

# EFEITOS DE DIFERENTES TIPOS DE PEDAIS SOBRE VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS E FISIOLÓGICAS NO CICLISMO

Biomechanics Effects of the Different Shoe-Pedal Interface on Cycling Performance

Thiago Ayala Melo Di Alencar<sup>1</sup>, Karinna Ferreira de Sousa Matias<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Fisioterapeuta do Studio Bike Fit, graduado pela Universidade Estadual de Goiás (UEG).

e-mail: thiagoayala@hotmail.com

**Resumo:** O ciclismo é uma modalidade esportiva em contínua modernização nos componentes da bicicleta. Dentre os quais se destaca a criação de diferentes dispositivos de fixação do pé ao pedal. O primeiro foi o pedal com 'firma pé', que substituiu o pedal plataforma. Em seguida foi desenvolvido o pedal de encaixe sem e com liberdade rotacional. O objetivo desta revisão foi abordar as influências dos diferentes tipos de pedais sobre as variáveis como torque rotacional, estresse articular, força efetiva, produção e transmissão de potência produzida e consumo de oxigênio. Da literatura revisada, 43 textos foram selecionados. Dentre estes, artigos obtidos em base de dados como Medline, SciSearch, Lilacs e Scielo e livros publicados entre 1977 e 2009. Resultados revelaram que os pedais com 'firma pé' e os de encaixe com liberdade rotacional influenciaram na biomecânica proporcionando aumento da atividade mioelétrica de alguns músculos, menor estresse sobre o joelho pela redução do torque rotacional, sem, contudo, comprometer a produção de potência e sua transmissão à bicicleta. **Palavras-chave:** ciclismo, pedal com 'firma pé', pedal de encaixe, biomecânica.

**Abstract:** Cycling is a sport in continuous upgrading of bicycle components, which stands out the creation of various devices for securing the foot to the pedal. The first one was the toe clip pedal, which replaced the platform pedal, and then the clipless pedal with and without rotational freedom. The purpose of this review was to address the influences of different types of pedals on variables such as rotational torque, joint stress, effective force, production and transmission of power output and oxygen consumption. From the literature reviewed, 43 articles were selected. The papers were retrieved from Medline, SciSearch, Lilacs and Scielo and books published between 1977 and 2009. The results show that the toe clip pedals and clipless pedals with rotational freedom (clipless float) influence on biomechanics providing increased myoelectric activity of some muscles, less stress on the knee by reducing rotational torque, without compromising the power output and its transmission to the bike.

**Key-words:** cycling, toe clip pedals, clipless pedals, biomechanics

## Introdução

O ciclismo é um esporte cujo movimento dos membros inferiores ocorre em cadeia cinética fechada<sup>1,2</sup> com transferência da força produzida pelo ciclista ao pedal da bicicleta gerando o deslocamento<sup>3</sup>. Hintzy et al.<sup>4</sup> descreveram quatro modelos de pedais para uso no ciclismo: pedal plataforma, pedais com 'firma pé' com alça, pedais com 'firma pé' sem alça e pedais de encaixe (Figura 1A-D).



**Figura 1.** Representação do (A) pedal plataforma, (B) pedal com 'firma pé' com alça e (C) sem alça e (D) pedal de encaixe.

Os ciclistas permaneceram décadas restritos à utilização de pedais plataformas, também chamados de pedais simples<sup>3</sup>, até que dispositivos de fixação do pé ao pedal fossem criados. A princípio, estes dispositivos foram desenvolvidos para oferecer maior estabilidade ao pé e permitir uma melhor transferência da força aplicada no pedal<sup>2,5,6</sup>, sem correr o risco de desprendimento durante provas ou treinamento, especialmente em curvas ou descidas.

O primeiro dispositivo de fixação criado foi o pedal com ‘firma pé’ (*toe clip pedals*), que consistia em um pedal equipado com uma projeção ântero-superior metálica ou plástica. As alças restringem o movimento látero-medial do pé sobre o pedal<sup>2</sup>. O pedal de encaixe (*clipless pedals*) foi o modelo que sucedeu o pedal com ‘firma pé’ e começou a ser comercializado em 1984<sup>4,7</sup>. Este modelo de pedal está vinculado à utilização de sapatilha, calçado com solado rígido ou semi-rígido<sup>3,8</sup> associado a um componente metálico, denominado por taco, com função de fixá-lo ao pedal<sup>7,8</sup>. Atualmente a maioria dos ciclistas amadores e profissionais usam pedais de encaixe<sup>3</sup>.

