisalhamento tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função das cargas de trabalho.

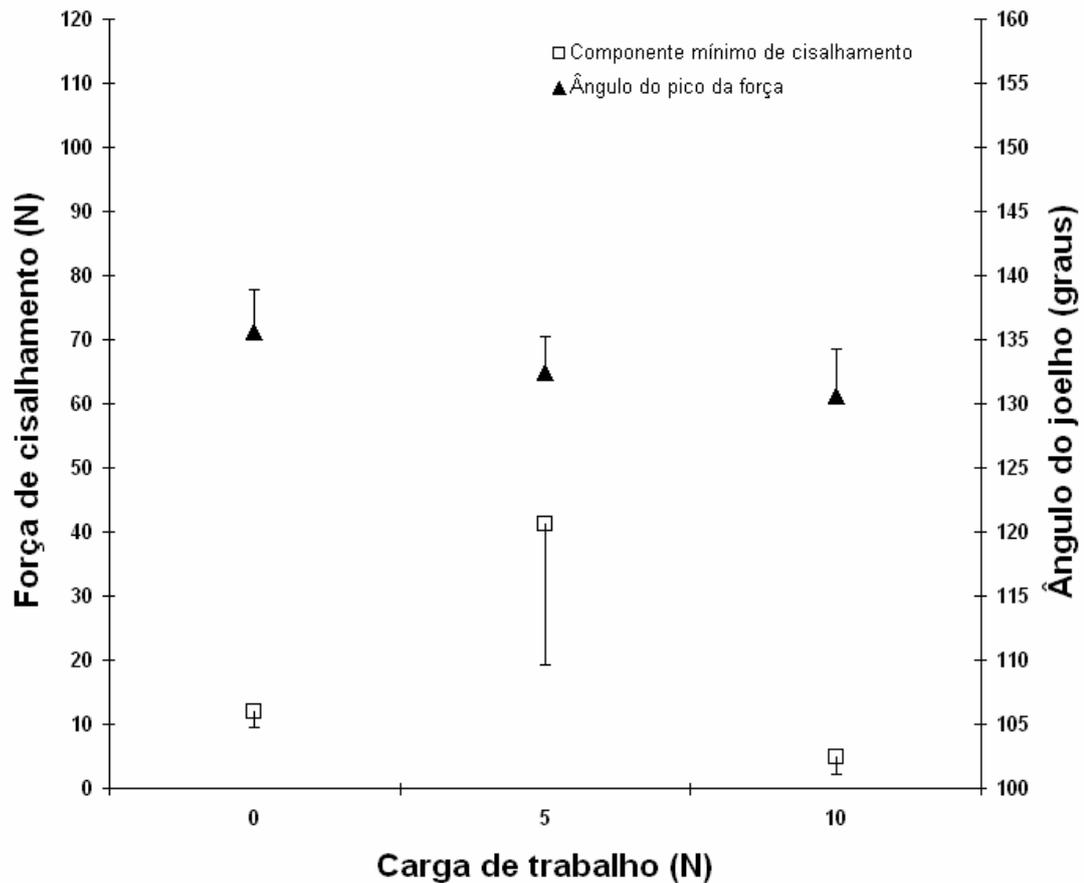


Figura 17 - Valor mínimo do componente da força de cisalhamento tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função das cargas de trabalho.

Em relação ao valor mínimo do componente de cisalhamento da força intersegmentar tibiofemoral, não foram observadas interações entre as diferentes alturas do selim e as diferentes cadências de pedalada ($F(1,004; 8,029) = 2,675$; $p = 0,140$; $\eta^2 = 0,251$), entre carga de trabalho e posição do selim ($F(1,001; 8,007) = 2,3$; $p = 0,168$; $\eta^2 = 0,223$), entre carga de trabalho e cadência ($F(1,002; 8,016) = 2,418$; $p = 0,158$; $\eta^2 = 0,232$.) e entre posição do selim, cadência de pedalada e carga de trabalho ($F(1,656; 13,245) = 0,184$; $p = 0,945$; $\eta^2 = 0,023$).

No entanto, as variações de posição do selim, cadência de pedalada e carga de trabalho, associadas, interferiram no ângulo em que ocorre o valor mínimo do componente de cisalhamento tibiofemoral ($F(4, 32) = 4,325$; $p = 0,007$; $\eta^2 = 0,351$).

4.4 MOMENTO RESULTANTE MÁXIMO TIBIOFEMORAL

Para fim ilustrativo a Figura 18 apresenta o comportamento do momento articular resultante do joelho de um dos sujeitos avaliados na posição do selim 3 cm abaixo da posição de referência, na cadência 60 rpm e com carga de 10 N.

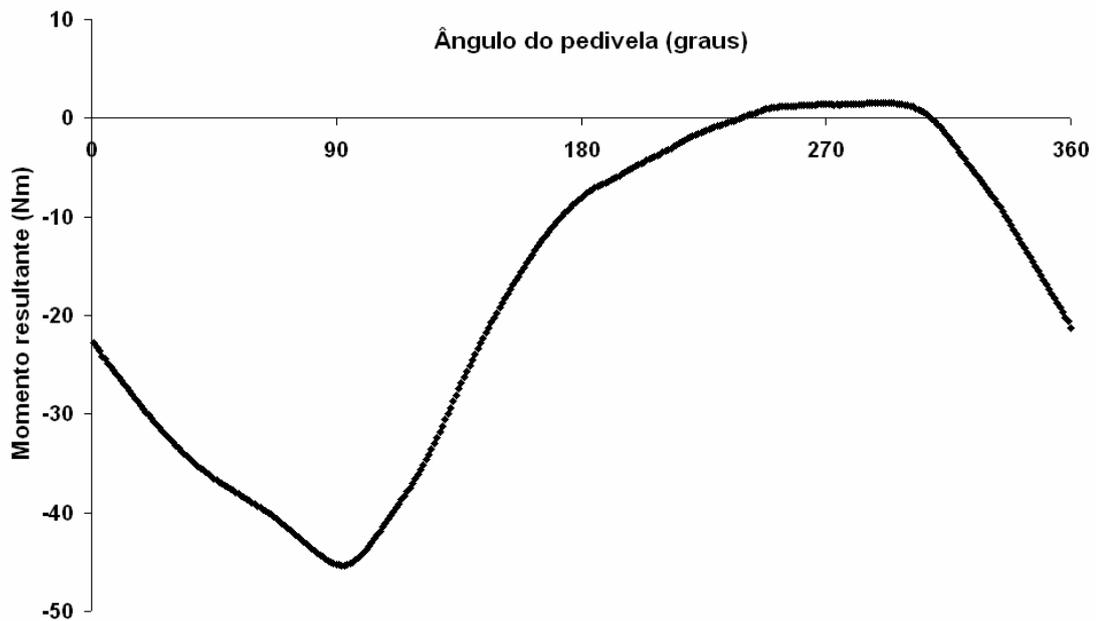


Figura 18 - Momento resultante no joelho em função do ângulo do pedivela de um dos sujeitos avaliados na posição do selim 3 cm abaixo da posição de referência, na cadência 60 rpm e com carga de 10 N.

A variação da altura do selim não causou alterações significativas no momento resultante máximo tibiofemoral ($F(2, 16) = 3,317$; $p = 0,062$; $\eta^2 = 0,293$). As médias e os erros-padrão do momento resultante máximo nas posições do selim de referência, 3 cm abaixo e 3 cm acima foram de 16,88 ($\pm 2,32$) Nm, 17,47 ($\pm 2,66$) Nm e 20,72 ($\pm 2,84$) Nm, respectivamente.

Além do valor absoluto do momento resultante máximo tibiofemoral, o ângulo do joelho no qual este ocorreu apresentou diferença significativa com a variação da altura do selim ($F(2,16) = 5,583$; $p = 0,014$; $\eta^2 = 0,411$). As médias e os erros-padrão do ângulo do joelho nas posições do selim de referência, 3 cm abaixo e 3 cm acima foram de 138,7° ($\pm 1,5^\circ$), 137,2° ($\pm 2,1^\circ$), 142,1° ($\pm 1,2^\circ$), respectivamente.

A Figura 19 apresenta os resultados do momento resultante máximo tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função das alturas do selim.

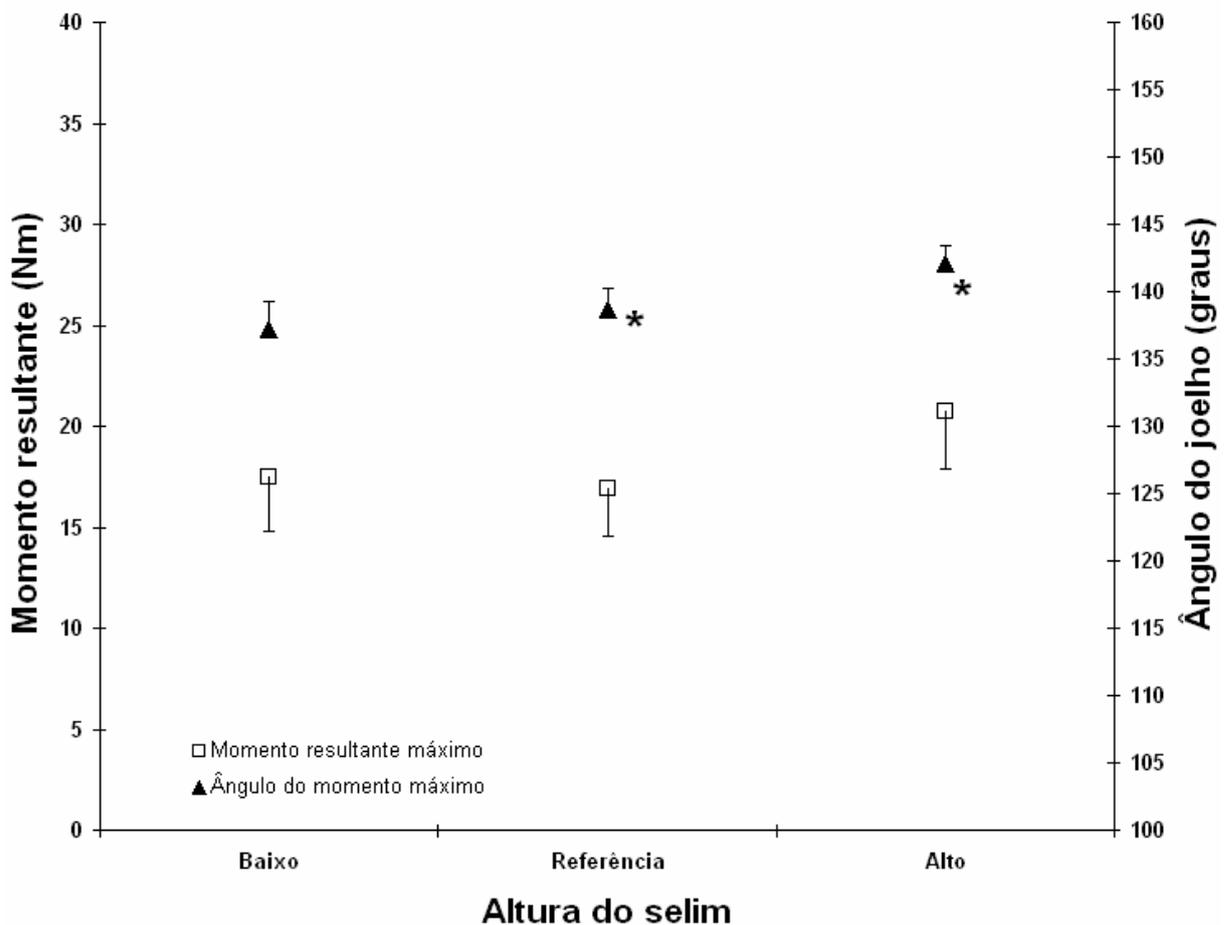


Figura 19 - Momento resultante máximo tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função da altura do selim. Houve diferença significativa no ângulo do joelho entre a posição de referência e 3 cm para cima (* $p = 0,031$).

As duas cadências analisadas não alteraram o momento resultante máximo $F(1, 8) = 0,226$; $p = 0,647$; $\eta^2 = 0,027$. As médias e os erros-padrão do momento resultante máximo tibiofemoral para as cadências de 40 e 70 rpm foram de 18,50 ($\pm 2,40$) Nm e 18,21 ($\pm 2,52$) Nm, respectivamente.

O ângulo do joelho no qual ocorreu o momento resultante máximo tibiofemoral apresentou diferença significativa com a variação da cadência de pedalada ($F(1, 8) = 111,090$; $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,933$). As médias e os erros-padrão do ângulo do joelho para as cadências de 40 e 70 rpm foram de 143,1° ($\pm 1,4^\circ$) e 135,6° ($\pm 1,5^\circ$), respectivamente. A Figura 20 apresenta os resultados do momento

resultante máximo tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função das cadências de pedalada.

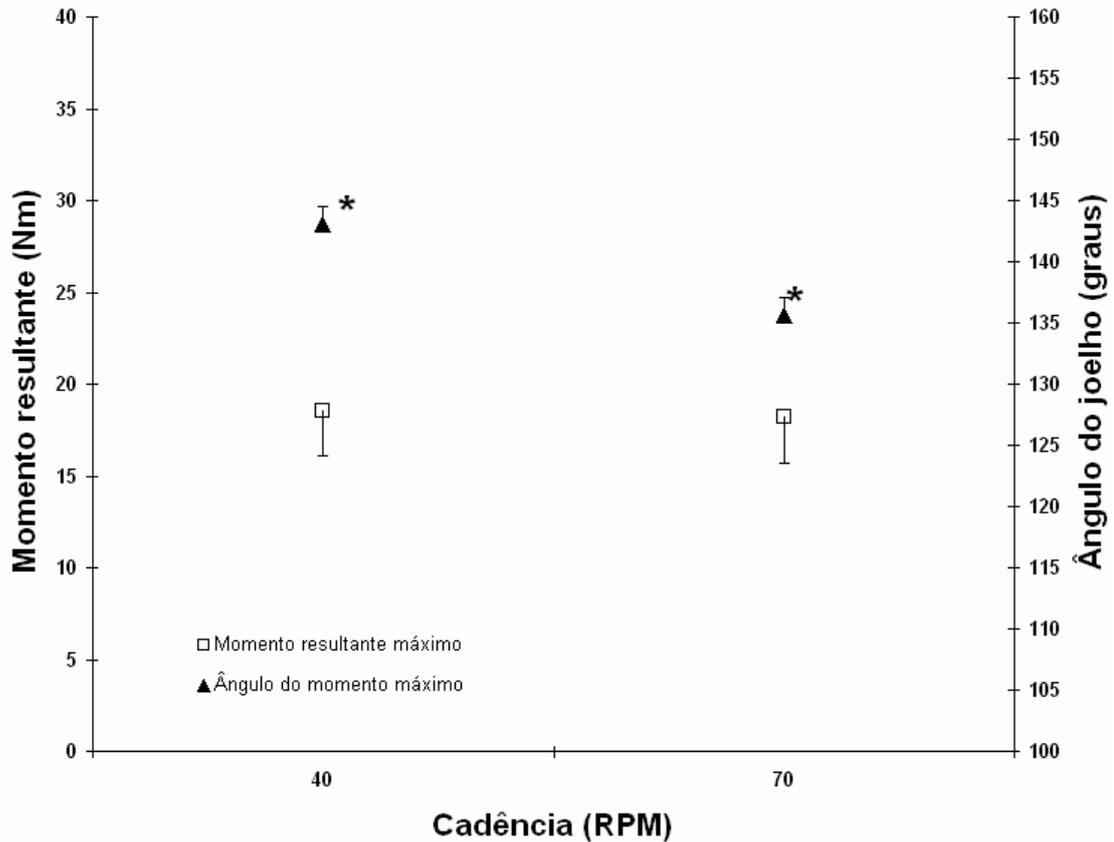


Figura 20 - Momento resultante máximo tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função da cadência de pedalada. Houve diferença significativa nos ângulos do joelho durante as diferentes cadências de pedalada (* $p < 0,001$).

