

Artigo Original

Efeitos de diferentes sistemas de pedivela sobre a ativação muscular durante ciclismo incremental máximo

Running title: Effects of different crank systems on muscle activity during incremental maximal cycling

Frederico Dagnese¹

Felipe Pivetta Carpes²

Elisandro de Assis Martins¹

Carlos Bolli Mota^{1,2}

¹Universidade Federal de Santa Maria, Laboratório de Biomecânica, Santa Maria, RS, Brasil.

²Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Laboratório de Pesquisa do Exercício, Porto Alegre, RS, Brasil.

Grupo de Estudo e Pesquisa em Ciclismo, GEPEC, www.ufsm.br/gepec

Resumo - Estudos prévios com sistemas de pedivela não circulares sugerem que alterações na magnitude da ativação muscular poderiam ocorrer. No entanto, nenhum estudo prévio avaliou esta questão. O objetivo deste estudo foi comparar a magnitude da ativação muscular entre o sistema de pedivela não-circular (Rotor RS IV) e um convencional durante teste progressivo máximo no ciclismo. Sete ciclistas MTB completaram dois testes incrementais, separados por 48 horas, sendo um com cada sistema de pedivela. Após 5 minutos de aquecimento com carga de 100 W, foram adicionados 30 W/minuto até a exaustão dos sujeitos. A potência, cadência de pedalada, frequência cardíaca e EMG de superfície foram monitorados. Eletrodos de superfície foram fixados no hemitórax direito nos músculos rectus femoris, vastus medialis, bíceps femoris e gastrocnêmio medialis. A potência, cadência de pedalada e frequência cardíaca foram comparadas usando teste-t pareado. Os dados EMG foram normalizados pela carga de 100 W e comparados usando um modelo linear geral considerando os sistemas de pedivela, as cargas do teste incremental e $\alpha = 0.05$. Nenhuma diferença significativa ou interação foram encontrados para as variáveis analisadas. Os resultados demonstraram que o sistema de pedivela não-circular testado não modifica a magnitude da ativação muscular durante teste progressivo máximo em ciclistas de MTB treinados.

Palavras-chave: sistemas não-circulares, ativação muscular, membros inferiores, vasto lateral, mountain-bike.

Abstract - Previous studies evaluating noncircular chainrings suggest that changes in muscle activation would occur. However, no previous study addressed this question. The aim of this study was to compare the level of muscular activity between a conventional and a noncircular chainring system (Rotor Cranks®) during incremental maximal cycling. Seven MTB cyclists completed two incremental tests, separated for 48 hours, one for each crank system. After five minutes of warm up, the test started with workload of 100 W, which was increased in 30W every minute until exhaustion. Power output, pedaling cadence heart rate and surface EMG were monitored. EMG was recorded from the right rectus femoris, vastus medialis, biceps femoris and gastrocnemius medialis. Power output, pedaling cadence heart rate were

compared using paired t-test. The EMG data were normalized to the 100 W workload and compared using a general linear model considering crank system and workload and $\alpha = 0.05$. No significant effects or interaction were found for the variables analyzed. The present results do not support effects of the non-circular chainring tested on lower limb muscle activation during incremental cycling in trained MTB cyclists.

Key Words: non-circular chainrings, muscle activity, lower limb, vastus lateralis, mountain-bike.

INTRODUÇÃO

Os atletas de ciclismo têm dedicado uma atenção cada vez maior sobre a importância do papel dos acessórios e partes móveis de suas bicicletas sobre o desempenho. Dentre os equipamentos com alterações mais significativas em sua concepção original estão os chamados sistemas de pedivelas não-circulares. Estes sistemas buscam otimizar principalmente a fase de propulsão da pedalada, principal fase do ciclo da pedalada pelo fato de permitir a geração da grande parte do trabalho total realizado ¹ devido à atuação de forma mais destacada de músculos superficiais, como o grupo vastii ^{2,3,4,5,6,7,8}.

A geometria desses sistemas tem buscado minimizar os efeitos dos pontos mortos da pedalada (ponto morto superior e inferior), justamente quando o pedivela fica em uma orientação vertical. São nestes pontos onde a efetividade da força aplicada é menor ⁹. Estratégias como a mudança no comprimento do pedivela ao longo do ciclo e no ângulo de avanço em relação à vertical ^{4,7,10}, mudanças na geometria ² e no deslocamento do centro de rotação da coroa ⁸ tem sido as mais observadas.