O aumento do número de ciclistas adeptos à utilização de pedais com ‘firma pé’ e de encaixe motivou pesquisadores a iniciarem estudos para análise específica dos efeitos destes dispositivos sobre a biomecânica da pedalada<sup>3</sup> em termos de técnica<sup>8</sup>, atividade muscular<sup>9-12</sup> e sobre variáveis fisiológicas, como o consumo de oxigênio<sup>13,14</sup>.

O objetivo desta revisão foi verificar quais são as alterações biomecânicas e fisiológicas na pedalada quando do uso de diferentes dispositivos de fixação – ‘firma pé’ e sapatilha – e seus reflexos sobre o desempenho no ciclismo.

## Métodos

Procedeu-se a busca na base de dados como *Medline*, *SciSearch*, *Embase*, *Lilacs*, *Scielo* mediante os descritores ciclismo, pedal com ‘firma pé’, pedal de encaixe, biomecânica e os correspondentes em inglês (*cycling*, *toe clip pedals*, *clipless pedals*, *biomechanics*) e francês (*cyclisme*, *pédales automatiques*, *pédales avec cales*, *pièdes et sangles*, *biomécanique*). Foram selecionados 43 artigos e livros publicados de 1977 a 2009. Do total, um artigo estava escrito em português, um em alemão, dois em francês e trinta e nove em inglês. Os artigos selecionados foram lidos e utilizados como referencial e marco teórico para a discussão e ampliação dos conceitos do tema abordado.

O primeiro levantamento das palavras-chave, por meio de pesquisa eletrônica, indicou 280 artigos. Após a aplicação de todos os critérios de seleção dos artigos encontrados, foram descartados 237 artigos pelo fato de não serem estudos científicos ou por não terem sido encontrados na íntegra.

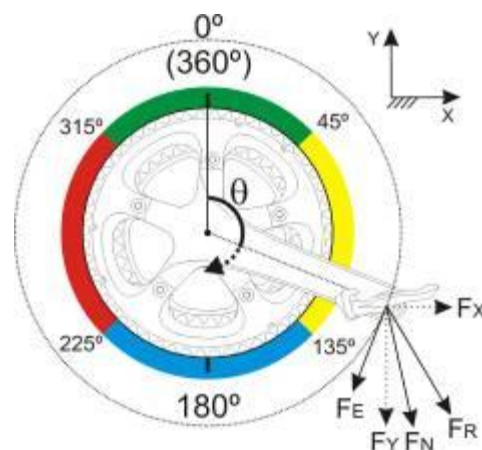
## Resultados

Os resultados encontrados nesta revisão revelam que o pedal de encaixe móvel foi o dispositivo de fixação de maior estabilidade, segurança e conforto ao ciclista e que gerou o menor torque rotacional. Além disso, possibilitou, de modo geral, produção de maior potência e redução do torque negativo comparado ao pedal simples. O aumento do consumo de oxigênio ( $VO_2$ ) e da

atividade muscular mostrou-se controversos entre os diferentes tipos de pedais.

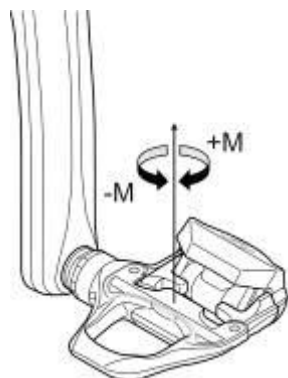
## Discussão

O uso de pedal com ‘firma pé’ e de encaixe altera biomecanicamente a pedalada ao influenciar o desempenho no ciclismo, possibilitando a aplicação de força em mais pontos do ciclo da pedalada, o qual se divide em duas fases (Figura 2): fase de propulsão ( $\theta = 0^\circ - 180^\circ$ ) e fase de recuperação ( $\theta = 180^\circ - 360^\circ$ ). O ponto morto superior (PMS,  $\theta = 0^\circ$  ou  $360^\circ$ ) e o ponto morto inferior (PMS,  $\theta = 180^\circ$ ) representam a transição entre as fases de propulsão e recuperação<sup>15-19</sup>. O ciclo da pedalada também pode ser dividido em quatro fases: compressão ( $\theta = 45^\circ - 135^\circ$ ), puxada ( $\theta = 135^\circ - 225^\circ$ ), retorno ( $\theta = 225^\circ - 315^\circ$ ) e impulso ( $\theta = 315^\circ - 45^\circ$ )<sup>18</sup>.