As três cargas de trabalho investigadas interferiram no valor máximo do momento resultante tibiofemoral $F(1,134; 9,074) = 49,393$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,861$). As médias e os erros-padrão do momento máximo resultante nas cargas de trabalho de 0, 5 e 10 N foram de 12,77 ($\pm 1,68$) Nm, 16,90 ($\pm 2,49$) Nm e 25,40 ($\pm 3,25$) Nm, respectivamente. A Figura 21 apresenta os resultados do momento máximo resultante tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função das cargas de trabalho.

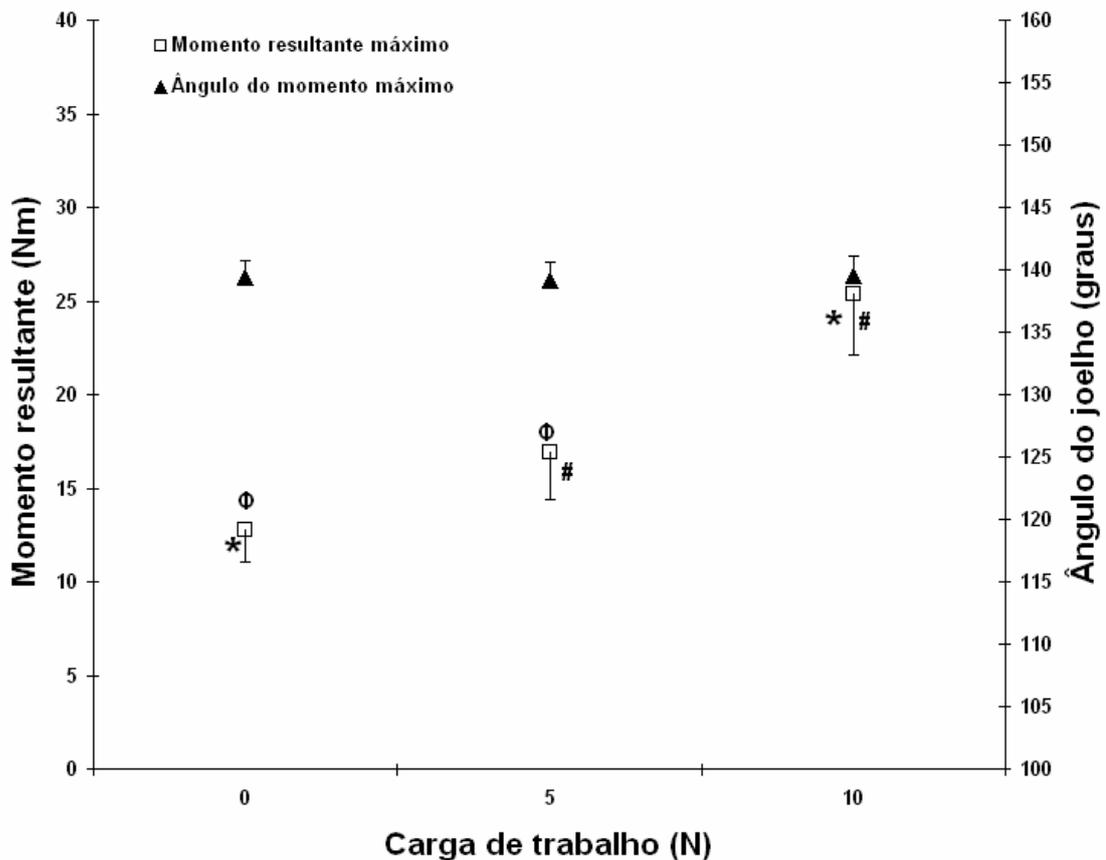


Figura 21 - Momento resultante máximo tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função da cadência de pedalada. Houve diferença significativa entre as cargas de 0 e 5 N (* $p = 0,011$), entre as cargas de 0 e 10 N (# $p < 0,001$) e entre as cargas de 5 e 10 N ($\Phi p < 0,001$).

Em relação ao valor máximo do momento resultante, não foram observadas interações entre as diferentes alturas do selim e as diferentes cadências de pedalada ($F(1,154; 9,232) = 1,113$; $p = 0,330$; $\eta^2 = 0,122$), entre carga de trabalho e posição do selim ($F(4, 32) = 0,607$; $p = 0,660$; $\eta^2 = 0,071$), entre carga de trabalho e cadência ($F(2, 16) = 0,717$; $p = 0,503$; $\eta^2 = 0,082$) e entre posição do selim, cadência de pedalada e carga de trabalho ($F(1,475; 11,803) = 0,281$; $p = 0,695$; $\eta^2 = 0,034$).

4.5 MOMENTO RESULTANTE MÍNIMO TIBIOFEMORAL

A variação da altura do selim causou diferença significativa no momento resultante mínimo tibiofemoral ($F(2, 16) = 41,424$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,838$). As médias

e os erros-padrão do momento resultante mínimo nas posições do selim de referência, 3 cm abaixo e 3 cm acima foram de, $-10,15 (\pm 0,58)$ Nm, $-11,09 (\pm 0,55)$ Nm e $-9,68 (\pm 0,58)$ Nm, respectivamente.

Além do valor absoluto do momento resultante mínimo tibiofemoral, o ângulo do joelho de sua ocorrência apresentou diferença significativa com a variação da altura do selim ($F(2, 16) = 11,263$; $p = 0,001$; $\eta^2 = 0,585$). As médias e os erros-padrão do ângulo do joelho nas posições do selim de referência, 3 cm abaixo e 3 cm acima foram de, $125,9^\circ (\pm 1,8^\circ)$, $121,1 (\pm 2,3^\circ)$ e $129,7^\circ (\pm 1,8^\circ)$, respectivamente. A Figura 22 apresenta os resultados do momento resultante máximo tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função das alturas do selim.



Figura 22 - Momento resultante mínimo tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função da altura do selim. Houve diferença significativa entre a posição 3 cm para baixo e a posição de referência ($*p < 0,001$) e entre a posição 3 cm para baixo e a posição 3 cm para cima ($^{\#}p < 0,001$). Houve diferença no ângulo de ocorrência do momento resultante mínimo entre a posição 3 cm para baixo e 3 cm para cima ($^{\Phi}p = 0,001$).

As duas cadências analisadas interferem no valor mínimo do momento resultante ($F(1, 8) = 7,991$; $p = 0,022$; $\eta^2 = 0,500$). As médias e os erros-padrão do momento resultante mínimo tibiofemoral para as cadências de 40 e 70 rpm foram de $-10,12 (\pm 0,57)$ Nm e $-10,49 (\pm 0,56)$ Nm, respectivamente.

O ângulo do joelho no qual ocorreu o momento resultante mínimo tibiofemoral apresentou diferença significativa com a variação da cadência de pedalada ($F(1, 8) = 18,646$; $p = 0,003$, $\eta^2 = 0,700$). As médias e os erros-padrão do ângulo do joelho para as cadências de 40 e 70 rpm foram de $122,6^\circ (\pm 2,1^\circ)$ e $128,6^\circ (\pm 1,5^\circ)$, respectivamente. A Figura 23 apresenta os resultados do momento resultante mínimo tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função das cadências de pedalada.

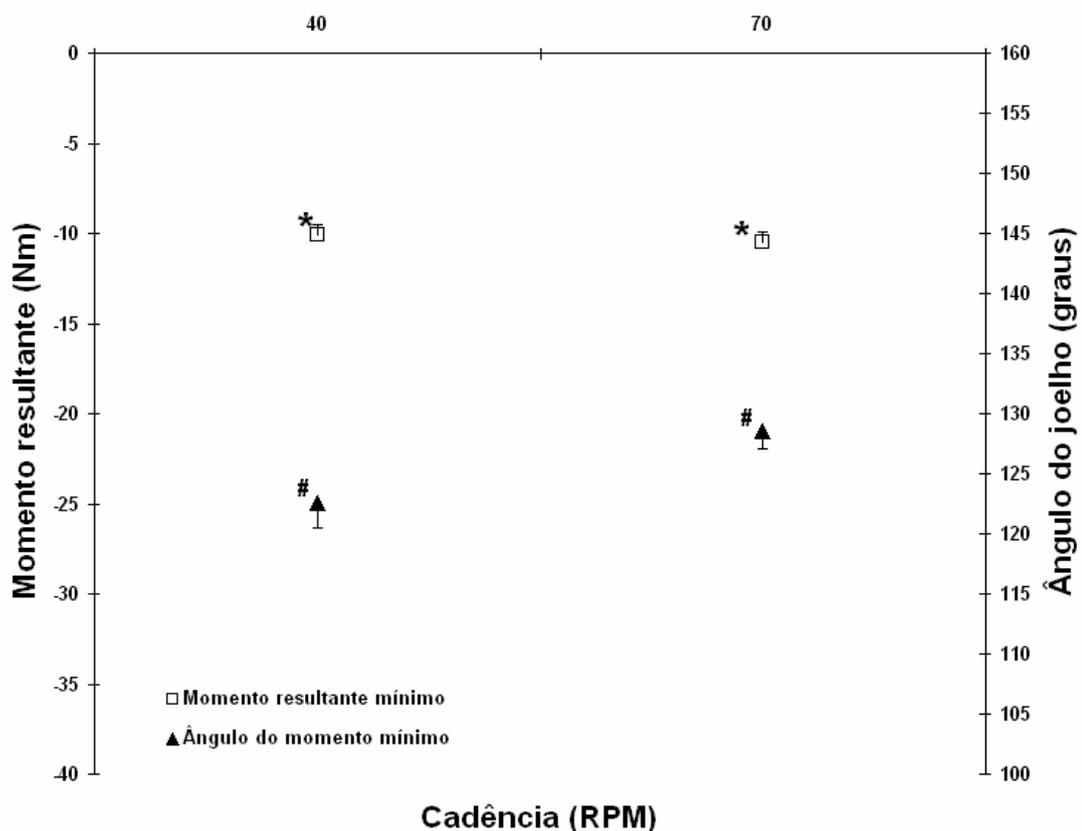


Figura 23 - Momento resultante mínimo tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função da cadência de pedalada. Houve diferença significativa entre as cadências de 40 e 70 rpm para o momento resultante mínimo (* $p = 0,022$) e para o ângulo do joelho (# $p = 0,003$).

As três cargas de trabalho investigadas interferiram no valor mínimo do momento resultante tibiofemoral ($F(2; 16) = 5,579$; $p = 0,015$; $\eta^2 = 0,411$). As médias e os erros-padrão do momento mínimo resultante nas cargas de trabalho de 0, 5 e 10 N foram de $-10,20 (\pm 0,54)$ Nm, $-10,19 (\pm 0,57)$ Nm e $-10,53 (\pm 0,60)$ Nm, respectivamente.

O ângulo do joelho no qual ocorre o momento mínimo resultante sofreu influência da variação da carga de trabalho ($F(2, 16) = 21,33$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,727$). As médias e os erros-padrão do ângulo do joelho nas cargas de trabalho de 0, 5 e 10 N foram de $123,1^\circ (\pm 1,8^\circ)$, $124,5^\circ (\pm 1,9^\circ)$ e $129,1^\circ (\pm 1,7^\circ)$, respectivamente. A Figura 24 apresenta os resultados do valor mínimo do momento resultante tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função das cargas de trabalho

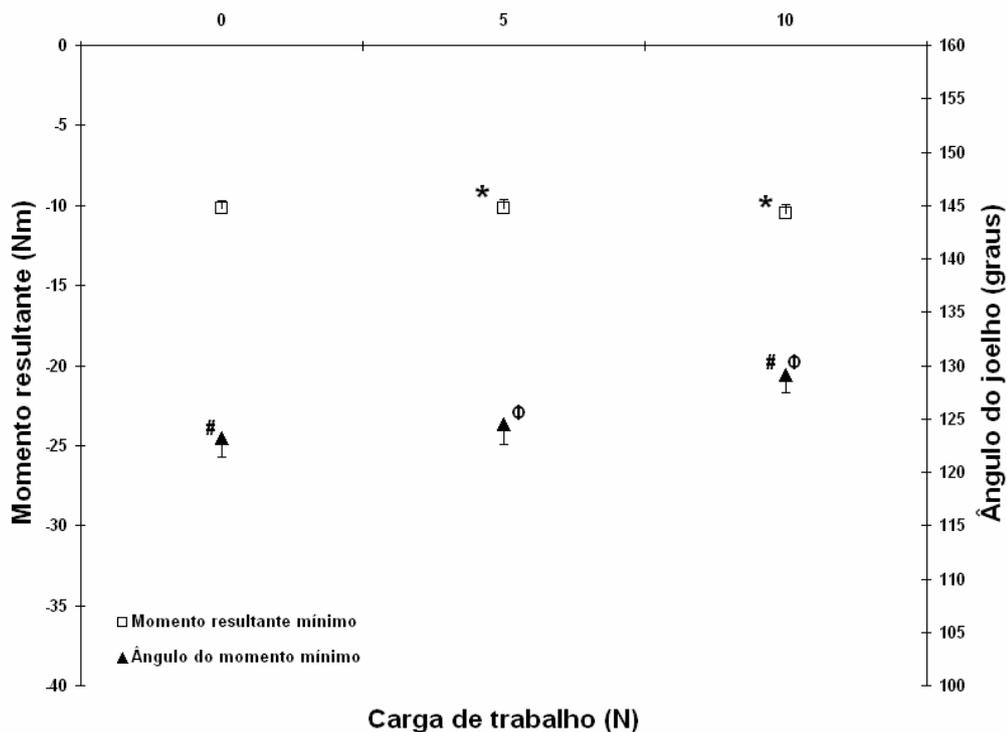


Figura 24 - Momento resultante mínimo tibiofemoral e respectivos ângulos de ocorrência no joelho em função da carga de trabalho. Houve diferença significativa do momento mínimo entre as cargas de 5 e 10 N (* $p = 0,042$). Houve diferença entre o ângulo no qual ocorreu o valor mínimo do momento resultante tibiofemoral entre as cargas 0 e 10 N (# $p = 0,002$) e 5 e 10 N ($\Phi p = 0,010$).