A partir da liberação por parte da União Ciclística Internacional (UCI), em que o uso do Rotor Cranks foi oficializado em provas oficiais, foi observado um aumento do número de atletas utilizando o sistema. O sistema foi teorizado no fato de que com a modificação da velocidade angular do pedivela, menor na fase de propulsão e maior na de recuperação em comparação à um convencional, poderia haver uma melhor cooperação entre pernas que poderia conduzir a uma maior efetividade na pedalada ¹¹. Adicionalmente, reflexos em termos de redução do gasto energético e retardo da fadiga muscular seriam

observados¹². No entanto, Kautz & Hull ¹³ relataram que o ótimo desempenho predito pelo custo funcional parece se opor às expectativas baseadas na mecânica muscular, justificando os achados da grande parte dos estudos onde foram encontrados incrementos no desempenho anaeróbico, e não no aeróbico, por parte de sistemas de pedivela não-circulares ^{4,5,6,7,8,10,12,14}.

Muitos destes estudos sugeriram que os resultados encontrados para sistemas não-circulares estariam relacionados a alterações na atividade elétrica muscular quando utilizando tais sistemas ^{10,12,15,16}, as quais poderiam ser observadas por meio da eletromiografia¹⁷. Smith et al ¹⁸ foram os primeiros a avaliar os efeitos de um sistema com pedivelas independentes sobre a ativação muscular em membros superiores, observando que quanto maior o grau de independência dos pedivelas maiores são as alterações, principalmente nos músculos vastus lateralis e gastrocnemius medialis. Com a alteração da orientação do pedivela em relação ao maior e menor diâmetro de uma coroa elíptica, Neptune, Herzog ¹⁸ verificaram que dependendo do ajuste adotado podem ser ou não observadas diferenças significativas na magnitude da ativação em músculos do membro inferior.

Recentemente, Carpes et al ¹⁵, observaram alterações na cinemática da pedalada utilizando o sistema Rotor[®] RS IV em exercício submáximo. O aumento da amplitude do movimento (quadril, joelho, tornozelo e pedal) e a redução de sua variabilidade (rotação da tíbia) conduziram à formulação de hipóteses relacionadas a possíveis alterações na atividade elétrica dos músculos do membro inferior em resposta ao uso do sistema. Alguns estudos prévios as suportam, verificando que pequenas alterações na cinemática de articulações do membro inferior são suficientes para causar alterações em termos de características da ativação muscular e da efetividade da força aplicada no pedal do membro inferior ^{19,20,21}.

Existe a necessidade em serem verificados os efeitos da alteração no equipamento sobre o esforço muscular experimentado pelos atletas. Desde a construção do sistema Rotor[®] e seus efeitos frente a aspectos fisiológicos, como a eficiência do movimento ^{5,10,12,16}, e biomecânicos, sobre os padrões angulares ¹⁵, nenhum estudo buscou quantificar a ativação muscular como forma de propor e até mesmo comprovar hipóteses referentes a atividade elétrica muscular.

Dessa forma, o objetivo deste estudo foi comparar a magnitude da ativação elétrica de quatro músculos do membro inferior - *rectus femoris*, *vastus lateralis*, *bíceps femoris (cabeça longa)* e *gastrocnemius medialis* - de ciclistas treinados durante testes progressivos máximos (TPM) quando utilizando sistemas de pedivela convencional e Rotor® RS IV. Uma maior taxa de produção de potencia e alterações na atividade muscular poderiam fundamentar pequenas alterações no desempenho usando sistemas não-circulares, conforme sugeriram estudos prévios.

PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética local (número do protocolo 01520.0.243.000-07). Fizeram parte do grupo 7 ciclistas da modalidade mountain bike com tempo de treinamento e participação em competições a nível estadual e nacional de no mínimo 5 anos e com volume de treino semanal de aproximadamente 300 km. Apenas 2 sujeitos que nunca haviam pedalado antes com o sistema Rotor® RS IV realizaram uma adaptação.

Uma bicicleta Scott modelo MTB foi fixada sobre um ciclossimulador Computrainer Pro Lab3D (Racer Mate Inc, Seattle, EUA) com frenagem eletromagnética. O controle da variável cadência, o ajuste da carga de trabalho e o monitoramento da frequência cardíaca foram feitos continuamente via *software* (CompuTrainer CS 1.6).

Os ajustes em equipamentos (selim e guidão) foram registrados na primeira avaliação de maneira que na segunda permanecessem exatamente iguais para todos os atletas. O comprimento dos pedivelas testados foi de (170 mm) e todos sujeitos usaram pedais com clipe. Todos os testes foram realizados com a mesma pressão de ar na roda traseira (50 lbs) e iniciaram no mesmo horário do dia em ambiente devidamente iluminado e com controle de temperatura.