**Figura 2.** Ilustração das fases e forças que atuam no ciclo da pedalada. FN: força normal, FR: força resultante, FE: força efetiva (tangente à trajetória realizada pelo eixo do pedal).

**Influência dos tipos de Pedais sobre a Estabilidade e Torque Rotacional** - Segundo Callaghan<sup>20</sup> a substituição do pedal com ‘firma pé’ pelo pedal de encaixe fixo (*clipless fixed*), isto é, sem liberdade rotacional, não foi bem recebido entre os ciclistas, pois o pé era fixado em posição única ao pedal, tornando o movimento menos confortável<sup>5,21</sup>. De acordo com alguns autores, a rotação da tíbia em aproximadamente  $5^\circ$  no plano transversal durante a flexão do joelho deveria ser considerada nos graus de liberdade do encaixe no pedal<sup>17,19,22-24</sup>. Dessa forma, os graus de resistência ao longo do eixo axial entre o torque (momento  $Mz$ ) e as articulações seriam minimizados<sup>25,26</sup> (Figura 3).



**Figura 3.** Representação do torque rotacional (+M: em rotação medial, -M: em rotação lateral da tíbia) aplicado no pedal esquerdo.

Modificações do pedal de encaixe fixo incluíram a introdução de um grau de liberdade rotacional para o taco no plano transversal de modo que a rotação medial e lateral do joelho fosse permitida dentro de um limite<sup>1,7,27</sup>. O pedal de encaixe móvel (*clipless float*) foi projetado para satisfazer os requisitos de fixação e reduzir o estresse musculotendíneo imposto ao joelho<sup>1,20,26,27</sup>. O modelo que permitiu esta liberdade rotacional<sup>21</sup> foi denominado de sistema móvel (*floating system*)<sup>26</sup> e reduziu significativamente a incidência de lesões por *overuse* nos membros inferiores<sup>5,21,23,26-28</sup>.

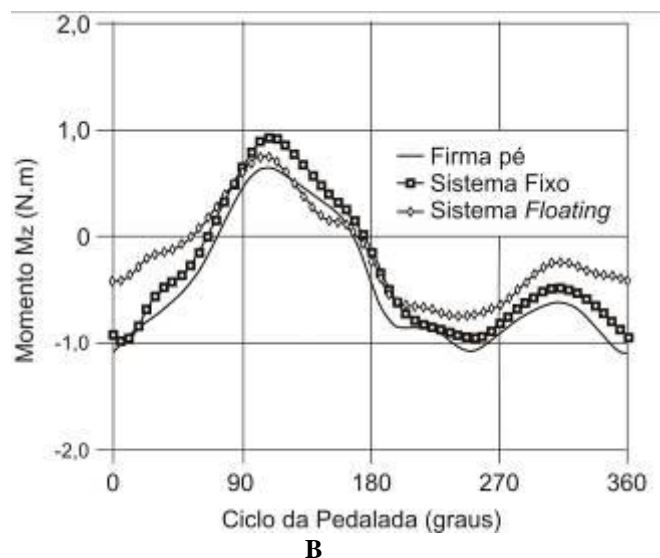
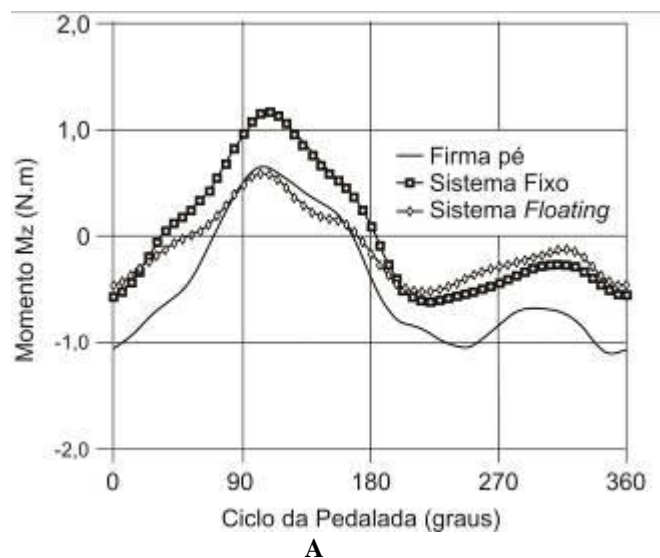
Os pedais de encaixe móvel estão vinculados ao uso de sapatilhas e apresentam vantagens como aumento da estabilidade, segurança e conforto<sup>2,8,29</sup>. O aumento da estabilidade e segurança deve-se ao fato do taco praticamente anular a possibilidade do pé se desprender acidentalmente do pedal<sup>2</sup>. A liberdade rotacional é o fator responsável pelo conforto<sup>2,8,29</sup>, aumento da coordenação neuromuscular<sup>4</sup>, diminuição das forças de cisalhamento atuantes no joelho<sup>11</sup> e incrementos no desempenho<sup>4</sup>.