Sobre o valor mínimo do momento resultante, não foram observadas interações entre as diferentes alturas do selim e as diferentes cadências de pedalada ($F(2, 16) = 0,149$; $p = 0,863$; $\eta^2 = 0,018$), entre carga de trabalho e posição do selim ($F(4, 32) = 0,653$; $p = 0,629$; $\eta^2 = 0,075$), entre carga de trabalho e cadência ($F(2, 16) = 0,174$; $p = 0,842$; $\eta^2 = 0,021$) e entre posição do selim, cadência de pedalada e carga de trabalho ($F(4, 32) = 0,766$; $p = 0,555$; $\eta^2 = 0,087$).

5. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

O presente estudo comparou o comportamento dos componentes de força de compressão e de cisalhamento assim como o momento resultante tibiofemoral durante pedalada em ciclo ergômetro ao variar a altura do selim, a cadência de pedalada e carga de trabalho. A finalidade deste estudo foi orientar o uso do ciclo ergômetro durante a reabilitação de lesões da articulação tibiofemoral, buscando as variações que promovessem a menor sobrecarga possível aos tecidos lesionados ou mais expostos durante este processo.

5.1 COMPONENTE DA FORÇA DE COMPRESSÃO TIBIOFEMORAL

Para estimar o comportamento do componente da força de compressão tibiofemoral foi utilizada a técnica da dinâmica inversa. Foram analisados os valores máximos (pico) do componente de força normal ao platô tibial como previamente descrito por Neptune e Kautz, (2000) durante a pedalada com variações da altura do selim, da cadência de pedalada e da carga de trabalho.

A variação da posição do selim utilizada no presente estudo, 3 cm para cima e 3 cm para baixo, correspondeu a uma variação média de 3,50 ($\pm 0,14$) % da altura do selim na posição de referência. Observa-se que esta variação não alterou o pico do componente de força de compressão tibiofemoral.

No entanto a variação de posição do presente estudo foi maior do que a utilizado por Diefenthaler *et al.* (2006) em um estudo de casos com ciclistas. Neste estudo observou-se alterações na magnitude e no direcionamento das forças aplicadas no pedal mesmo com uma variação do selim de 1 cm em relação a posição de referência. Este resultado se justifica visto que ciclistas de elite são mais sensíveis às variações de posição do que indivíduos não ciclistas.

Pôde-se observar que o ângulo do joelho no qual ocorreu o pico de compressão tibiofemoral aumentou em média 5° quando o selim foi alterado da posição 3 cm para baixo para a posição 3 cm para cima (144,44° para 149,87°). Este aumento do ângulo do joelho pode ser justificado pelo aumento da amplitude de

movimento articular do joelho durante o ciclo de pedalada na posição para cima em relação à posição para baixo (RUGG E GREGOR, 1987; NORDEEN-SNYDER, 1977). Em consequência, o instante de maior propulsão do pedivela ocorre quando o joelho está mais próximo da extensão do joelho (30°) na posição para cima do que na posição para baixo (35° de flexão do joelho).

Esta pequena variação (aproximadamente 5°), quando aumentamos a altura do selim em 3 cm, faz com que os picos do componente da força de compressão ocorram em um instante no qual o joelho está em uma posição mais próxima da extensão (30° de flexão do joelho).

Segundo os estudos realizados por Giffin *et al.*, (2004) e Mommersteeg *et al.* (1997) as forças de compressão tibiofemoral podem promover o aumento na translação anterior da tibia e tensão no LCA, principalmente nos ângulos mais próximos da extensão completa do joelho. Além disso, quanto à proteção ativa do LCA por parte dos músculos flexores do joelho, sabe-se que esta é menos efetiva quando o mesmo está próximo da extensão completa, principalmente entre 20 e 0° de flexão (BEYNNON E FLEMING, 1998; IMRAN E O'CONNOR, 1998; BEYNNON *et al.*, 1995,).

Os exercícios nos quais ocorre a contração predominante dos músculos do quadríceps podem gerar tensão no LCA (mesmo se tratando de exercícios de cadeia cinética fechada como a pedalada) quando o ângulo de flexão do joelho for entre 0 (extensão completa) e 50° (BEYNNON E FLEMING, 1998; BEYNNON *et al.*, 1995). Portanto, quanto maior o ângulo do joelho no qual ocorreu o pico de compressão, maior a chance de ocorrer tensão no LCA.

A partir dos resultados de variação do ângulo do joelho e baseando-se nas discussões do ângulo de flexão do joelho e das sobrecargas de compressão (GIFFIN *et al.*, 2004; MOMMERSTEEG *et al.*, 1997) sugere-se que a posição do selim 3 cm para baixo é mais indicada para pacientes com insuficiência do LCA por apresentar picos de compressão em ângulos de flexão do joelho nos quais o LCA está menos exposto.

Assim como a variação da altura do selim, a variação da cadência de pedalada não alterou o pico do componente de compressão da força tibiofemoral. Entretanto a variação da cadência provocou uma alteração no ângulo do joelho no qual ocorreu o pico de compressão. Quando a cadência foi alterada de 40 para 70 rpm, o ângulo do joelho diminuiu aproximadamente 8°. Transformando o ângulo do

joelho apresentado neste estudo em ângulo de flexão do joelho, pode-se afirmar que na cadência de 70 rpm o pico de compressão ocorreu em torno de 37° de flexão do joelho e durante a pedalada a 40 rpm, o pico de compressão ocorreu quando o joelho estava em 29° de flexão. Conforme referenciado anteriormente (GIFFIN *et al.*, 2004; BEYNNON E FLEMING, 1998; IMRAN E O'CONNOR, 1998; MOMMERSTEEG *et al.*, 1997; BEYNNON *et al.*, 1995,) a cadência de 70 rpm, por apresentar picos de compressão em ângulos de flexão do joelho numa posição mais segura para o LCA, é a mais indicada para pacientes com lesão neste ligamento quando analisado o pico de compressão tibiofemoral.

A variação da carga demonstrou interferir no componente de força de compressão tibiofemoral. Com o incremento da carga de trabalho, tanto de 0 para 5 N, quanto de 0 para 10 N e de 5 para 10 N, houve um aumento significativo do pico do componente da força de compressão. A análise estatística dos dados indicou que a variação da carga trabalho é responsável por 90% da variação do componente da força de compressão tibiofemoral.

Sabe-se que o aumento da força de compressão nesta articulação pode causar sobrecargas nos meniscos e na cartilagem articular, que são as principais estruturas articulares responsáveis pela distribuição e transmissão de sobrecargas compressivas (NEPTUNE E KAUTZ, 2000; BERLET E FOWLER, 1998). Além disso, como discutido anteriormente, o aumento da compressão tibiofemoral principalmente em joelhos com os platôs tibiais mais inclinados pode causar tensão no LCA (GIFFIN *et al.*, 2004; MOMMERSTEEG *et al.*, 1997).

Apesar do ângulo do joelho no qual ocorreu o pico de componente compressão tibiofemoral não ser alterado com o aumento da carga, podemos observar que os picos ocorrem em ângulos do joelho próximos de 147°, como apresentado no presente estudo. Estes valores de ângulo do joelho correspondem a, aproximadamente, 33° de flexão do joelho. Nestas amplitudes, com o aumento da compressão tibiofemoral, as estruturas mais expostas seriam o LCA e o corno anterior dos meniscos (GIFFIN, VOGRIN, ZANTOP *et al.*, 2004; MOMMERSTEEG, HUISKES, BLANKEVORT *et al.*, 1997).

Portanto, ao analisarmos a força de compressão tibiofemoral, a pedala na carga de 0 N demonstrou ser mais indicada para pacientes em fases iniciais de recuperação das lesões meniscais, degenerações da cartilagem da superfície articular tibiofemoral e do LCA.

Mediante tais resultados, parte da primeira hipótese (H1) foi refutada. Pois o pico do componente da força de compressão tibiofemoral não foi alterado com a mudança da altura do selim. Da mesma forma, parte da H4 foi refutada tendo em vista que o pico do componente da força de compressão tibiofemoral não foi alterado com a variação da cadência da pedalada.

Confirmou-se a H7 parcialmente ao observar-se que o aumento da carga de trabalho promoveu um aumento significativo no valor do pico do componente da força de compressão tibiofemoral.

5.2 VALOR MÁXIMO DO COMPONENTE DA FORÇA DE CISALHAMENTO TIBIOFEMORAL

Para estimar o pico de sobrecarga de cisalhamento anterior na articulação tibiofemoral foi analisado o valor máximo do componente da força de cisalhamento tibiofemoral, que atua tangencial ao platô tibial (NEPTUNE E KAUTZ, 2000) durante a pedalada com variações de posição do selim, cadência de pedalada e carga de trabalho. Sob esta ótica, os resultados do valor máximo do componente da força de cisalhamento tibiofemoral serão discutidos como o pico de cisalhamento anterior tibiofemoral.

Observou-se que pico de cisalhamento anterior ocorreu em ângulos do joelho menores do que o pico de compressão, entre 128 e 138°. Estes ângulos correspondem a 52° e 42° de flexão do joelho, respectivamente e são considerados (GIFFIN *et al.*, 2004; BEYNNON E FLEMING, 1998) ângulos que oferecem menor sobrecarga ao LCA, minimizando a probabilidade de deslocamento anterior da tíbia.

As variações na carga de trabalho, por sua vez, promoveram uma alteração significativa tanto no pico de cisalhamento anterior quanto no ângulo do joelho em que estes picos ocorreram. O aumento da carga de trabalho de 0 para 5 N, de 0 para 10 N e de 5 para 10 N, provocou um aumento significativo do pico de cisalhamento anterior tibiofemoral. A análise estatística dos dados indica que a variação da carga trabalho foi responsável por 85% da variação do valor máximo do componente da força de cisalhamento tibiofemoral.

Os estudos se apresentam de modo divergente em relação às sobrecargas de cisalhamento anterior encontradas para amplitudes de flexão do joelho superiores a

30°. Giffin *et al.* (2004) sugerem que a tensão no LCA é maior quando é aplicada uma força antero-posterior no joelho quando em 30° de flexão. No entanto, Mommersteeg *et al.* (1997) sugerem que o cisalhamento anterior apresenta magnitudes superiores quando são aplicadas forças de compressão e de cisalhamento independentemente da posição angular do joelho. Como os ângulos do joelho nos quais ocorre o pico de cisalhamento anterior são entre 134° e 131° (0 e 10 N), correspondendo a 46 e 49° de flexão do joelho, ainda é preciso atenção em relação às respostas do LCA à aplicação de sobrecargas articulares. Apesar da variação da carga de trabalho de 0 para 10 N ter provocado uma diminuição significativa no ângulo do joelho em que ocorreu o pico de cisalhamento anterior, cabe destacar que esta variação de ângulo de aproximadamente 3° é muito pequena e pouco representativa clinicamente.

Mediante as informações do pico de cisalhamento anterior tibiofemoral obtidas no presente estudo é possível sugerir que a carga de 0 N é a mais adequada para indivíduos em recuperação de lesões do LCA. Esta afirmação é feita partindo-se do pressuposto que estes indivíduos estão em fase inicial de recuperação após o tratamento cirúrgico ou após o tratamento conservador. Nesta fase, a movimentação articular em baixos níveis de sobrecarga auxiliam na recuperação (NEPTUNE E KAUTZ, 2000).

Outra informação interessante é que com menores picos de cisalhamento anterior no joelho, como ocorreu durante a pedalada com carga de trabalho de 0 N, os meniscos, as cartilagens tibiofemorais e, com menor importância, os ligamentos colateral lateral e colateral medial do joelho são menos exigidos. Tendo em vista a análise da função destas estruturas, (MERRILL, KNETSCHKE E FRIEDMAN, 1995; WILLIAMS, 1995; SISK, 1996; BERLET E FOWLER, 1998; IMRAN E O'CONNOR, 1998; NEPTUNE E KAUTZ, 2000) é possível indicar como mais indicadas às cargas menores para a pedalada em indivíduos com lesão em tais estruturas.

Considerando-se os resultados encontrados no presente estudo para os valores máximos do componente da força de cisalhamento tibiofemoral, rejeitar-se parcialmente a H1 tendo em vista a componente de força de cisalhamento anterior não apresentou alterações em resposta às mudanças na configuração da altura do selim. Da mesma forma rejeita-se parcialmente a H4 considerando-se que a magnitude do componente da força de cisalhamento não apresentou alteração com a variação da cadência de pedalada.

Retomando-se a H9, a partir dos resultados encontrados é possível sustentá-la parcialmente tendo em vista que o pico de cisalhamento anterior comportou-se de forma diretamente proporcional ao aumento na carga de trabalho.

5.3 VALOR MÍNIMO DO COMPONENTE DA FORÇA DE CISALHAMENTO TIBIOFEMORAL

Diferente do que foi apresentado nos resultados do valor máximo de cisalhamento articular, os resultados do valor mínimo do componente de força de cisalhamento tibiofemoral não poderão ser discutidos como pico de cisalhamento posterior. Isto porque ao analisarmos os resultados observamos que em parte dos dados coletados não houve aplicação de cisalhamento posterior tibiofemoral durante a pedalada. Com isso os resultados apresentados do valor mínimo do componente da força de cisalhamento tibiofemoral, por serem valores médios, acabam por representar o valor “menos anterior”.

Cabe observar que os valores de cisalhamento para serem considerados responsáveis pelo cisalhamento posterior devem apresentar sinal negativo conforme o sistema de referência utilizado no presente estudo. Entretanto as médias do pico mínimo de cisalhamento não apresentaram valores negativos indicando não provocar sobrecarga do ponto de vista do cisalhamento posterior.

Ainda assim os valores mínimos do componente de força de cisalhamento tibiofemoral não foram alterados com as variações da altura do selim, da cadência de pedalada ou da carga de trabalho investigadas no presente estudo. Da mesma forma o ângulo do joelho no qual ocorre o valor mínimo do componente de força de cisalhamento tibiofemoral não foram alterados com tais variações.

Além disso, os ângulos nos quais ocorrem os menores valores de cisalhamento (entre 128 e 138°, aproximadamente, correspondendo a 52 e 42° de flexão do joelho, respectivamente) não coincidem com o ângulo no qual o LCP está mais exposto à sobrecarga, em extensão completa (MOMMERSTEEG *et al.*, 1997).

A partir dos resultados encontrados não é possível sugerir posicionamento ou cadência de pedalada ou ainda carga de trabalho mais adequado para minimizar sobrecargas de cisalhamento posterior. Portanto, ao se retomar as hipóteses H1, H4 e H7, não é possível sustentá-las.