Na semana antecedente às avaliações, os sujeitos que nunca haviam pedalado com o sistema Rotor foram submetidos a um protocolo de adaptação à mecânica diferenciada proporcionada pelo sistema baseando-se em achados de Neptune & Herzog¹⁸ em estudo com sistema de pedivela não-circular. Uma resistência de frenagem entre 100 e 200 W, com cadência de pedalada

preferida foram estipulados e respeitados por um período de tempo de aproximadamente 15 minutos.

O primeiro sistema de pedivela a ser testado foi o convencional (CONV) para parte dos sujeitos, sendo que 48 horas depois testado o não-circular (ROT), e vice-versa para a outra parte dos sujeitos. A disponibilidade de apenas uma unidade do ROT limitou a randomização dos testes por questões de instalação e desinstalação do sistema na bicicleta. O protocolo de avaliação consistiu na realização de um teste progressivo máximo (TPM) com cada sistema, caracterizado por um período de aquecimento de 5 minutos com carga de 100 W e incrementos de 30 W a cada minuto ²². Orientou-se para que os atletas utilizassem a mesma cadência de pedalada nos dois testes a fim de manter similar a velocidade de contração muscular. Os testes foram finalizados pela exaustão voluntária máxima dos participantes a partir do momento em que não foi possível a manutenção da cadência de pedalada e da carga de trabalho.

A atividade elétrica muscular foi mensurada por meio de um Eletromiógrafo (*Lynx 1200 Tec. Eletrônica, Brasil*) nos músculos *rectus femoris*, *vastus lateralis*, *bíceps femoris (cabeça longa)* e *gastrocnemius medialis* do membro inferior direito. Todos os procedimentos em termos de posicionamento e limpeza da pele para fixação dos eletrodos foram adequados às recomendações da SENIAM ²³, sendo verificado o grau de impedância após 5 minutos com o sujeito em repouso na posição sentada, que esteve sempre entre 1 e 5 ohms, graus estes considerados ótimos ²⁴.

Pares de eletrodos bipolares constituídos por Ag-AgCl, distanciados entre si por 25 mm, foram fixados sobre o ventre muscular, e um eletrodo de referência fixado em local neutro (tuberosidade da tíbia). Após devidamente fixados sobre a pele, marcou-se com caneta a posição dos eletrodos de forma a facilitar a identificação e reposição dos eletrodos na avaliação seguinte. Com a própria bermuda do ciclista e a fixação de fitas adesivas minimizou-se a movimentação dos cabos e artefatos envolvidos nas coletas.

A coleta dos sinais eletromiográficos foi realizada após 5 minutos em situação de repouso, no período final do aquecimento e durante os 20 s finais de cada estágio de incremento de carga. Um goniômetro foi adequadamente fixado no joelho para determinação do início e fim dos 15 ciclos de pedalada

analisados, sendo que os valores mínimos e máximos correspondentes à mínima e máxima extensão do joelho, respectivamente. Os dados brutos foram submetidos a um filtro digital Butterworth de 5ª ordem (passa-banda de 10 Hz a 500 Hz). A magnitude do sinal RMS de cada músculo foi analisada a partir de um valor médio de 15 ciclos de pedalada com taxa de amostragem de 2000 Hz. O valor de *root-mean-square* (RMS) foi analisado em janelas de 40 ms²⁵ e utilizado para representar a magnitude da atividade muscular devido a sua alta correlação com o número de unidades motoras ativas²⁶. O valor RMS encontrado para a primeira carga do teste incremental adotada como critério para a normalização dos dados²⁷. O processamento e análise de dados foram realizados no software AqDAnalysis (Lynx Tecnologia, São Paulo, Brasil).

O posicionamento dos atletas na bicicleta foi feito de acordo com a literatura para o ajuste do selim^{28,29,30} e guidão³¹. O nível de competitividade mostra-se influente no recrutamento muscular³², justificando o recrutamento de um grupo de estudo com tempo e volume de treinamento semanal semelhantes. O controle da cadência de pedalada^{33,34,35} foi necessário objetivando manter muito próxima de constante a velocidade de contração para identificar prováveis alterações na magnitude da ativação muscular apenas em função do sistema de pedivela não-circular (ROT).