O desenvolvimento do sistema de pedais instrumentados associados à sapatilha facilitou a compreensão dos fenômenos associados à biomecânica da pedalada em resposta ao uso da sapatilha<sup>26</sup>. Com este equipamento vários pesquisadores foram capazes de fornecer dados qualitativos sobre a força aplicada ao pedal durante a fase propulsiva e de recuperação<sup>20</sup>.

A pesquisa realizada por Wheeler, Gregor & Broker<sup>26</sup> com trinta e quatro ciclistas mensurou e comparou a aplicação de força ao pedal com 'firma pé' e ao pedal de encaixe, fixo e móvel, bem como a relação entre estes tipos de pedais com a incidência de lesão no membro inferior. Os participantes foram divididos em dois grupos: com lesão no joelho (n=7) relacionada à prática do ciclismo, e sem lesão no joelho (n=27). O cicloergômetro foi ajustado de acordo com as dimensões da bicicleta de cada ciclista. Em seguida executaram três testes com cada pedal.

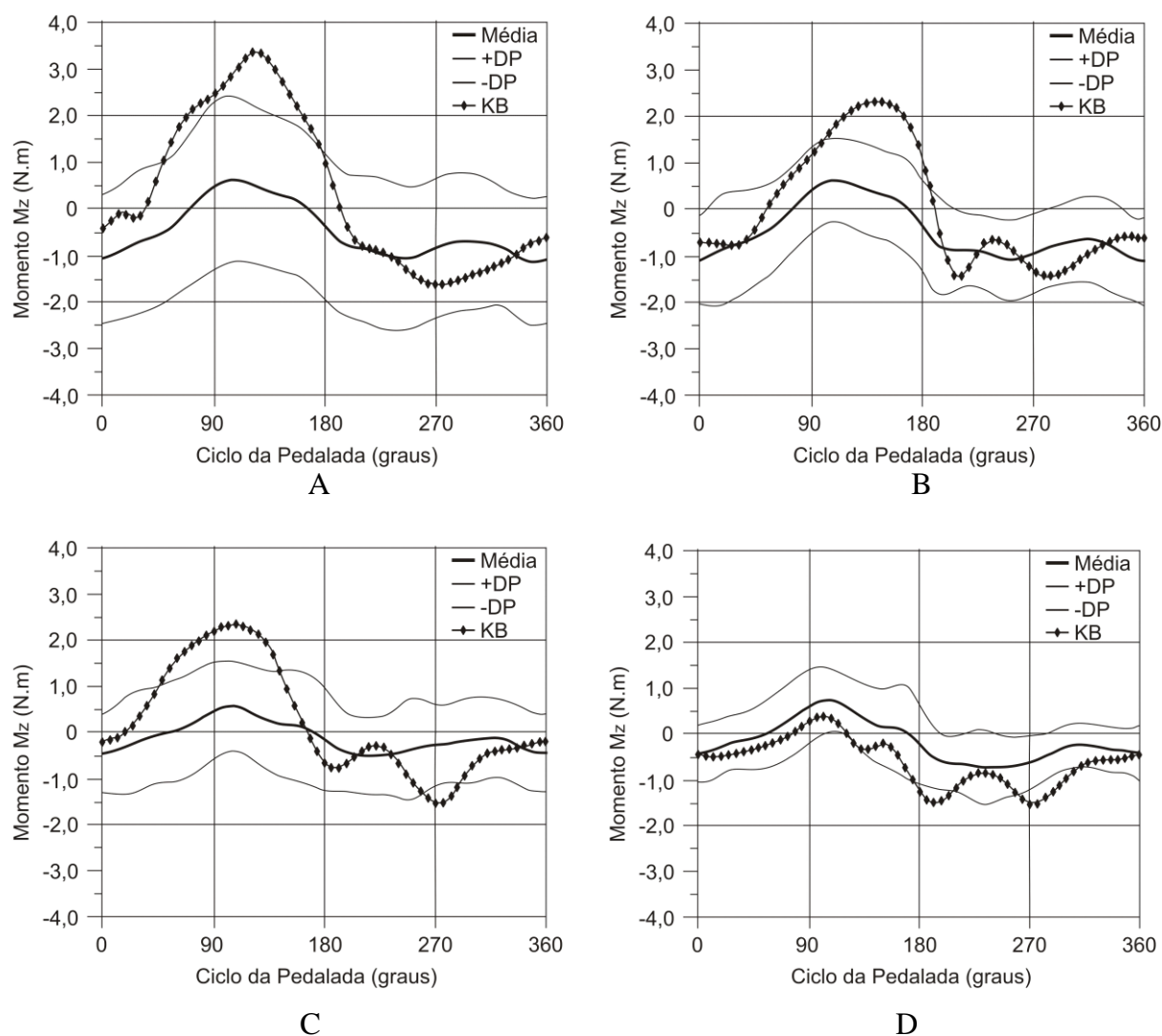
Os resultados obtidos mostram que os maiores picos de torque produzido pela rotação medial ocorreram sempre com o pedal de encaixe fixo e bem próximos ao ângulo de 110° no ciclo da pedalada. Todavia, o pico de torque rotacional medial foi significativamente

minimizado pelo uso do pedal de encaixe móvel, em ambos os membros inferiores. Os autores também notaram que o torque rotacional aumentava com o aumento da carga trabalhada. Os resultados apresentados pelas figuras 4A e 4B explicam o motivo pelo qual os pedais de encaixe móveis reduzem as cargas impostas ao joelho<sup>5,25,26,28</sup> e tornozelo<sup>5</sup>, diminuindo consequentemente a incidência de lesão por *overuse* em membros inferiores<sup>5,25,26</sup>.