5.4 MOMENTO RESULTANTE MÁXIMO TIBIOFEMORAL

Para estimar o momento flexor resultante do joelho foram analisados os valores máximos do momento resultante tibiofemoral. A partir destes valores a sobrecarga muscular foi estimada como descrito por Ericson *et al.* (1986). Esta estimativa é possível de ser realizada visto que o momento articular resultante possui como maior componente o momento muscular (NIGG E HERZOG, 1994; WINTER, 1990;).

A variação da altura do selim não interferiu no pico do momento flexor resultante tibiofemoral. Estes achados diferem dos descritos por ERICSON *et al.* (1986) que observaram uma diminuição significativa do momento flexor resultante no joelho. Uma possível justificativa para as diferenças entre estes resultados pode ser as variações de altura do selim utilizada pelo referido estudo quando comparadas com as utilizadas no presente estudo. As variações de altura estudadas por Ericson *et al.* (1986) foram maiores (5 % para cima e 5 % para baixo em relação à altura do trocânter) do que as investigadas no presente estudo (em média 3,5 % da altura do trocânter).

No entanto quando a posição do selim foi alterada da posição de referência para a posição 3 cm para cima houve um aumento significativo do ângulo do joelho no qual ocorre o pico do momento flexor resultante tibiofemoral. A média do ângulo do joelho passa de 138,7° para 142,1°, correspondendo a, aproximadamente 41 e 38° de flexão do joelho.

Considerando-se que o momento flexor resultante do joelho representa uma maior sobrecarga nos músculos isquiotibiais, e conseqüentemente uma ativação predominante deste grupo muscular, a posição do selim 3 cm para cima é a que melhor protege o LCA e as demais estruturas responsáveis pela estabilização anterior da tibia. Isto se deve a importante contribuição dos músculos isquiotibiais evitando o deslocamento anterior da tibia, quando o joelho está com mais de 20° de flexão (IRMAN E O'CONNOR, 1998; SHELBURNE E PANDY, 1998). Conforme os resultados do ângulo do joelho na posição para cima, o pico do momento flexor resultante é mais próximo da extensão completa do joelho, amplitude na qual o LCA está mais exposto (BEYNNON E FLEMING, 1998; BEYNNON *et al.*, 1995).

A variação da cadência de pedalada não interferiu nos valores do momento flexor resultante. Estes resultados concordam com os apresentados por ERICSON *et al.* (1986) que não observaram alteração do momento flexor resultante do joelho com o aumento das cadências. Em seu estudo, as variações da cadência somente aumentaram significativamente o momento flexor resultante do quadril quando esta era aumentada para 100 rpm.

No entanto, pôde-se observar que o aumento da cadência provocou uma diminuição do ângulo do joelho de 143,1 para 135,6°. Estes resultados indicam que o pico do momento flexor resultante, que na cadência de 40 rpm ocorria aos 37° de flexão, aproximadamente, passa a ocorrer com o joelho em 45° de flexão, aproximadamente, na cadência de 70 rpm. Sendo assim, fundamentando-se na maior contribuição dos isquiotibiais para o pico do momento flexor resultante pode-se considerar que a cadência de 40 rpm é mais adequada para pacientes com sofrimento das estruturas estabilizadoras do deslocamento anterior da tibia, principalmente, o LCA do que a cadência de 70 rpm. Esta afirmação é feita visto que na cadência de 40 rpm, o pico do momento flexor resultante ocorre em um menor ângulo de flexão do joelho (IRMAN E O'CONNOR, 1998; BEYNNON E FLEMING, 1998; BEYNNON *et al.*, 1995).

Segundo Ericson *et al.* (1986) o aumento da carga de trabalho é a variável da pedalada que mais influencia o momento articular do joelho, tendo praticamente duplicado nas variações de 0 para 20 N e de 20 para 40 N. No presente estudo o aumento da carga de trabalho promoveu um aumento significativo no pico do momento flexor resultante tibiofemoral quando a carga foi aumentada de 0 para 5 N, de 5 para 10 N e de 0 para 10 N. E, apesar da magnitude das cargas de trabalho utilizadas no presente estudo serem menores do que as utilizadas por Ericson *et al.* (1986), o pico do momento resultante flexor tibiofemoral foi duplicado quando a carga variou de 0 para 10 N.

Os valores do ângulo do joelho no qual ocorreu o pico do momento flexor resultante analisado no presente estudo foi em torno de 140°, (que corresponde a, aproximadamente, 40 de flexão do joelho) não foi alterado pela variação da carga. Neste ângulo, a contração dos músculos flexores do joelho é muito importante, representando um reforço para o LCA e evitando o deslocamento anterior da tibia (BEYNNON E FLEMING, 1998; BEYNNON *et al.*, 1995).

Desta forma, considerando-se o momento flexor resultante tibiofemoral, as maiores cargas de pedalada (entre 0, 5 e 10 N) proporcionam uma maior solicitação dos flexores do joelho e, conseqüentemente uma maior proteção do LCA e das demais estruturas que auxiliam no deslocamento anterior da tibia (meniscos e ligamentos colateral medial e lateral).

Baseado nos resultados referentes ao momento máximo resultante tibiofemoral, rejeita-se parcialmente a H2 tendo em vista que este não foi alterado com as variações da altura do selim. A H5 foi confirmada, tendo em vista que o momento máximo resultante tibiofemoral não apresentou alterações significativas com o aumento da cadência de pedalada. Em relação a H8 não é possível sustentá-la tendo em vista que o máximo momento resultante na articulação tibiofemoral apresentou comportamento diretamente proporcional ao aumento da carga de trabalho.

5.5 MOMENTO RESULTANTE MÍNIMO TIBIOFEMORAL

Para estimar o momento extensor do joelho foram analisados os valores mínimos do momento resultante tibiofemoral. Estes, assim como descrito anteriormente, estimam a sobrecarga muscular (NIGG E HERZOG, 1994; WINTER, 1990).

As variações na altura do selim alteraram o pico do momento extensor do joelho. Estas diferenças ocorreram entre a posição de referência e a posição 3 cm para baixo e entre a posição 3 cm para cima e a posição 3 cm para baixo. Os resultados indicam que ao reduzir em 3 cm a altura do selim, ocorre aumento do momento extensor do joelho, independente da cadência e da carga de trabalho. Estes resultados contradizem os de Ericson *et al.* (1986) que observaram um aumento do pico do momento extensor no joelho com o aumento da altura do selim. No entanto, Nordeen-Snyder (1977) relata um aumento do consumo de oxigênio quando a posição do selim variou 5% para cima ou para baixo da posição de referência. Sabe-se que o VO_2 é diretamente dependente do esforço muscular. E no caso do ciclismo o esforço dos músculos extensores do joelho é determinante para a magnitude do momento extensor desta articulação (MARSH, MARTIN E SANDERSON, 2000).

Da mesma forma a variação da altura do selim da posição 3 cm para baixo para a posição 3 cm para cima, alterou o ângulo do joelho no qual ocorre o pico do momento extensor. Houve um aumento no ângulo do joelho em que ocorreu o pico do momento extensor com o aumento da altura do selim. Esta variação indica que, com o aumento de 6 cm na altura do selim, o momento extensor passa a apresentar seu pico em um ângulo de flexão do joelho menor (passando de 59° para 50° de flexão, aproximadamente). No entanto sabe-se que a partir dos 50° de flexão do joelho, durante os exercícios em cadeia cinética fechada, mesmo que apresentem contração predominante do quadríceps, o LCA está menos exposto à tensão (BEYNNON E FLEMING, 1998; BEYNNON *et al.*, 1995).

No entanto, considerando-se que o aumento do momento extensor resultante no joelho representa um aumento da participação dos músculos do quadríceps, é possível discutir se a participação predominando deste grupo muscular poderia causar um aumento da tensão sobre o LCA. Segundo Imran e O'Connor (1998) a contração dos músculos extensores do joelho gera tensão do tendão do quadríceps sobre a tuberosidade anterior da tíbia, tracionando-a anteriormente. Seguindo estes autores e extrapolando esta discussão com os resultados encontrados no presente estudo, discute-se se a posição do selim 3 cm para cima é a que menos expõe o LCA e as demais estruturas responsáveis pela estabilização anterior da tíbia a tensão. Apesar da pedalada em ciclo ergômetro ser um exercício em cadeia cinética fechada, pedalar na posição 3 cm para baixo aumenta a participação do quadríceps e esta situação expõe a articulação tibiofemoral instável a situações de risco de deslocamento anterior da tíbia (BEYNNON E FLEMING, 1998; IMRAN E O'CONNOR, 1998; BEYNNON *et al.*, 1995).

Por outro lado, remetendo-se aos resultados de ângulo do joelho no qual ocorre o pico do momento extensor tibiofemoral, a posição para baixo é a que apresenta o pico em um ângulo do joelho mais seguro onde a flexão do joelho é maior (NEPTUNE E KAUTZ, 2000; IMRAN E O'CONNOR, 1998, BEYNNON E FLEMING, 1998 BEYNNON *et al.*, 1995). Desta forma a posição para baixo, no que se refere ao ângulo do joelho é mais indicada para pacientes com instabilidade anterior tibiofemoral promovida por insuficiência do LCA, principalmente se houver lesão associada de menisco, desgaste da cartilagem tibiofemoral e dos ligamentos colateral lateral e medial (IMRAN E O'CONNOR, 1998).

No presente estudo o aumento da cadência (de 40 para 70 rpm) promoveu um aumento significativo no pico do momento extensor tibiofemoral, assim como no estudo realizado por Ericson *et al.* (1986). No entanto estes autores só encontraram alteração significativa quando a cadência era aumentada para 100 rpm, não apresentando alteração significativa entre as cadências menores (40, 60 e 80 rpm).

A relação força-velocidade muscular prevê um comportamento inverso dos momentos com a variação da cadência de pedalada (BAUN E LI, 2003). Entretanto os componentes inerciais podem aumentar as forças que agem sobre o pedal, justificando o aumento do pico do momento extensor tibiofemoral quando a cadência aumentou para 70 rpm. Este aumento pode ser justificado pelos baixos valores de cadência e de carga de trabalho manipulados no presente estudo. Conseqüentemente houve uma maior necessidade de contração muscular para o controle do movimento, sustentando o peso dos segmentos, do que para a propulsão do pedivela na fase descendente do pedal durante o ciclo de pedalada, comumente observada em estudos em ciclistas (DIFENTHAELER *et al.*, 2006; SOARES, 2004; CANDOTI, 2003; FREGLY E ZAJAC, 1996).

Além do pico do momento resultante extensor tibiofemoral, a variação da cadência de pedalada alterou o ângulo no qual este ocorreu. Na cadência de 40 rpm o pico do momento extensor ocorreu em um ângulo de 122,6°, e na cadência de 70 rpm em um ângulo de 128,6°, correspondendo a 57 e 51° de flexão do joelho, respectivamente.

A partir do resultado das variações do pico do momento extensor resultante tibiofemoral e do ângulo no qual este ocorre conclui-se que a cadência de 40 rpm é a mais indicada para indivíduos com instabilidade anterior visto que associa menor valor de pico do momento extensor resultante a sua ocorrência em um menor ângulo do joelho (que corresponde a um maior ângulo de flexão de joelho).

Em relação ao pico do momento extensor resultante tibiofemoral ao variar a carga de trabalho, observa-se um aumento significativo quando esta sofre um incremento de 5 para 10 N. Estes resultados são coerentes com os encontrados por Ericson *et al.* (1986) que relata um aumento no momento extensor do joelho com o incremento das cargas de trabalho, principalmente para a de 20 para a de 40 N. E, apesar de utilizar ciclo ergômetro reclinado, Gregor *et al.* (2002) observaram um aumento na magnitude do momento extensor resultante tibiofemoral durante a

pedalada em uma cadência entre 60 e 65 rpm, quando houve um aumento da carga de trabalho de 5 para 10 N.

Além do pico do momento extensor resultante tibiofemoral, o ângulo do joelho no qual este ocorre aumentou quando a carga de pedalada sofreu incremento de 0 para 5 N e de 5 para 10 N. A média do ângulo do joelho a 0 N foi de $123,1^\circ$, a 5 N foi de $124,5^\circ$ e a 10 N foi de $129,1^\circ$, correspondendo a 57, 55,5 e $41,9^\circ$ de flexão do joelho, respectivamente.

Observando os resultados de pico do momento extensor resultante tibiofemoral e do ângulo do joelho em que este ocorre, sugere-se que a carga de trabalho de 10 N é a menos indicada para pacientes com instabilidade anterior da tíbia, visto que causa um aumento no valor destas duas variáveis. Nesta carga de pedalada o quadríceps apresenta maior contribuição para a propulsão durante o ciclo de pedalada e este ocorre em um ângulo em que o LCA é suscetível à sobrecarga por tensão.

Portanto, rejeita-se a H3 tendo em vista que, com o aumento da altura do selim, houve uma diminuição do momento extensor resultante tibiofemoral. Aceita-se a H6 e a H9 ao constatar-se que o aumento da cadência e da carga de trabalho promoveram um aumento do pico do momento extensor resultante do tibiofemoral.

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Tendo em vista a vasta utilização do ciclo ergômetro na reabilitação de lesões do joelho, o presente estudo se propôs a investigar o comportamento dos picos dos componentes de compressão e de cisalhamento da força intersegmentar, assim como do momento resultante tibiofemoral durante pedalada em ciclo ergômetro ao variar a cadência, a carga de trabalho e a altura do selim. Para tanto foram utilizadas informações advindas da cinemetria e da dinamometria empregando-se a técnica da dinâmica inversa.

Retomando as hipóteses traçadas com base na revisão da literatura na fase inicial do presente estudo, foi possível concluir que:

- A H1 foi rejeitada tendo em vista que o pico do componente de compressão da força, o pico do componente máximo e o pico do componente mínimo de cisalhamento da força tibiofemoral não apresentaram alterações com as variações na altura do selim.
- A H2 foi rejeitada tendo em vista que o pico do momento resultante máximo tibiofemoral não apresentou alteração com as variações da altura do selim
- A H3 foi rejeitada tendo em vista que o pico do momento resultante mínimo tibiofemoral apresentou um comportamento inversamente proporcional às variações da altura do selim.
- A H4 foi rejeitada tendo em vista que o pico do componente de compressão da força tibiofemoral, o pico do componente máximo e do componente mínimo de cisalhamento da força tibiofemoral não apresentou alterações com as variações da cadência de pedalada.
- A H5 foi confirmada tendo em vista que o pico do momento máximo resultante tibiofemoral não apresentou alterações com as variações da cadência de pedalada.
- A H6 foi confirmada tendo em vista que o pico do momento mínimo resultante tibiofemoral apresentou um comportamento diretamente proporcional às variações da cadência de pedalada.
- A H7 foi confirmada parcialmente tendo em vista que o pico do componente de compressão da força tibiofemoral e o valor máximo de pico do

componente de cisalhamento da força tibiofemoral apresentaram um comportamento diretamente proporcional às variações de carga de trabalho. No entanto o valor mínimo do pico do componente de cisalhamento da força tibiofemoral não apresentou alterações com as variações da carga de trabalho.