Os ciclistas foram avaliados com um sistema de pedivela convencional (XT, Shimano Corp., Japan) e um Rotor®, em seu modelo RS IV (Rotor Technologies, Spain). O sistema Rotor® foi ajustado na posição 1, correspondente à 15° de defasagem angular quando o pedivela é posicionado na vertical (ponto morto superior). Existem quatro ajustes disponíveis no sistema que permitem alterar a defasagem angular entre os braços do pedivela: 116° (posição 1), 122° (posição 2), 128° (posição 3) e 134° (posição 4), considerando o início do ciclo do pedivela em 0° (ponto morto superior). O sistema Rotor® permite um movimento angular relativo entre o braço direito e esquerdo regulados por um rolamento excêntrico que permite o ajuste dos mesmos de forma a se obter os graus de defasagem angular permitidos no decorrer do ciclo, sem qualquer movimento abrupto entre os pedivelas (Figura 1). Este sistema tem sido detalhadamente descrito em estudos prévios^{5,10,12,16}.



Figura 1. Padrão de movimento do sistema Rotor ao longo do ciclo de pedalada.

A normalidade dos dados foi confirmada pelo teste de Shapiro-Wilk. A esfericidade foi avaliada pelo teste de Mauckly com correções de epsilon de Greenhouse-Geisser quando aplicáveis. As interações entre os sistemas de pedivela e cargas durante o teste incremental foram analisadas por meio de análise de variância ANOVA de modelo misto (2 pedivelas x 9 cargas) com teste *pos-hoc* de Bonferroni para múltiplas comparações. O pacote estatístico utilizado foi o SPSS versão 13.0 (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc., EUA), considerando nível de significância de 0,05.

RESULTADOS

O grupo de estudo apresentou idade média de 25 ± 4 anos, estatura de $1,78 \pm 0,09$ m e massa corporal de $74,5 \pm 10$ kg. A cadência (rpm), potência máxima (W), FCmáx (bpm) e tempo dos testes (min) não diferiram significativamente entre os sistemas Rotor e convencional (106 ± 4 rpm e 106 ± 5 rpm; 357 ± 34 W e 366 ± 36 W; 183 ± 12 bpm e 185 ± 19 bpm; $14,2 \pm 1,66$ min e $14,18 \pm 1,23$ min), respectivamente. O estágio de 370 W foi o último atingido por todos os sujeitos, justificando os procedimentos para as análises estatísticas. Potências acima desta foram atingidas em raras situações.

A figura 2 apresenta a magnitude da ativação RMS por parte de cada músculo quando comparados os dois sistemas no decorrer do protocolo de carga incremental. Para o vastus lateralis, O RMS não diferiu entre os sistemas de pé-de-vela [$F(1,6)=0.846$; $P=0,393$; $\chi^2=0,124$]. O RMS aumentou de maneira estatisticamente significativamente, para ambos os sistemas, em resposta ao aumento da carga [$F(8,48)=44,499$; $P<0,01$; $\chi^2=0,881$] mas não houve interação entre o sistema de PDV e a carga [$F(8,48)=0.756$; $P=0,642$; $\chi^2=0,112$]. O RMS para o rectus femoris não diferiu entre os sistemas de pé-de-vela [$F(1,6)=0.019$; $P=0,894$; $\chi^2=0,003$], mas aumentou de maneira estatisticamente significativamente, para ambos os sistemas, em resposta ao

aumento da carga [$F(2,18;13,08)=15,735$; $P<0,01$; $\chi^2=0,442$]. Não houve interação entre o sistema de PDV e a carga [$F(2,06;12,41)=0,258$; $P=0,220$; $\chi^2=0,041$] para este músculo. Um mesmo padrão foi observado para o bíceps femoris. O RMS não diferiu entre os sistemas de pé-de-vela [$F(1,6)=3,152$; $P=0,126$; $\chi^2=0,344$] e não aumentou de maneira estatisticamente significativamente, para ambos os sistemas, em resposta ao aumento da carga [$F(1,08;6,48)=4,754$; $P=0,06$; $\chi^2=0,442$], não havendo interação entre o sistema de PDV e a carga [$F(2,06;12,41)=1,716$; $P=0,220$; $\chi^2=0,222$]. Por fim, o RMS para o gastrocnemius medialis não diferiu entre os sistemas de pé-de-vela [$F(1,6)=6,365$; $P=0,05$; $\chi^2=0,515$] e também não aumentou de maneira estatisticamente significativamente, para ambos os sistemas, em resposta ao aumento da carga [$F(1,24;7,47)=1,804$; $P=0,224$; $\chi^2=0,231$]. Houve interação entre o sistema de PDV e a carga [$F(2,32;13,93)=5,368$; $P=0,010$; $\chi^2=0,472$], mas as comparações múltiplas com post-hoc de Bonferroni não identificaram diferenças entre os sistemas. Os dois sujeitos que completaram o estágio de 400W e 430 W também não apresentaram diferença estatisticamente significativa na atividade elétrica muscular entre os sistemas de pedivela.