**Figura 4.** Representação do torque rotacional aplicado ao (A) pedal esquerdo e (B) pedal direito obtido com o grupo sem lesão (n=27), realizado a 250 W. **Fonte:** Adaptado de Wheeler, Gregor & Broker<sup>26</sup>, p. 127.

Um dos quatro participantes, entre os sete com lesão (n=7), denominado por KB, diagnosticado com dor anterior ao joelho, bilateralmente<sup>26</sup>, realizou um teste a uma potência de 250 W, com 'firma pé' e com pedal de encaixe. Foi analisado a variação do torque rotacional gerado e comparado à média obtida pelo grupo sem lesão com o mesmo tipo de pedal utilizado, conforme ilustra as Figuras 5A-D.



**Figura 5.** Gráficos dos torques rotacionais aplicado ao pedal esquerdo (A e C) e direito (B e D). (A) e (B) representam os resultados obtidos pelo pedal com ‘firma pé’ enquanto (C) e (D) os de pedal de encaixe. A média e o desvio padrão do grupo sem lesão ( $n=27$ ) encontram-se representada no gráfico. **Fonte:** Adaptado de Wheeler, Gregor & Broker<sup>26</sup>, p. 136.

As figuras 5C e 5D mostram que o ciclista KB apresentou menor torque rotacional com uso de pedal de encaixe móvel e conseqüentemente redução do estresse ao joelho, comparado ao teste realizado com o ‘firma pé’, figura 5A e 5B. Deste modo, ciclistas com dor crônica no joelho, como a síndrome da dor fêmoro-patelar, devem optar pelo uso de pedal de encaixe móvel, pois este tipo de dispositivo de fixação pode prevenir o desenvolvimento de lesões no joelho<sup>27</sup>.