- A H8 foi rejeitada tendo em vista que o pico do momento máximo resultante tibiofemoral apresentou comportamento diretamente proporcional à variação da carga de trabalho.

- A H9 foi confirmada tendo em vista que o pico do momento mínimo resultante tibiofemoral apresentou um comportamento diretamente proporcional a variação da carga de trabalho.

A análise do comportamento do pico da força intersegmentar e do momento resultante tibiofemoral realizada no presente estudo possibilitou concluir que a carga de trabalho de 0 N foi a mais adequada para diminuir a sobrecarga na articulação tibiofemoral. Esta redução possivelmente diminui a sobrecarga nos meniscos e na cartilagem condral tibiofemoral devido aos menores valores de pico dos componentes de compressão e de cisalhamento anterior da força tibiofemoral. Cabe ressaltar que seria possível aumentar a contribuição dos músculos extensores do joelho, aumentando a cadência de pedalada e diminuindo a altura do selim da posição 3 cm para cima para a 3 cm para baixo e da posição de referência para a 3 cm para baixo. Esta mudança altera o momento extensor tibiofemoral, aumentando a exigência muscular dos extensores do joelho.

Na mesma perspectiva, para diminuir uma possível sobrecarga no ligamento cruzado anterior, assim como nas estruturas estabilizadoras secundárias do deslocamento anterior (meniscos e ligamentos colaterais mediais e laterais), a altura do selim mais adequada seria a 3 cm para cima visto que diminui o momento extensor resultante tibiofemoral e faz com que o pico do momento flexor resultante tibiofemoral ocorra em um maior ângulo do joelho, mais próximo dos 150°. A cadência de 40 rpm seria também mais adequada neste caso pois diminui o pico do momento extensor resultante tibiofemoral e o ângulo do joelho no qual este ocorre. Quanto a carga de trabalho, a de 0 N apresentou menores valores de pico do componente da força de compressão e de cisalhamento anterior tibiofemoral e diminuiu o pico do momento extensor tibiofemoral, reduzindo possivelmente a tensão sobre o LCA. Paradoxalmente, na carga de trabalho de 10 N observou-se aumento do pico do momento flexor resultante tibiofemoral, que resulta em um aumento da

contribuição dos músculos flexores do joelho. Neste caso, é importante considerar o grau de instabilidade articular e o tipo de tratamento médico (conservador ou cirúrgico). No caso de tratar-se de um tratamento pós-cirúrgico é importante considerar o tipo de enxerto, o local de origem deste e ainda a fase de cicatrização do novo ligamento. Além disso, é necessário avaliar o que é mais importante na fase da reabilitação em que se encontra o paciente: a sobrecarga dos músculos isquiotibiais para o seu fortalecimento e a promoção da estabilização articular ou a diminuição das possíveis de sobrecarga ao LCA ou ao tecido do novo ligamento.

Da mesma forma é possível concluir que para indivíduos com insuficiência do LCP seria mais indicada a posição do selim 3 cm para baixo e a cadência de 70 rpm, visto que ocorre um aumento do pico do momento extensor tibiofemoral, sendo que este acontece em um ângulo do joelho menor do que 160° . Quanto a carga de trabalho a mais adequada seria a de 0 N, pois apresenta uma redução do pico do momento flexor resultante tibiofemoral.

REFERÊNCIAS

- AMADIO, A. C.; BAUMANN, W. Aspects of the methodology to determine the internal forces of the locomotor system. *Rev. Bras. Biomec.*, São Paulo, n.1, p.7 - 14, 2000.
- AMATUZZI, M. M.; GOLVEIA, J. L. F.; PADILHA, O. S. Tratamento cirúrgico das instabilidades anteriores crônicas do joelho. *Rev. Brasileira de Ortopedia*. n. 21, vol. 2, p. 37 - 42, 1996.
- AMIS, A.; DAWKINS, G. P. C. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg*. [Br] n. 2, vol. 73-B, p. 260 – 267, 1991.
- ANDERSON, A. F., LIPSCOMB, B. Analysis of rehabilitation techniques after anterior cruciate reconstruction. *American Journal of Sports Medicine*. n. 17, vol. 2, p. 154 - 160, 1989.
- ANDREWS J. G. Biomechanical Analysis of Human Motion. *Kinesiology* IV. American Association for Health, Physical Education, and Recreation. Washington. P. 32 – 42, 1974.
- BAUN, B. S.; LI, L. Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency. *Eletromyogr. Kinesiol.*, v. 13, p. 181-190, 2003.
- BERLET, G. C, FOWLER, J. P. The Anterior Horn of the Medial Meniscus. An Anatomic Study of its Insertion. *The American Journal of Sports Medicine*. Vol. 26, n. 4, 540-543, 1998.
- BERTUCCI, W.; GRAPPE, F.; GIRARD, A.; BETIK, A.; ROUILLON, J. D. Effects on the crank torque profile when changing pedalling cadence in level ground and uphill road cycling. *J. Biomech.* v. 38, n. 5, p. 1003 – 1010, 2005.
- BEYNNON, B. D.; JOHNSON, R. J.; FLEMING, B. C; PEURA, G. D.; RENSTRÖM, P. A., NICHOLS, C. E., POPE, M. H. The effect of functional knee bracing on the anterior cruciate ligament in the weight-bearing and non-weight-bearing knee. *American Journal of Sports Medicine*. vol. 25, p. 353 – 359, 1995.

BEYNNON, B. D.; JOHNSON, R. J.; FLEMING, B. C.; POPE, M. H.; RENSTRÖM, P. A., NICHOLS, C. E. Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in-vivo. **American Journal of Sports Medicine**. vol. 23, p. 24 – 34, 1995.

BEYNNON, B. D.; FLEMING, B. C. Anterior cruciate ligament strain in-vivo: A preview of previous work. **J. Biomech**. vol. 31, 519 – 523, 1998.

BOLLEN, S. R. Bask instructional lecture 3: Rehabilitation after ACL reconstruction. **The Knee**. n. 8, p. 75 - 77, 2001.

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

CALDWELL, G. E.; HAGBERG, J. M.; McCOLE, S. D. e LI, L. Lower Extremity Joint Moments During Uphill Cycling. **J. Appl. Biomech.**, v. 15, p. 166-181, 1999.

CANDOTTI, C. T. Características biomecânicas e fisiológicas da técnica de pedalada de ciclistas e triatletas. **Tese de Doutorado**. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2003.

CHAVARREN, J. CALBET, J. A. L. Cycling efficiency and pedaling frequency in road cyclists. **Eur. J. Appl. Physiol**. v. 8, p. 555-563, 1999.

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

DIEFENTHAELER, F.; BINI, R. R.; CARPES, F. P.; LIONELLO NETO, O. L.; NABINGER, E.; MOTA, C. B.; GUIMARAES, A. C. S. Assesment of the effects of saddle position on cyclists pedaling technique. **Med. Science Sports and Exerc**. v. 38, n. 5, 2006.

ERICSON, M. O.; BRATT, A.; NISELL, R.; NÉMETH, G. e EKHOLM, J. Load Moments about the knee joints during ergometer cycling. **Scand. J. Rehab. Med**. v. 18, p. 165-172, 1986.

FARIA, I.E. e CAVANAGH, P. The physiology and biomechanics of cycling. John Wiley e Sons, New York, 1978.

FREGLY, B. J.; ZAJAC, F. A state-space analysis of mechanical energy generation, absorption, and transfer during pedaling. **J. Biomech.** v. 29, p 81 – 90, 1996.

GIFFIN, J. R.; VOGRIN, T. M.; ZANTOP, T.; WOO, S. L-Y.; HARNER, C. D. Effects of increasing Tibial Slope on the Biomechanics of the Knee. **The American Journal of Sports Medicine.** vol. 32, n. 2, 376 – 382, 2004.

GREGOR, R.J. Biomechanics of cycling. in GARRRET, WE e KIRKENDALL, DT. **Exercise and Sport Science**, Lippincott Williams e Wilkins, Philadelphia, p. 515-537, 2000.

GREGOR, S. M., PERELL, K. L., RUSHATAKANKOVIT, S., MIYAMOTO, E., MUFFOLETTO, R., GREGOR, R. J. Lower extremity general muscle moment patterns in healthy individual during recumbent cycling. **Clinical Biomechanics.** v. 17, p. 123 - 129, 2002.

HULL, M.L. e DAVIS, R.R. Measurement of pedal loading in bicycling - I. Instrumentation. **J. Biomech.**, v. 14, p. 843 - 855, 1981.

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

HUNT, M.A., SANDERSON, D. J., MOFFET, H., INGLIS, T.: Interlimb asymmetry in persons with or without an anterior cruciate ligament insufficiency during stationary cycling. **Arch Phys Med Rehabil.** v. 85, p. 1475 - 1478, 2004.

IMRAN, A.; O'CONNOR, J. J. Control of knee stability after ACL injury or repair: interaction between hamstrings contraction and tibial translation. **Clin. Biomech.** v. 13, n. 3, p. 153 - 162, 1998.

KRABBE, B.; FARKAS, R.; BAUMANN, W.: Influence of inertia on intersegment moments of the lower extremity joints. **J. Biomech.** v. 30, n. 5, p. 517-519, 1997.

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

LOSS, Jefferson Fagundes. Efeitos de parâmetros inerciais obtidos através de diferentes procedimentos na determinação de forças e torques articulares resultantes. **Tese de Doutorado**. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2001.

LUCÍA A, HOYOS J, PÉREZ M, SANTALLA A, CHICHARRO J.L. Inverse relationship between VO₂máx and economy/efficiency in world-class cyclists. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 34, p. 2079 - 2084, 2002.

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

MALONE, A. A., DOWD, G. S. E., SAIFUDDIN, A. Injuries of the posterior cruciate ligament and posterolateral corner of the knee. **Injury, Int. J. Care Injured**. Vol. 37, p. 485 – 501, 2006.

MARSH, A. P. e MARTIN, P. E. The relationship between cadence, VO₂ and IEMG in a group of cyclists and non-cyclists. **Proceeding of NACOB II**. Chicago, 1992.

MARSH, A. P. e MARTIN, P. E. The relationship between cadence and lower extremity EMG in cyclists and non-cyclists. **Med. Sci. Sports Exerc**. v. 27, n. 2, p. 217 – 225, 1995.

MARSH, A.P.; MARTIN, P.E. e SANDERSON, D.J. Is a joint moment-based cost function associated with preferred cycling cadence? **J. Biomech.**, v. 33, p 173-180, 2000.

MERRILL, D. K., KNETSCHE, R. P. FRIEDMAN, R. Current Diagnosis e Treatment in Orthopedics. **J. Sports Medicine**. 128 –131, 1995.

MOMMERSTEEG, T. J. A.; HUISKES, R.; BLANKEVOORT, L.; KOOLOOS, J. G. M.; KAUER, J. M. G. An Inverse Dynamics Modeling Approach to Determine the Restraining Function of Human Knee Ligament Bundles. **J. Biomechanics**. Vol 30. n. 2, p. 139 - 146. 1997.

MOSELEY L. e JEUKENDRUP A. E. The reliability of cycling efficiency. ***Medicine and Science in Sports and Exercise***; v.33, p.621-627, 2001.

NABINGER, E. Desenvolvimento de um sistema de medição para análise biomecânica da pedalada de um ciclista. Dissertação de Mestrado. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 1997.

NELSON, E. W.; LAPRADE, R. F. The anterior intermeniscal ligament of the knee. Na anatomic study. *American Journal of Sports Medicine*. v. 28, p. 74 – 76, 2000.

NEPTUNE, R. R., KAUTZ, S. A. Knee joint loading in forward versus backward pedaling: implication for rehabilitation strategies. ***Clinical Biomechanics***. v. 15: p. 528 - 535, 2000.

NETO, C.D.; SCHMIDT, G.; CANDOTTI, C.T.; LOSS, J.F.; ZARO, M.A.; CERVIERI, A. e GUIMARÃES, A.C.S. Desenvolvimento de uma plataforma de força em pedal de ciclismo. ***Revista Brasileira de Biomecânica / Brazilian J. Biomech.***, v. 3, p. 39 - 44, 2001.

NEUMANN, R. D. Lesões do Ligamento Cruzado Anterior. In: Segredos em Ortopedia, respostas necessárias ao dia – a – dia em rounds, na clínica, em exames orais ou escritos. Porto Alegre: Artes Médicas, 307 – 312, 1996.

NIGG, B. M.; HERZOG, W. ***Biomechanics of the muscle-skeletal system***. Toronto, John Wiley e Sons, 1994.

NORDEEN-SNYDER, K. R. The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. ***Medicine and Science in Sports***. v. 9, n. 2, p. 113-117, 1977.

PASCHOAL, M. A. Avaliação cardiorrespiratória de esforço e programa de recondicionamento aeróbio em ciclo ergômetro para pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica. ***Rev. Bras. Fisioter.*** v. 6, n. 3, p. 119 - 125, 2002.

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

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.

REN, L.; JONES, R. K.; HOWARD, D. Dynamics analysis of load carriage biomechanics during level walking. ***J. Biomech.*** v. 38, p.853 – 863, 2005.

RUBY P, HULL M.L, HAWKINS D. Three-dimensional knee loading during seated cycling. ***J. Biomech.***; v. 25; p. 41-53, 1992.

RUGG, S.G. e GREGOR, R. J. The effect of seat height on muscle lengths, velocities and moment arm lengths during cycling. ***J. Biomech.*** v. 20, p. 899. 1987.

SANDERSON, D. J. The influence of cadence and power output on the biomechanics of the force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists. ***J. Sports Sci.*** v. 9, p.191 – 203, 1991.

SANTANA, D. C., TEIXEIRA, E. M, FILHO, J. S. Instabilidade anterior do joelho: radiologia e tratamento. ***Rev. Bras. Ortopedia***. v. 29, n. 5, p. 281 - 286, 1994.

SHELBOURNE, K. D., NITZ, P. Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. ***American Journal of Sports Medicine***. v. 18, n. 3, p. 292 - 296, 1990.

SHELBOURNE, K. D., WILCKENS, J. H., MOLLABASHY, A., DECARLO, M. Arthrofibrosis in acute anterior cruciate ligament reconstruction. The effect of timing of reconstruction and rehabilitation. ***American Journal of Sports Medicine***. v. 19, n. 4, p. 332 - 336, 1991.

SHELBOURNE, K. D.; PANDY, M. G. Determinations of cruciate-ligament loading during rehabilitation exercise. ***Clinic. Biomech.*** v. 13, p. 403-413, 1998.

SIMS, W. F., JACOBSON, K. E. The Posteromedial Corner of the Knee. Medial-Sided Injury Patterns Revisited. ***The American Journal of Sports Medicine***. v. 32, n. 2, 337 – 345, 2004.