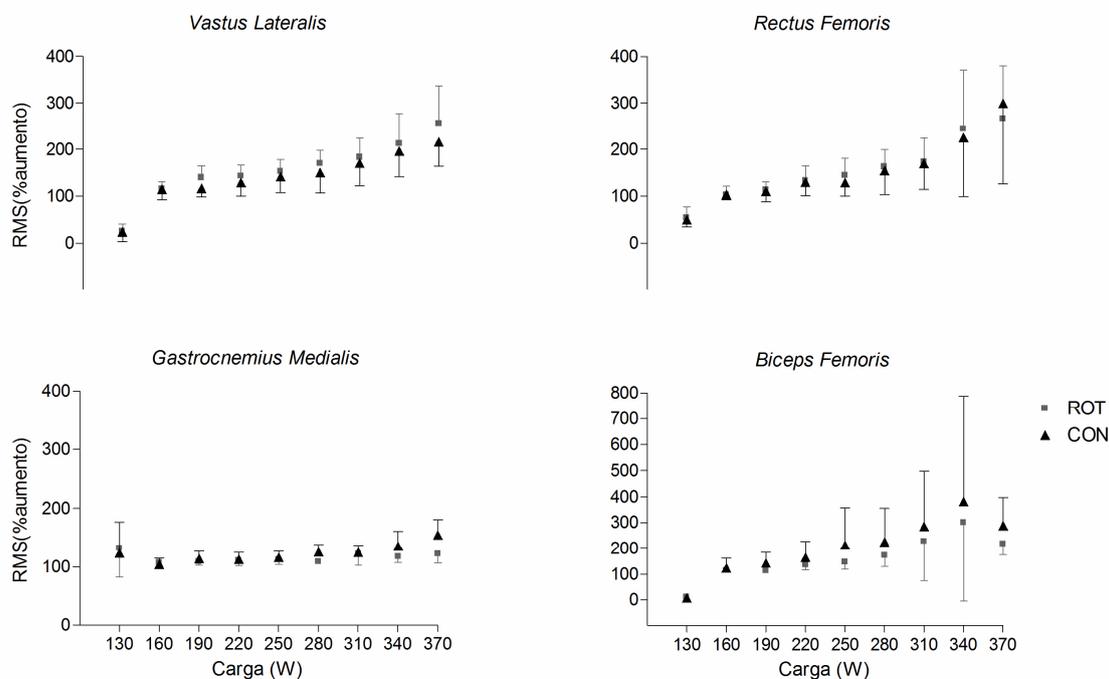


Figura 2. Magnitude do sinal RMS para os músculos avaliados ao longo do teste incremental para os dois sistemas de pedivela avaliados.

DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi motivado com base em investigações prévias em termos de efeitos de sistemas de pedivela não-circulares sobre aspectos biomecânicos, como a cinemática do movimento; sobre variáveis mecânicas, como a potência e a produção de torque; e sobre os fisiológicos, como o consumo de oxigênio, a concentração de lactato sanguíneo e a eficiência do movimento. Considerando que nenhum estudo prévio tenha avaliado as respostas da ativação muscular frente a sistemas não-circulares, como o Rotor RS IV, buscou-se identificar se a magnitude da ativação muscular do sistema não-circular difere à de um sistema convencional e se os achados possuem relações com variáveis analisadas em outros estudos.

Aumentos da amplitude do movimento nas articulações do membro inferior no plano sagital e redução no plano frontal (rotação da tibia) quando no uso de equipamento diferenciado - sistema Rotor RS IV - foi observado em resposta a um protocolo submáximo com carga de trabalho fixada em 300 W e em cadência preferida ¹⁵. O aumento da flexão dorsal do tornozelo acarretou uma maior extensão do joelho e quadril, indo ao encontro da literatura onde se tem na articulação do tornozelo a principal responsável pela “regulagem” do melhor padrão de movimento possível na busca da manutenção do desempenho ^{16,19,22}.

Embora alterações na cinemática do movimento do tornozelo tenham sido sugeridas por influenciarem o recrutamento muscular do músculo quadríceps quando no uso de sistema não-circular ²⁰, o grau de habilidade na execução do movimento da pedalada parece ser o principal fator influente ²¹. A afirmação destes últimos autores vai ao encontro de nossos achados, onde diferenças na atividade muscular não foram encontradas para os músculos avaliados em ciclistas com tempo de treinamento superior a cinco anos e que já haviam pedalado antes com o sistema Rotor RS IV. As respostas adaptativas à mecânica diferenciada de sistemas não-circulares tendo-se como referência o sinal eletromiográfico tem se mostrado rápida, estando entre 20 e 30 s ¹⁹.

Acreditou-se que o sistema não-circular testado poderia conduzir a uma maior produção de potência, sendo este um dos propósitos iniciais quando da teorização do sistema, e gerar alterações na atividade muscular. No entanto,

para a configuração do protocolo adotada, foi encontrada potência média menor, acarretando um tempo médio de teste levemente maior em comparação ao convencional. Estes dados vão de encontro a outro propósito inicial por parte do sistema e comprovados pelos estudos desenvolvidos até então em ciclistas de alto nível: o de melhorar a eficiência do movimento pela teórica cooperação entre pernas em função da maior velocidade angular do pedivela na fase de recuperação ^{5,10,12,14}.

Kautz & Hull ¹³ já relataram anteriormente que o ótimo desempenho predito pelo custo funcional parece se opor às expectativas baseadas na mecânica muscular. Ou seja, quando se busca aumentos na produção de torque e potência perde-se em eficiência energética, justificando os achados da grande parte dos estudos onde foram encontrados incrementos no desempenho anaeróbico, e não no aeróbico, por parte de sistemas de pedivela não-circulares ^{4,5,6,7,8,10,12,14}.

Embora tenhamos adotado um protocolo de carga incremental que tivesse duração menor (em torno de 14 min) em comparação aos já desenvolvidos com o sistema não-circular na busca da identificação de prováveis diferenças na ativação muscular, os estudos que observaram maiores taxas de produção de potência com o sistema não-circular foram na aplicação de testes com predominância do metabolismo anaeróbico, como os testes de Wingate. Isto justificaria a indicação de utilização destes sistemas somente em eventos de curta duração e alta intensidade e muito provavelmente diferenças na ativação muscular sejam encontradas nesta configuração de protocolo de estudo em resposta às maiores taxas de produção de potência observadas ^{5,11,14}.

Nossos achados são consistentes com resultados obtidos para coras elípticas ¹⁹. Uma das configurações avaliadas (maior diâmetro da coroa e pedivela posicionados perpendicularmente) esteve mais próxima da configuração mecânica do sistema Rotor RS IV adotada em nosso estudo, conduzindo à redução e aumento da velocidade angular do pedivela durante as fases de propulsão e recuperação, respectivamente, em comparação a um sistema convencional. A magnitude da ativação dos músculos (gluteus maximus, vastus lateralis, gastrocnêmio medialis, soleus, tibialis anterior e

rectus femoris) não diferiu de forma significativa, na configuração adotada, em relação à coroa convencional.

As maiores diferenças apresentadas em termos de incremento percentual na magnitude da ativação (RMS) no decorrer dos testes por parte dos músculos rectus femoris, vastus lateralis e bíceps femoris eram esperadas, pois são estes os principais músculos extensores do joelho e extensor do quadril, respectivamente, e responsáveis pela geração de potência no ciclismo^{2,3,27,38}. De outro lado^{27,38}, o gastrocnêmio medialis apresentou muito pouca alteração na magnitude de sua ativação em resposta ao aumento da carga de trabalho. A justificativa para esta característica é a associação deste músculo predominantemente com fatores técnicos do que propriamente com a produção de força, o que justificaria o achado^{29,39}.

As diferenças observadas em termos de incremento percentual na ativação entre os músculos avaliados podem ser explicadas devido à(s) função(ões) de cada músculo no decorrer do ciclo da pedalada. Músculos monoarticulares, como o vastus lateralis, além de ser responsável pela magnitude da força aplicada^{39,40}, apresenta um padrão bem consistente entre sujeitos²⁷, ao passo que os biarticulares, como o rectus femoris, bíceps femoris e gastrocnêmio medialis, além de serem predominantemente responsáveis pelo direcionamento da força aplicada no pedal^{39,40}, apresentam um padrão de recrutamento bastante variado entre sujeitos²⁷.

Em nosso estudo, apenas para o bíceps femoris, observou-se redução, embora não significativa, da magnitude da ativação muscular a partir de 250 W. Isto poderia indicar que a partir desta intensidade, quando no uso deste sistema não-circular, o desempenho aeróbico tenderia a ser comprometido. Considerando a importância deste músculo biarticular para o desenvolvimento de uma boa técnica de pedalada pelo fato de atuar de forma mais destacada na transição para e durante a fase de recuperação²⁹, a instalação precoce de fadiga em relação à outros músculos, como os anteriores da coxa, viriam a exigir mais destes conforme leve aumento da magnitude da ativação observada a partir da referida carga, comprometendo o equilíbrio no recrutamento necessário para o bom desempenho aeróbico, refletidos na menor potência média gerada e no tempo médio dos testes.