SINCLAIR, P. J.; DAVIS, G. M., SMITH, R. M., CHEAM, B. S., SUTON, J. R. Pedal forces produced during neuromuscular electrical stimulation cycling in paraplegics. ***Clinical Biomechanics***. v.11, n. 1, p. 51 - 57, 1996.

SISK, T. D. Cirurgia Ortopédica de Campbell. São Paulo: Manole, v. 3, 1996.

SMACK, W.; NEPTUNE, R. R.; HULL, M. L. The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. ***J. Biomech.*** v. 32, p. 899 – 906, 1999.

SOARES, D.P. Caracterização da escolha da cadência preferida no ciclismo a partir de parâmetros biomecânicos e fisiológicos. ***Dissertação de Mestrado***. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2004.

SODEN, P., ADEYEFA, B. Forces applied to a bicycle during normal cycling. ***J. Biomech.***, v. 12, p. 527, 1979.

TEIXEIRA-SALMELA, L. F., AUGUSTO, A. C. C., SILVA, P. C., LIMA, R. C. M. e GOULART, F. Musculação e condicionamento aeróbio em hemiplégicos: impacto o desempenho motor. ***Rev. Bras. Fisioter.*** v. 7, n. 3, p. 209 - 215, 2003.

VECCHIA, E.D.; DUARTE, M.; AMADIO, A. C. Proposta metodológica para determinação de forças internas do aparelho locomotor humano. ***Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica***, Florianópolis, Brasil, p. 189 - 194, 1999.

VECCHIA, E.D.; DUARTE, M.; SERRÃO, J. C.; RODRIGUEZ, M. D.; AMADIO, A. C. Aspectos metodológicos para a determinação de cargas internas no segmento inferior humano. ***Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica***, Florianópolis, Brasil, p. 269 - 274, 1999.

WILLIAMS, P. L., WARNIRWICK, R. H. Gray Anatomia. São Paulo: Guanabara Koogan, v. 1: 1995.

WINTER D.A. Biomechanics and motor control of human movement. 2ª edição, Ed. Wiley–Interscience publication. NY. 1990.

WOLCHOCK, J. C., HULL, M. L., HOWELL, M. H. The effect of intersegmental knee moments on patellofemoral contact mechanics in cycling. ***J. Biomech.*** v. 31, p. 677 – 683, 1998.

WU, W. H.; HACKETT, T.; RICHIMOND, J. C. Effects of Meniscal and Articular Surface Status on Knee Stability, Function, and Symptoms after Anterior Cruciates Ligament Reconstruction. ***The American Journal of Sports Medicine.*** v. 30, n. 6, 845 – 850, 2002.

APÊNDICE 1: Termo de consentimento livre e esclarecido

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
LABORATÓRIO DE PESQUISA DO EXERCÍCIO
Projeto de Pesquisa: “Avaliação das forças e momento tibiofemoral durante
variações da pedalada: uma orientação para a reabilitação”
Pesquisadora: Aline Cavalheiro Tamborindeguy

Você está sendo convidado a participar de um projeto de pesquisa que estamos realizando. O objetivo deste trabalho é avaliar a sobrecarga na articulação joelho durante a pedalada em uma bicicleta ergométrica.

Caso você aceite participar, mediremos a força que você faz sobre o pedal da bicicleta e filmaremos os movimentos da sua perna direita enquanto você pedala. Solicitaremos que você pedale em diferentes velocidades, com o banco da bicicleta posicionado em diferentes alturas e com diferentes cargas. O tempo total do teste será de aproximadamente 10 minutos com intervalo de descanso.

Estes testes não acrescentam riscos. O desconforto associado é o seu deslocamento até o local e esforço físico leve para a execução do teste. Acreditamos que futuramente este estudo possa servir de orientação para o uso adequado da bicicleta ergométrica na reabilitação de lesões no joelho.

Para maiores informações, contatar com: Aline Tamborindeguy pelo telefone (051) 3316 5844 ou (051) 92242411.

É dada a garantia de que todas as informações serão utilizadas apenas para fins científicos e que sua identidade será preservada.

Você é livre para autorizar a sua participação e para se retirar da pesquisa a qualquer momento sem necessidade de justificativa.

Este termo de consentimento está sendo entregue em duas vias para que uma seja fique com você e a outra com a pesquisadora.

Eu declaro estar ciente e concordar em participar desta pesquisa.

.....
Aline Cavalheiro Tamborindeguy
Pesquisadora

.....
Assinatura do participante

Porto Alegre, de de 2006.

APÊNDICE 2: Rotina da matriz de desacoplamento de forças no pedal.

VN = input ('Voltagem Fnormal:');

VT = input ('Voltagem Ftang:');

a = 1

d = 1

AT = input ('Acoplamento Tang:');

AN = input ('Acoplamento Normal:');

c = -AT / VN

b = -AN / VT

VDN = [VN * a + AT * b];

VDT = [AN * c + VT * d];

disp ('Voltagem Normal Desacoplada:');

disp (VDN);

disp ('Voltagem Tangencial Desacoplada:');

disp (VDT);

FN = -193.6. / VDN

FT = 44. / VDT

disp ('Escala Força Normal:');

disp (FN);

disp ('Escala Força Tangencial:');

disp (FT);

APÊNDICE 3: Rotina da análise dos dados.

```

%Abrir os dados dos zeros do pedal antes
%Variáveis comuns aos dados cinéticos e cinemáticos receberão num
%1-cinéticos e 2-cinemáticos após o nome das mesmas.
%Carregando zero do pedal (*.mat)
h=msgbox('Input the zero pedal force');
waitfor(h);
uiopen('LOAD');
%Carregando dados de força (*.mat)
h=msgbox('Input the pedal forces');
waitfor(h);
uiopen('LOAD');
%separando os canais-força
Time1=data(:,1);
FN=data(:,2);
FT=data(:,3);
Ciclo=data(:,5);
Sinc=data(:,6);
%Total number of points
Npoints1=max(size(Time1));
%Ajustando o zero do pedal
FN=FN-FNmean;
FT=FT-FTmean;
clear ('FNmean','FTmean','h');

%Cortando o sinal de força após o sinc
plot(Sinc);
hold on;
h=msgbox('Choose the point that indicates the initial sinc');
waitfor(h);
[x,y]=ginput(1); % choose one point with mouse
x=round(x);
datacut1=x(1); %Determining the points to cut the signal
Time1=Time1(datacut1:Npoints1); %Cortando os sinais
FN=FN(datacut1:Npoints1);
FT=FT(datacut1:Npoints1);

```

```

Ciclo=Ciclo(datacut1:Npoints1);
close all;
clear('Sinc');
clear('x');
clear('y');
clear('datacut1');
clear('h');

%Filtrando ciclo e forca (FN e FT)
Npoints1=max(size(Time1));
TimeMax1=max(Time1);
TimeMin1=min(Time1);
TimeMax1=(TimeMax1-TimeMin1);
SR1=round(Npoints1/TimeMax1);    %Achando a frequencia de amostragem
SRr1=2*(10/SR1);                %relacao entre frequencia de corte e frequencia de
amostragem
[B,A]=butter(3,SRr1,'low');      %construindo o filtro butterworth de ordem 3
cicofilt=filtfilt(B,A,Ciclo);    %filtrando o sinal
clear('SRr1','TimeMax1','TimeMin1');
%Filtrando o sinal de forca
FN=filtfilt(B,A,FN);
FT=filtfilt(B,A,FT);
%Variavel cinematica para sincronizar com a forca
CentPedY=cinemetria(:,8);
Npoints2=max(size(CentPedY));

%Criando Variavel Tempo da cinemetria
SR2=180;                        %Sample rate = 180Hz
TimeMax2=Npoints2/SR2;          %Achando o tempo total de coleta
TimePoint=TimeMax2/Npoints2;    %Determinando a amostragem da cinemetria em
relacao ao tempo
Time2=(TimePoint:TimePoint:TimeMax2); %Variavel com o tempo da cinemetria
Time2=Time2';
clear('TimeMax2');

%Filtrando CentPedY
SRr2=2*(5/SR2);

```

```

[B,A]=butter(4,SRr2,'low');
CentPedY=filtfilt(B,A,CentPedY);
clear('B');
%Normalizando CentPedY pelo max do mesmo
ciclofiltmax2=max(ciclofilt);
ciclofilt2=ciclofilt/ciclofiltmax2;
clear('ciclofiltmax2','ciclofilt');
%Achando primeiro ponto max no ciclo
counter=0;
q=1;
for j= 1:Npoints1
    if ciclofilt2(j)>0.9 && ciclofilt2(j+1)>ciclofilt2(j) && q>0
        A=j;
        if A+101>Npoints1
            break
    end
    [Y,l]=max(ciclofilt2(A:A+100));
    counter = counter+1;
    Peak1(counter) = l+A-1;
    q = -100;          %tells us that we hit the top, and then wait 30 samples
end
    q=q+1;
end
Sinc1=min(Peak1);
%Normalizando CentPedY pelo max do mesmo
CentPedYmax2=max(CentPedY);
CentPedY2=CentPedY/CentPedYmax2;
clear('CentPedYmax2','CentPedY');
%Achando primeiro ponto max no CentPedY da cinemetria
counter=0;
q=1;
for j= 1:Npoints2
    if CentPedY2(j)>0.9 && CentPedY2(j+1)>CentPedY2(j) && q>0
        A=j;
        if A+100>Npoints2
            break
    end
end

```

```

[Y,l]=max(CentPedY2(A:A+50));
counter = counter+1;
Peak2(counter) = l+A-1;
q = -100;          %tells us that we hit the top, and then wait 30 samples
end
q=q+1;
end
clear('ciclofilt2','counter','Y','j','q','l','A','CentPedY2');
Sinc2=min(Peak2);
%Sincronizando dados de forza e video (primeiro PDV no 360)
%Recortar sinal de cinematria pelo Sinc2 (Sinc inicial)
cinematria=cinematria(Sinc2:Npoints2,:);
Time2=Time2(Sinc2:Npoints2);
Npoints2=max(size(cinematria));
clear('SR1');
Sinc1b=(Npoints2*3)+Sinc1;    %Definindo segundo ponto de corte da forza
%Recortar dados de forza a partir dos pontos de Sinc1 (Sinc inicial)
%p/o n de ciclos da cinematria (Sinc1b)
Time1=Time1(Sinc1:Sinc1b);    %Recortando forza no delta tempo
FN=FN(Sinc1:Sinc1b);
FT=FT(Sinc1:Sinc1b);
Ciclo=Ciclo(Sinc1:Sinc1b);
%Downsample do sinal de forza para 180Hz
Npoints1=max(size(Time1));
for i=1:Npoints1
    if i*3>Npoints1
        break
    end
    Time1a(i,1)=mean(Time1((i-1)*3+1:i*3));
    FNa(i,1)=mean(FN((i-1)*3+1:i*3));
    FTa(i,1)=mean(FT((i-1)*3+1:i*3));
    Cicloa(i,1)=mean(Ciclo((i-1)*3+1:i*3));
end
clear('i');
Time1=Time1a;
FN=FNa;
FT=FTa;

```

```

Ciclo=Cicloa;
clear('Time1a','FNa','FTa','Cicloa');

%Escalando as forcas no pedal
FN=FN*273.22;
FT=FT*123.78;
%Calculando a FR
FNpower=FN.*FN;
FTpower=FT.*FT;
Fplus=FNpower+FTpower;
FR=sqrt(Fplus);
clear('FNpower','FTpower','Fplus');

%Cinemetria
%separando os canais-cinemetria
TrocX=cinemetria(:,1);
TrocY=cinemetria(:,2);
JoeX=cinemetria(:,3);
JoeY=cinemetria(:,4);
TornX=cinemetria(:,5);
TornY=cinemetria(:,6);
CentPedX=cinemetria(:,7);
CentPedY=cinemetria(:,8);
PDVX=cinemetria(:,9);
PDVY=cinemetria(:,10);
PedAntX=cinemetria(:,11);
PedAntY=cinemetria(:,12);
PedPostX=cinemetria(:,13);
PedPostY=cinemetria(:,14);

%filtrando dados cinematicos
[B,A]=butter(4,SRr2,'low');           %construindo o filtro butterworth de ordem 4 (Reiserll,
2002)
TrocX=filtfilt(B,A,TrocX);           %filtrando o sinal
TrocY=filtfilt(B,A,TrocY);
JoeX=filtfilt(B,A,JoeX);
JoeY=filtfilt(B,A,JoeY);

```

```
TornX=filtfilt(B,A,TornX);
TornY=filtfilt(B,A,TornY);
CentPedX=filtfilt(B,A,CentPedX);
CentPedY=filtfilt(B,A,CentPedY);
PDVX=filtfilt(B,A,PDVX);
PDVY=filtfilt(B,A,PDVY);
PedAntX=filtfilt(B,A,PedAntX);
PedAntY=filtfilt(B,A,PedAntY);
PedPostX=filtfilt(B,A,PedPostX);
PedPostY=filtfilt(B,A,PedPostY);
clear('SRr2','A','B');

%Escalando cinematria pelo tamanho do PDV
pdv=0.170;      %Tamanho em m
distX=PDVX-CentPedX;
distY=PDVY-CentPedY;
PDV=mean(sqrt((distY.*distY)+(distX.*distX)));
escala=pdv./PDV;
%Determinando tamanho do segmento PDV
PDV=pdv;
clear('pdv');
%Escalando variaveis cinematicas
TrocX=escala.*TrocX;
TrocY=escala.*TrocY;
JoeX=escala.*JoeX;
JoeY=escala.*JoeY;
TornX=escala.*TornX;
TornY=escala.*TornY;
CentPedX=escala.*CentPedX;
CentPedY=escala.*CentPedY;
PDVX=escala.*PDVX;
PDVY=escala.*PDVY;
PedAntX=escala.*PedAntX;
PedAntY=escala.*PedAntY;
PedPostX=escala.*PedPostX;
PedPostY=escala.*PedPostY;
clear('escala');
```

```

%Massa dos segmentos (Dempster, 1955)
MassaTotal=input('Massa do individuo:');
MassaCoxa=MassaTotal.*0.1;
MassaPerna=MassaTotal.*0.0465;
MassaPePedal=MassaTotal.*0.0145;
%Momento de inercia (RO) (Dempster, 1955)
%Multiplicar RO pela massa e pela distancia
ROCoxa=0.323;
ROPerna=0.302;
ROPePedal=0.475;
%Local do centro de massa (Dempster, 1955)
%Coxa=43.3% do quadril
%Perna=43.3% do joelho
%Pe-pedal=50% do tornozelo

%Determinando tamanho do segmento coxa
distX=TrocX-JoeX;
distY=TrocY-JoeY;
Coxa=mean(sqrt((distY.*distY)+(distX.*distX)));
Coxavetor=sqrt((distY.*distY)+(distX.*distX));
%Determinando coordenadas do CM da coxa
CoxaCMx=TrocX-(distX*0.433);
CoxaCMy=TrocY-(distY*0.433);
%Determinando tamanho do segmento perna
distX=JoeX-TornX;
distY=JoeY-TornY;
Perna=mean(sqrt((distY.*distY)+(distX.*distX)));
Pernavetor=sqrt((distY.*distY)+(distX.*distX));
%Determinando coordenadas do CM da Perna
PernaCMx=JoeX-(distX*0.433);
PernaCMy=JoeY-(distY*0.433);
%Determinado tamanho do segmento pe-pedal
distX=TornX-CentPedX;
distY=TornY-CentPedY;
Pe=mean(sqrt((distY.*distY)+(distX.*distX)));
Pevetor=sqrt((distY.*distY)+(distX.*distX));
%Determinando coordenadas do CM do Pe