Aos sistemas de pedivela não-circulares têm sido atribuídos efeitos positivos sobre o desempenho anaeróbico em detrimento do aeróbico, que justificou a adoção da configuração do protocolo de carga incremental que tivesse duração menor em relação aos prévios desenvolvidos com outros sistemas de pedivela não-circulares. É bem provável que testes com menor duração em relação ao nosso estudo desencadeiem diferenças em termos de magnitude da ativação muscular, justamente pela especificidade atribuída aos referidos sistemas e quanto aos efeitos da fadiga sobre a ativação muscular. Provavelmente estejam no padrão de aplicação de força no pedal as maiores diferenças, se existentes, em termos de efeitos de sistemas de pedivela não-circulares sobre a efetividade da pedalada e seus reflexos sobre a taxa de produção de potência.

CONCLUSÃO

Para os músculos do membro inferior analisados, os ciclistas pedalando com o sistema não-circular Rotor não apresentam magnitudes de ativação elétrica diferentes do observado para um sistema convencional. Embora estudos futuros devam investigar a EMG em diferentes configurações de exercício, nossos resultados para a duração dos testes, taxa de produção de potência, frequência cardíaca máxima e magnitude de ativação muscular tendem ao estabelecimento de conclusões de que sistemas de pedivela não-circulares parecem não incrementar o desempenho em modalidades que a eficiência do movimento é determinante.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Kautz SA, Feltner ME, Coyle EF, Baylor AM. The pedaling technique of elite endurance cyclists: changes with increasing workload at constant cadence. *Int J Sport Biomech* 1991; 7:29-41.
2. Bini RR, Carpes FP, Diefenthaler F, Mota CB, Guimarães ACS. Physiological and electromyographic responses during 40-km cycling time trial: Relationship to muscle coordination and performance. *J Sci Med in Sport* 2008; 11(4):363-370.

3. Duc S, Betik AC, Grappe F. EMG activity does not change during a time trial in competitive cyclists. *Int J Sports Med* 2005; 26:145-150.
4. Hue O, Galy O, Hertogh C, Casties JF, Prefaut C. Enhancing cycling performance using an eccentric chainring. *Med Sci Sports Exerc* 2001; 36(6):1006-1010.
5. Rodríguez-Marroyo JA, García-López J, Chamari K, Córdova A, Hue O, Villa JG. The Rotor pedaling system improves anaerobic but not aerobic cycling performance in professional cyclists. *Eur J Appl Physiol* 2009, in press.
6. Hull ML, Williams M, Williams K, Kautz S. Physiological response to cycling with both circular and noncircular chainrings. *Med Sci Sports Exerc* 1992; 24(10):1114-1122.
7. Zamparo P, Minetti AE, Pietro E, Prampero D. Mechanical efficiency of cycling with a new developed pedal–crank. *J Biomech* 2002; 35:1387–98.
8. Martin JC, Lamb SM, Brown NAT. Pedal trajectory alters maximal single-leg cycling power. *Med Sci Sports Exerc* 2002; 34:1332–1336.
9. Sanderson DJ, Henning EM, Black AH. The influence of cadence and power output on force application and in shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. *J Sport Sci* 2000; 18:173-181.
10. Santalla A, Manzano JM, Pérez M, Lucía A. A new pedaling design: the Rotor-effects of cycling performance. *Med Science Sports Exerc* 2002; 34:1854-1858.
11. Lucía A, Balmer J, Davison RCR, Pérez M, Santalla A, Smith PM. Effects of the Rotor pedalling system on the performance of trained cyclists during incremental and constant-load cycle-ergometer tests. *Int J Sports Med* 2004; 25:479-85.
12. Lopez JG, Rodríguez-Marroyo JA, Ávila C, Villa JG. Utilización de sistemas de pedaleo no circular para incrementar el rendimiento en ciclismo. *Proceedings of II Congreso Mundial de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte* 2003; Granada, Spain, 124-129.
13. Kautz SA, Hull ML. Dynamic optimization analysis for equipment setup problems in endurance cycling. *J Biomech*, 1995; 28:1391-1401.
14. Marroyo JAR, García-López J, Ávila MC, Peleteiro J, Jiménez F, Córdova A. Potencia mecánica y Sistema Rotor. En M. Hernández, E. Navarro y A.

Lorenzo (Eds.) 2002: Madrid. Ed. Asociación Española de Ciencias del Deporte.

15. Carpes FP, Dagnese F, Stephanyshin D, Mota CB. Cycling with Rotor Cranks[®] alters 3-D kinematics of lower limbs. *J Sports Biomech* 2009; accepted under revision.