```

```

PeCMx=TornX-(distX*0.5);
PeCMy=TornY-(distY*0.5);
%Determinando segmento superficie do pedal
distX=PedAntX-PedPostX;
distY=PedAntY-PedPostY;
Pedal=mean(sqrt((distY.*distY)+(distX.*distX)));
clear ('distX','distY');

%Definindo vetores e calculando angulos articulares
%Hip-vertical (Tamanho do segmento vert1 em Y, cateto oposto)
SegVert1=TrocY-JoeY;          %Distancia e Y
SinHipAngle=SegVert1./Coxavetor; %Seno do angulo do quadril
HipAngle=SinHipAngle.*90;     %Angulo do quadril
%Knee-horizontal
SegVert2=JoeY-TornY;
SinKneeAngle1=SegVert2./Pernavetor;
SinKneeAngle2=SinHipAngle;
KneeAngle=(SinKneeAngle1.*90)+HipAngle;
%Ankle-horizontal
SegVert3=TornY-CentPedY;
SinAnkleAngle1=SinKneeAngle1;
SinAnkleAngle2=SegVert3./Pevetor;
AnkleAngle=(SinAnkleAngle1.*90)+(SinAnkleAngle2.*90);
%Pedal Angle
SegVert4=PedAntY-CentPedY;
SegAntPed=Pedal/2;
SinPedalAngle=SegVert4./SegAntPed;
PedalAngle=SinPedalAngle.*90;
clear('SegVert1','SegVert2','SegVert3','SegVert4','SegAntPed');
clear('SinPedalAngle','SinAnkleAngle1','SinAnkleAngle2');
clear('SinHipAngle','SinKneeAngle1','SinKneeAngle2','Pedal');
%Calculando o angulo do PDV
rvcrankR=[PDVX,PDVY]-[CentPedX,CentPedY];
rxcrankR=rvcrankR(:,1);
rzcrankR=rvcrankR(:,2);
rangcrR=atan2(rxcrankR,rzcrankR);
CrankAngle=(rangcrR*180/pi)+180;

```

```

clear('rvcrankR','rxcrankR','rzcrankR','rangcrR');
%Relative angle (PedalAngle + CrankAngle)
RelAngle=PedalAngle+CrankAngle;
RelAnglemin=min(RelAngle);
RelAngle=RelAngle-RelAnglemin;
%Effective force
Sin=sind(RelAngle);
Cosin=cosd(RelAngle);
FNperp=FN.*Sin;
FTperp=FT.*Cosin;
FE=FNperp-FTperp;
FE=-FE;
clear ('Sin','Cosin','FNperp','FTperp','RelAnglemin');
%Angulos do CM dos segmentos em relacao ao centro do sistema de coordenadas
%angulos em radianos/segundo
%Pe-Pedal
seg1=sqrt(PeCMx.^2)+(PeCMy.^2);
alfaCMPePedal=(PeCMy./seg1).*90;
alfaCMPePedal=(alfaCMPePedal*2*pi)./360;
%Perna
seg2=sqrt(PernaCMx.^2)+(PernaCMy.^2);
alfaCMPerna=(PernaCMy./seg2).*90;
alfaCMPerna=(alfaCMPerna*2*pi)./360;
%Coxa
seg3=sqrt(CoxaCMx.^2)+(CoxaCMy.^2);
alfaCMCoxa=(CoxaCMy./seg3).*90;
alfaCMCoxa=(alfaCMCoxa*2*pi)./360;
clear('seg1','seg2','seg3');
%Alavancas do centro de massa
Coxaprox=Coxa.*0.433;
Coxadist=Coxa.*0.5667;
Pernaprox=Perna.*0.433;
Pernadist=Perna.*0.5667;
Peproxis=Pe/2;
Pedist=Pe/2;

%Calculando velocidade linear

```

```

for i=1:Npoints2-1
    CoxaCMxSpeed(i,:)=(CoxaCMx(i+1,:)-CoxaCMx(i,:))/TimePoint;
    CoxaCMySpeed(i,:)=(CoxaCMy(i+1,:)-CoxaCMy(i,:))/TimePoint;
    PeCMxSpeed(i,:)=(PeCMx(i+1,:)-PeCMx(i,:))/TimePoint;
    PeCMySpeed(i,:)=(PeCMy(i+1,:)-PeCMy(i,:))/TimePoint;
    PernaCMxSpeed(i,:)=(PernaCMx(i+1,:)-PernaCMx(i,:))/TimePoint;
    PernaCMySpeed(i,:)=(PernaCMy(i+1,:)-PernaCMy(i,:))/TimePoint;
end
%Calculando aceleracao linear
for i=1:Npoints2-2
    CoxaCMxacelera(i,:)=(CoxaCMxSpeed(i+1,:)-CoxaCMxSpeed(i,:))/TimePoint;
    CoxaCMyacelera(i,:)=(CoxaCMySpeed(i+1,:)-CoxaCMySpeed(i,:))/TimePoint;
    PeCMxacelera(i,:)=(PeCMxSpeed(i+1,:)-PeCMxSpeed(i,:))/TimePoint;
    PeCMyacelera(i,:)=(PeCMySpeed(i+1,:)-PeCMySpeed(i,:))/TimePoint;
    PernaCMxacelera(i,:)=(PernaCMxSpeed(i+1,:)-PernaCMxSpeed(i,:))/TimePoint;
    PernaCMyacelera(i,:)=(PernaCMySpeed(i+1,:)-PernaCMySpeed(i,:))/TimePoint;
end
%Calculando velocidade angular
for i=1:Npoints2-1
    AnkleSpeed(i,:) = (AnkleAngle(i+1,:) - AnkleAngle(i,:))/TimePoint;
    KneeSpeed(i,:) = (KneeAngle(i+1,:) - KneeAngle(i,:))/TimePoint;
    HipSpeed(i,:) = (HipAngle(i+1,:) - HipAngle(i,:))/TimePoint;
    PedalAngSpeed(i,:)=(PedalAngle(i+1,:) - PedalAngle(i,:))/TimePoint;
    alfaCMPePedalSpeed(i,:)=(alfaCMPePedal(i+1,:) - alfaCMPePedal(i,:))/TimePoint;
    alfaCMPernaSpeed(i,:)=(alfaCMPerna(i+1,:) - alfaCMPerna(i,:))/TimePoint;
    alfaCMCoxaSpeed(i,:)=(alfaCMCoxa(i+1,:) - alfaCMCoxa(i,:))/TimePoint;
end
%Calculando aceleracao angular
for i=1:Npoints2-2
    AnkleAcelera(i,:) = (AnkleSpeed(i+1,:) - AnkleSpeed(i,:))/TimePoint;
    KneeAcelera(i,:) = (KneeSpeed(i+1,:) - KneeSpeed(i,:))/TimePoint;
    HipAcelera(i,:) = (HipSpeed(i+1,:) - HipSpeed(i,:))/TimePoint;
    PedalAngAcelera(i,:) = (PedalAngSpeed(i+1,:) - PedalAngSpeed(i,:))/TimePoint;
    alfaCMPePedalAcelera(i,:)=(alfaCMPePedalSpeed(i+1,:))
alfaCMPePedalSpeed(i,:))/TimePoint;
    alfaCMPernaAcelera(i,:)=(alfaCMPernaSpeed(i+1,:) - alfaCMPernaSpeed(i,:))/TimePoint;
    alfaCMCoxaAcelera(i,:)=(alfaCMCoxaSpeed(i+1,:) - alfaCMCoxaSpeed(i,:))/TimePoint;

```

```

end
clear('i');
%Aceleracao da gravidade
G = -9.80665;      %m/s2
%Calculando forcas Vertical e Horizontal com eixo de rotacao no CentPed
Angle1=(PedalAngle);    %Angulo entre a FN e o eixo y e FT e o eixo x
CosAngle1=cosd(Angle1);
FNinv=-FN;            %Forcas de reacao do pedal
FTinv=-FT;
FNvert=FNinv.*CosAngle1;    %Parcela da FN que contribui para a Fvert
FThORIZ=FTinv.*CosAngle1;    %Parcela da FT que contribui para a Fhoriz
Angle2=PedalAngle;
SenAngle2=sind(Angle2);
FNhoriz=FNinv.*(-SenAngle2);
FTvert=FTinv.*SenAngle2;
FTvert=FTvert;
Fvert=FTvert+FNvert;
Fhoriz=FThORIZ+FNhoriz;
clear('Angle1','Angle2','CosAngle1','SenAngle2');
%Ajustando Fvert e Fhoriz para o npoints das aceleracoes
Npoints3=max(size(PernaCMxaccelera));
Fvert=interpft(Fvert,Npoints3);
Fhoriz=interpft(Fhoriz,Npoints3);
%Calculo das forcas no tornozelo (X e Y)
FtornoX=(MassaPePedal.*PeCMxaccelera)-Fhoriz;
FtornoY=(MassaPePedal.*PeCMYaccelera)-(MassaPePedal.*G)-Fvert;
%Calculando dp das forcas em x e y em relacao ao CM do pe-pedal
dpFyCMPePed=PeCMx-CentPedX;    %Calculando dp da Fvert em x, em relacao ao CM
do pe-pedal
dpFxCMPePed=CentPedY-PeCMY;    %Calculando dp da Fhoriz em y, em relacao ao CM
do pe-pedal
dpFtornoXCMPePed=-dpFxCMPePed;    %Calculando dp da FtornoX em y, em relacao ao
CM do pe-pedal
dpFtornoYCMPePed=-dpFyCMPePed;    %Calculando dp da FtornoY em y, em relacao ao
CM do pe-pedal
%Ajustando dp's do CMPePed para o Npoints da aceleracao
dpFyCMPePed=interpft(dpFyCMPePed,Npoints3);

```

```

dpFxCMPePed=interpft(dpFxCMPePed,Npoints3);
dpFtornoXCMPePed=interpft(dpFtornoXCMPePed,Npoints3);
dpFtornoYCMPePed=interpft(dpFtornoYCMPePed,Npoints3);

%Calculando momento resultante no tornozelo
IPePedal=MassaPePedal.*((ROPePedal.*Pe).^2);
Mtorno=(IPePedal.*alfaCMPePedalAcelera)-(dpFtornoXCMPePed.*FtornoX)-
(dpFxCMPePed.*Fhoriz)-(dpFtornoYCMPePed.*FtornoY)-(dpFyCMPePed.*Fvert);
clear('alfaCMPePedal','alfaCMPePedalSpeed');
%Invertendo forcas e momento no tornozelo para o segmento perna
FtornoXinv=-FtornoX;
FtornoYinv=-FtornoY;
Mtornoinv=-Mtorno;
%Calculo das forcas no joelho (X e Y)
FkneeX=(MassaPerna.*PernaCMxacelera)-FtornoXinv;
FkneeY=(MassaPerna.*PernaCMyacelera)-(MassaPerna.*G)-FtornoYinv;
%Calculando dp das forcas em relacao ao CM da perna em x e y
dpFtornoxCMPerna=TornY-PernaCMy; %dp das Ftorno em relacao ao CM da perna
dpFtornoYCMPerna=PernaCMx-TornX;
dpFkneexCMPerna=JoeY-PernaCMy; %dp das Fknee em relacao ao CM da perna
dpFkneeyCMPerna=PernaCMx-JoeX;
%Ajustando dpy e dpx do CMPePed para o Npoints da aceleracao
dpFtornoYCMPerna=interpft(dpFtornoYCMPerna,Npoints3);
dpFtornoxCMPerna=interpft(dpFtornoxCMPerna,Npoints3);
dpFkneexCMPerna=interpft(dpFkneexCMPerna,Npoints3);
dpFkneeyCMPerna=interpft(dpFkneeyCMPerna,Npoints3);

%Momento resultante no joelho
IPerna=MassaPerna.*(ROPerna.*Perna).^2;
Mknee=(IPerna.*alfaCMPernaAcelera)-Mtornoinv -(dpFkneexCMPerna.*FkneeX)-
(dpFtornoxCMPerna.*FtornoXinv)-(dpFkneeyCMPerna.*FkneeY)-
(dpFtornoYCMPerna.*FtornoYinv);
clear('alfaCMPerna','alfaCMPernaSpeed');
%Invertendo forcas e momento no joelho para o segmento coxa
FkneeXinv=-FkneeX;
FkneeYinv=-FkneeY;
Mkneeinvs=-Mknee;

```

```

%Calculo das forcas no quadril (X e Y)
FhipX=(MassaCoxa.*CoxaCMxacelera)-FkneeXinv;
FhipY=(MassaCoxa.*CoxaCMyacelera)-(MassaCoxa.*G)-FkneeYinv;
%Calculando dp das forcas em relacao ao CM da coxa em x e y
dpFkneexCMCoxa=JoeY-CoxaCMY;    %dp das Fknee em relacao ao CM da coxa
dpFkneeyCMCoxa=CoxaCMx-JoeX;
dpFcoxaxCMCoxa=TrocY-CoxaCMY;    %dp das Fcoxa em relacao ao CM da coxa
dpFcoxayCMCoxa=CoxaCMx-TrocX;
%Ajustando dpy e dpx do CMPePed para o Npoints da aceleracao
dpFkneexCMCoxa=interpft(dpFkneexCMCoxa,Npoints3);
dpFkneeyCMCoxa=interpft(dpFkneeyCMCoxa,Npoints3);
dpFcoxaxCMCoxa=interpft(dpFcoxaxCMCoxa,Npoints3);
dpFcoxayCMCoxa=interpft(dpFcoxayCMCoxa,Npoints3);

%Momento resultante no quadril
ICoxa=MassaCoxa.*(ROCoxa.*Coxa).^2;
Mhip=(ICoxa.*alfaCMCoxaAcelera)-Mkneeinv                    -(dpFcoxaxCMCoxa.*FhipX)-
(dpFkneexCMCoxa.*FkneeXinv)-(dpFcoxayCMCoxa.*FhipY)-
(dpFkneeyCMPerna.*FkneeYinv);
clear('alfaCMCoxa','alfaCMCoxaSpeed');
%Calculando forcas X (cisalhamento) e Y (axial) com eixo de rotacao no Joelho
SegHoriz1=JoeX-TornX;
    SegHoriz1=interpft(SegHoriz1,Npoints3);
    Pernavetor=interpft(Pernavetor,Npoints3);
SinAngleA=SegHoriz1./Pernavetor;
AngleA=SinAngleA.*90;
CosAngleA=cosd(AngleA);
AngleB=90-AngleA;
CosAngleB=cosd(AngleB);
SinAngleB=AngleB./90;
%Fnormal a superficie do joelho (FNknee)
FNkneeY=FkneeY.*CosAngleA;
FNkneeX=FkneeX.*CosAngleB;
FNknee=FNkneeY+FNkneeX;
%Ftang a superficie do joelho (FTknee)
FTkneeY=FkneeY.*SinAngleA;
FTkneeX=FkneeX.*SinAngleB;

```

```

FTknee=FTkneeX-FTkneeY;
clear('SegHoriz1','AngleA','AngleB','CosAngleA','CosAngleB');
clear('SinAngleA','SinAngleB','FNkneeY','FNkneeX','FTkneeY','FTkneeX');
%Ajustando variaveis para o npoints das forcas e momento articular
AnkleAngle=interpft(AnkleAngle,Npoints3);
AnkleSpeed=interpft(AnkleSpeed,Npoints3);
AnkleAcelera=interpft(AnkleAcelera,Npoints3);
CentPedX=interpft(CentPedX,Npoints3);
CentPedY=interpft(CentPedY,Npoints3);
FN=interpft(FN,Npoints3);
FNhoriz=interpft(FNhoriz,Npoints3);
FNvert=interpft(FNvert,Npoints3);
FR=interpft(FR,Npoints3);
FT=interpft(FT,Npoints3);
FThoriz=interpft(FThoriz,Npoints3);
FTvert=interpft(FTvert,Npoints3);
Fhoriz=interpft(Fhoriz,Npoints3);
FhipX=interpft(FhipX,Npoints3);
FhipY=interpft(FhipY,Npoints3);
FkneeX=interpft(FkneeX,Npoints3);
FkneeY=interpft(FkneeY,Npoints3);
FtornoX=interpft(FtornoX,Npoints3);
FtornoY=interpft(FtornoY,Npoints3);
HipAcelera=interpft(HipAcelera,Npoints3);
HipAngle=interpft(HipAngle,Npoints3);
HipSpeed=interpft(HipSpeed,Npoints3);
JoeX=interpft(JoeX,Npoints3);
JoeY=interpft(JoeY,Npoints3);
KneeAngle=interpft(KneeAngle,Npoints3);
KneeSpeed=interpft(KneeSpeed,Npoints3);
PDVX=interpft(PDVX,Npoints3);
PDVY=interpft(PDVY,Npoints3);
PeCMx=interpft(PeCMx,Npoints3);
PeCMxSpeed=interpft(PeCMxSpeed,Npoints3);
PeCMy=interpft(PeCMy,Npoints3);
PeCMySpeed=interpft(PeCMySpeed,Npoints3);
PedAntX=interpft(PedAntX,Npoints3);

```

```

PedAntY=interpft(PedAntY,Npoints3);
PedPostX=interpft(PedPostX,Npoints3);
PedPostY=interpft(PedPostY,Npoints3);
PedalAngSpeed=interpft(PedalAngSpeed,Npoints3);
PedalAngle=interpft(PedalAngle,Npoints3);
PernaCMx=interpft(PernaCMx,Npoints3);
PernaCMxSpeed=interpft(PernaCMxSpeed,Npoints3);
PernaCMy=interpft(PernaCMy,Npoints3);
PernaCMySpeed=interpft(PernaCMySpeed,Npoints3);
Time2diff2=interpft(Time2,Npoints3);
TornX=interpft(TornX,Npoints3);
TornY=interpft(TornY,Npoints3);
TrocX=interpft(TrocX,Npoints3);
TrocY=interpft(TrocY,Npoints3);
%Normalizando CentPedY pelo max do mesmo
CentPedYmax2=max(CentPedY);
CentPedY2=CentPedY/CentPedYmax2;
clear('CentPedYmax2');

%define number of cycles
counter=0;
q=1;
for j= 1:Npoints3
    if CentPedY2(j)>0.9 && CentPedY2(j+1)>CentPedY2(j) && q>0
        A=j;

        if A+51>Npoints3
            break
        end
        [Y,I]=max(CentPedY2(A:A+50));
        counter = counter+1;
        Peak(counter) = I+A-1;
        q = -100;          %tells us that we hit the top, and then wait 30 samples
    end
    q=q+1;
end
%Defining ncycles to cut the signal

```

```

ncycles=counter-1
clear('CentPedY2','counter','Y','j','q','l','A','i');
%Cortando os primeiros ciclos de pedalada
[AnkleAngleall,AnkleAnglemean,AnkleAngleDP]=cutcycles5(AnkleAngle,Peak,ncycles);
[FEall,FEmedian,FESE]=cutcycles5(FE,Peak,ncycles);
[FNall,FNmean,FNDP]=cutcycles5(FN,Peak,ncycles);
[FNkneeall,FNkneemean,FNkneeDP]=cutcycles5(FNknee,Peak,ncycles);
[FRall,FRmean,FRDP]=cutcycles5(FR,Peak,ncycles);
[FTall,FTmean,FTDP]=cutcycles5(FT,Peak,ncycles);
[FTkneeall,FTkneemean,FTkneeDP]=cutcycles5(FTknee,Peak,ncycles);
[Fhorizall,Fhorizmean,FhorizDP]=cutcycles5(Fhoriz,Peak,ncycles);
[FkneeXall,FkneeXmean,FkneeXDP]=cutcycles5(FkneeX,Peak,ncycles);
[FkneeYall,FkneeYmean,FkneeYDP]=cutcycles5(FkneeY,Peak,ncycles);
[FhipXall,FhipXmean,FhipXDP]=cutcycles5(FhipX,Peak,ncycles);
[FhipYall,FhipYmean,FhipYDP]=cutcycles5(FhipY,Peak,ncycles);
[FtornoXall,FtornoXmean,FtornoXDP]=cutcycles5(FtornoX,Peak,ncycles);
[FtornoYall,FtornoYmean,FtornoYDP]=cutcycles5(FtornoY,Peak,ncycles);
[Fvertall,Fvertmean,FvertDP]=cutcycles5(Fvert,Peak,ncycles);
[HipAngleall,HipAnglemean,HipAngleDP]=cutcycles5(HipAngle,Peak,ncycles);
[KneeAngleall,KneeAnglemean,KneeAngleDP]=cutcycles5(KneeAngle,Peak,ncycles);
[KneeSpeedall,KneeSpeedmean,KneeSpeedDP]=cutcycles5(KneeSpeed,Peak,ncycles);
[Mkneeall,Mkneemean,MkneeDP]=cutcycles5(Mknee,Peak,ncycles);
[Mtornoall,Mtornomean,MtornoDP]=cutcycles5(Mtorno,Peak,ncycles);
[Mhipall,Mhipmean,MhipDP]=cutcycles5(-Mhip,Peak,ncycles); %Ajustando sinal Mhip
[PedalAngleall,PedalAnglemean,PedalAngleDP]=cutcycles5(PedalAngle,Peak,ncycles);
%[Time2all,Time2mean,Time2DP]=cutcycles5(Time2diff2,Peak,ncycles);
Npoints=length(FEall);
%Criando vetor angulo PDV
PDVangle=(1:1:360);
PDVangle=PDVangle';
%Calculating mean cadence - in RPM
for i=1:ncycles
    diffTime(i,:)=((Time1(Peak(i+1)))-(Time1(Peak(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');
%Calculando Torque - em N.m
Torque=FE.*PDV;
[Torqueall,Torquemedian,TorqueSE]=cutcycles5(Torque,Peak,ncycles);
MeanTorque=mean(Torqueall);
%Calculando Potencia - em Watts
VelAngularPDV=Cadence.*6;
VelAngularPDVrad=((VelAngularPDV).*(pi))./360;
MeanPO=(MeanTorque.*2).*(VelAngularPDVrad);
    %Calculando PO instantanea - em Watts
for A=1:ncycles
    for i=1:Npoints
        POall(i,A)=((Torqueall(i,A)).*2).*(VelAngularPDVrad(A));
    end
end
clear ('A','i')
POallR=POall./2;    %Right crank power
POmeanR=(mean(POall))';
POSD=(std(POall))';
%Calculando trabalho angular - em Joules - Winter (1990)
Workall=max(cumsum(POall))./360;
Workall=Workall.*TimeCadence;
WorkallR=Workall./2;
%Calculando pico de forca articular (max e min)
%e angulo do joelho em que ocorre
    %FNknee
[FNkneemax,I]=max(FNkneeall);    %Pico de forca e frame em que ocorre
FNkneemax=FNkneemax';    %Ajustando os dados em uma coluna
FNkneemaxPDV=round(PDVangle(I));    %Angulo do PDV referente ao pico max
KneeFNmax=round(KneeAnglemean(I));    %Angulo do joelho referente ao pico max
[FNkneemin,I]=min(FNkneeall);
FNkneemin=FNkneemin';

```

```

FNkneeminPDV=round(PDVangle(l));
KneeFNmin=round(KneeAnglemean(l));
%FTknee
[FTkneemax,l]=max(FTkneeall);
FTkneemax=FTkneemax';
FTkneemaxPDV=round(PDVangle(l));
KneeFTmax=round(KneeAnglemean(l));
[FTkneemin,l]=min(FTkneeall);
FTkneemin=FTkneemin';
FTkneeminPDV=round(PDVangle(l));
KneeFTmin=round(KneeAnglemean(l));
%Mknee
[Mkneemax,l]=max(Mkneeall);
Mkneemax=Mkneemax';
MkneemaxPDV=round(PDVangle(l));
KneeMmax=round(KneeAnglemean(l));
[Mkneemin,l]=min(Mkneeall);
Mkneemin=Mkneemin';
MkneeminPDV=round(PDVangle(l));
KneeMmin=round(KneeAnglemean(l));
clear('l');
%Valor medio das curvas de momento articular de cada ciclo
MeanMtorno=mean(Mtornoall);
MeanMtorno=MeanMtorno';
MeanMknee=mean(Mkneeall);
MeanMknee=MeanMknee';
MeanMhip=mean(-Mhipall); %Ajustando sinal Mhip
MeanMhip=MeanMhip';
%Calculating the absolute values of joint moments - Marsh et al.,2000
Npoints4=length(Mtornoall);
MtornoABSall=median(abs(Mtornoall)); %Median value of abs joint moment
MhipABSall=median(abs(Mhipall));
MkneeABSall=median(abs(Mkneeall));
Costfunct=MtornoABSall+MhipABSall+MkneeABSall;
Costfunctmedian=median(Costfunct);
CostfunctSE=(std(Costfunct))/ncycles;

```

```

%MAnkleABSallR2=(cumsum(abs(MAnkleallR)))./Npoints4;    %Cummulative sum of joint
moment
%Calculating the instant power of joint moments
%Changing angular speed from degrees/sec to rad/sec
factor=(2*pi)/360;
AnkleSpeed2=AnkleSpeed.*factor;
KneeSpeed2=KneeSpeed.*factor;
HipSpeed2=HipSpeed.*factor;
clear('factor');
%Instant joint power
PowerAnkle=Mtorno.*AnkleSpeed2;
PowerKnee=Mknee.*(-KneeSpeed2);
PowerHip=-Mhip.*HipSpeed2;
%Cutting power in the selected cycles
[PowerAnkleall,PowerAnklemedian,PowerAnkleSE]=cutcycles5(PowerAnkle,Peak,ncycles);
[PowerKneeall,PowerKneemedian,PowerKneeSE]=cutcycles5(PowerKnee,Peak,ncycles);
[PowerHipall,PowerHipmedian,PowerHipSE]=cutcycles5(PowerHip,Peak,ncycles);
%Calculating joint work and power of all joints
AnkleWorkall=max(cumsum(PowerAnkleall))./360;
AnkleWorkall=AnkleWorkall.*TimeCadence;
KneeWorkall=max(cumsum(PowerKneeall))./360;
KneeWorkall=KneeWorkall.*TimeCadence;
HipWorkall=max(cumsum(PowerHipall))./360;
HipWorkall=HipWorkall.*TimeCadence;
JointPowerall=PowerAnkleall+PowerKneeall+PowerHipall; %Lower limb power
%Calculating ratio of joint work by total joints work (% of total joints work)
TotalJointWork=AnkleWorkall+KneeWorkall+HipWorkall;
AnkleWorkratio=AnkleWorkall./TotalJointWork;
KneeWorkratio=KneeWorkall./TotalJointWork;
HipWorkratio=HipWorkall./TotalJointWork;
%Compactando dados de cadencia para exportar
s = xlswrite('readydata.xls', Cadence, 'Cadence', 'B2');
%Compactando dados angulares para exportar
Exportdata1=[PDVangle,AnkleAnglemean,AnkleAngleDP,KneeAnglemean,KneeAngleDP,Hi
pAnglemean,HipAngleDP];
s = xlswrite('readydata.xls', Exportdata1, 'angle', 'A2');
%Compactando dados de forza e momento no joelho para exportar

```

```
Exportdata2=[FNkneemax,FNkneemaxPDV,KneeFNmax,FNkneemin,FNkneeminPDV,Knee
FNmin,FTkneemax,FTkneemaxPDV,KneeFTmax,FTkneemin,FTkneeminPDV,KneeFTmin,M
kneemax,MkneemaxPDV,KneeMmax,Mkneemin,MkneeminPDV,KneeMmin];
s = xlswrite('readydata.xls', Exportdata2, 'knee', 'B2');
%Compactando dados medios de forza no pedal e momentos para exportar
Exportdata3=[PDVangle,Mtornomean,MtornoDP,Mkneemean,MkneeDP,Mhipmean,MhipDP];
s = xlswrite('readydata.xls', Exportdata3, 'force', 'A2');
%Compactando dados medios dos momentos para exportar
Exportdata4=[MeanMtorno,MeanMknee,MeanMhip];
s = xlswrite('readydata.xls', Exportdata4, 'moment', 'B2');
%Compactando dados de potência para exportar
Exportdata5=[PDVangle,POmeanR,POSD,PowerAnklemedian,PowerAnkleSE,PowerKneem
edian,PowerKneeSE,PowerHipmedian,PowerHipSE];
s = xlswrite('readydata.xls', Exportdata5, 'power', 'A2');
%Compactando dados medios de trabalho para exportar
Exportdata6=[AnkleWorkall',KneeWorkall',HipWorkall',TotalJointWork',WorkallR'];
s = xlswrite('readydata.xls', Exportdata6, 'work', 'B2');
%Compactando dados medios de trabalho para exportar
Exportdata7=[AnkleWorkratio',KneeWorkratio',HipWorkratio'];
s = xlswrite('readydata.xls', Exportdata7, 'work', 'G2');
uisave;
```