16. Lopez JG, Marroyo JAR, Villa JG. Análisis del pedaleo ciclista con sistemas convencionales vs no circulares en pruebas submáximas e supramáximas. *Proceedings of XXVIII Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales, Cáceres, Spain. Sociedade Ibérica de Biomecánica e Biomateriales* 2005; 180-184,.

17. Smith PM, Chapman ML, Haslehurst KE, Goss-Sampson MA. The influence of crank configuration on muscle activity and torque production during arm crank ergometry. *J Electromyogr Kinesiol* 2008; 18:598-605.

18. Neptune RR, Herzog W. Adaptation of muscle coordination to altered task mechanics during steady-state cycling. *J Biomech* 2000; 33:165-172.

19. Shan G. Biomechanical evaluation of bike power saver. *Appl Ergon* 2008; 39:37-45.

20. Chapman A, Vicenzino B, Blanch P, Hodges P. Do differences in muscle recruitment between novice and elite cyclists reflect different movement patterns or less skilled muscle recruitment? *J Sci Med Sport* 2009; 12: 31-34.

21. Black AH, Sanderson DJ, Hennig EM. Kinematic and Kinetic Changes During an Incremental Exercise Test on a Bicycle Ergometer. *J Biomech* 1994; 27(6): 656.

22. Bieuzen F, Lepers R, Vercruysem F, Hausswirth C, Brisswalter J. Muscle activation during cycling at different cadences: effect of maximal strength capacity. *J Electromyogr Kinesiol* 2007; 17:731-738.

23. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hagg G. SENIAM 8: European Recommendations of Surface Electromyography 1999; Roessingh Research and Development.

24. Konrad P. *The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography* 2005; Powered by Norexon INC, U.S.A.

25. Neptune RR, Kautz SA, Hull ML. The effect of pedaling rate on coordination in cycling. *J. Biomech* 1997; 30:1051-1058.

26. Moritani T, Muro M, Nagata A. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J Apply Physiol* 1986; 60:1179-1185.
27. Hug F, Bendahan D, Le Fur Y, Cozzone PJ, Grélot L. Heterogeneity of muscle recruitment pattern during pedaling in professional road cyclists: a magnetic resonance imaging and electromyographic study. *Eur J Appl Physiol* 2004; 92:334-342.
28. Jorge M, Hull ML. Analysis of EMG measurements during bicycle pedaling. *Journal of Biomechanics* 1986; 19:683-694.
29. Diefenthaeler F, Bini RR, Karolczak APB, Carpes FP. Ativação muscular durante a pedalada em diferentes posições do selim. *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano* 2008; 10:161-169.
30. Brown DA, Kautz AS, Dairagui CA. Muscle activity patterns altered during pedaling at different body orientations. *J Biomech* 1996; 29(10):1349-1356.
31. Chapman AR, Vicenzino B, Blanch P, Knox JJ, Dowlan S, Hodges PW. The influence of body position on leg kinematics and muscle recruitment during cycling. *J Sci Med Sport* 2008; 11(6):519-516.
32. Chapman AR, Vicenzino B, Blanch P, Hodges PW. Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008; 18:359-371.
33. MacIntosh BR, Neptune RR, Horton JF. Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry. *Med Sci Sports Exerc* 2000; 32(7):1281-1287.
34. Neptune RR, Herzog W. The association between negative muscle work and pedaling rate. *J Biomech* 1999; 32:1021-1026.
35. Sarre G, Lepers F, Van Hoecke J. Stability of pedalling mechanics during a prolonged cycling exercise performed at different cadences. *J Sports Sci* 2005; 23(7):693-701.
36. Bini RR, Carpes FP, Diefenthaeler F, Mota CB, Guimarães ACS. Physiological and electromyographic responses during 40-km cycling time trial: relationship to muscle coordination and performance. *J Sci Med Sport* 2008; 11:363-370.
37. Bini RR, Diefenthaeler F, Mota CB. Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: kinetics and kinematics evaluation. *J Electromyogr Kinesiol* 2008; in press.

38. Laplaud D, Hug F, Grélot L. Reproducibility of eight lower limb muscles activity level in the course of an incremental pedaling exercise. *J Electromyogr Kinesiol* 2006; 16:158-166.
39. Van Ingen Schenau GJ, Boots PJM, De Groot G, Snackers RJ, Van Woensel WWLM. The constrained control of force and position in multi-joint movements. *Neuroscience* 1992; 46:197-207.
40. Gregoire L, Veeger HE, Huijing PA, van Ingen Schenau GJ. Role of mono- and biarticular muscles in explosive movements. *Int J Sports Med* 1984; 5:301-305.