**Influência dos tipos de Pedais sobre a Atividade Mioelétrica** - Muitos estudos utilizaram a eletromiografia para avaliarem a atividade elétrica em músculos dos membros inferiores durante o ciclo da pedalada<sup>9,10,12,30,31</sup>, porém poucos pesquisadores utilizaram o pedal de encaixe durante as avaliações<sup>6,12,13,32</sup>. Em 1977, Tate & Shierman<sup>9</sup> publicaram uma pesquisa na qual avaliaram a atividade

elétrica de quatro músculos de um ciclista pedalando em um ciclossimulador. Quatro anos mais tarde, Mohr, Allison & Petterson<sup>10</sup> publicaram o estudo realizado com seis ciclistas sobre a atividade eletromiográfica dos músculos glúteo máximo, bíceps femoral, reto femoral vasto lateral, gastrocnêmio e tibial anterior em duas situações: pedalando com pedal simples e com pedal com ‘firma pé’. Os testes foram executados em um cicloergômetro a uma cadência de 60 rpm e carga de 600 kg/min. Em 1985, Ericson et al.<sup>11</sup> quantificaram os efeitos do uso do pedal com ‘firma pé’ sobre a atividade muscular em onze participantes utilizando um cicloergômetro. Os resultados dos três estudos estão representados na Tabela 1.



Tabela 1. Análise comparativa da atividade mioelétrica do pedal com ‘firma pé’ em relação ao pedal simples

Músculo	Autores		
	Tate & Shierman <sup>9</sup>	Mohr, Allison & Petterson <sup>10</sup>	Ericson et al. <sup>11</sup>
Reto femoral	↑	↑	↑*
Tibial anterior	↑	↓	↑
Bíceps femoral	↑	SAS	↑**
Vasto medial	—	—	↓*
Vasto lateral	—	SAS	↓
Gastrocnêmio	↑	SAS	SAS
Sóleo	—	—	↓**
Semitendíneo	—	SAS	SAS
Semimembranoso	—	—	SAS
Glúteo máximo	—	—	SAS
Glúteo médio	—	—	SAS

SAS: sem alteração significativa; \* $p < 0,001$ ; \*\* $p < 0,05$ .

De acordo com os dados apresentados pela Tabela 1, o uso de pedal com ‘firma pé’ comparado ao pedal simples possibilitou maior duração da atividade mioelétrica do tibial anterior, reto femoral, bíceps femoral e gastrocnêmio no ciclo da pedalada. Para Tate & Shierman<sup>9</sup> o ‘firma pé’ permitiu ‘puxar’ o pedal durante a fase de recuperação, habilitando, possivelmente, o reto femoral a exercer uma força ascendente como flexor do quadril para ajudar a perna contralateral na fase propulsiva, todavia esta ocorrência depende da intensidade do exercício.

As angulações de início e término da atividade muscular encontrada por Tate & Shierman<sup>9</sup> (Figura 6) divergem das obtidas por Mohr, Allison & Petterson<sup>10</sup>. O tibial anterior apresentou menor atividade com o uso de pedal com ‘firma pé’ nos resultados de Mohr, Allison & Petterson<sup>10</sup>, contrariando os achados de Tate & Shierman<sup>9</sup> e Ericson et al.<sup>11</sup>. Era esperado que o pedal

com ‘firma pé’ possibilitasse a realização da dorsiflexão do tornozelo sem deixar o pé perder contato com o pedal, aumentando assim a atividade do tibial anterior durante a fase de recuperação.

A utilização de pedal com ‘firma pé’ apresentou aumento da atividade do bíceps femoral na pesquisa de Tate & Shierman<sup>9</sup> e Ericson et al.<sup>11</sup> enquanto os resultados de Mohr, Allison & Petterson<sup>10</sup> revelaram ausência de alteração significativa quanto à atividade elétrica para o mesmo músculo. Além disso, o pedal com ‘firma pé’ antecipou a atividade mioelétrica do reto femoral em média 20°, enquanto o tibial anterior teve o início de sua atividade atrasada em média 27° (Figura 7).

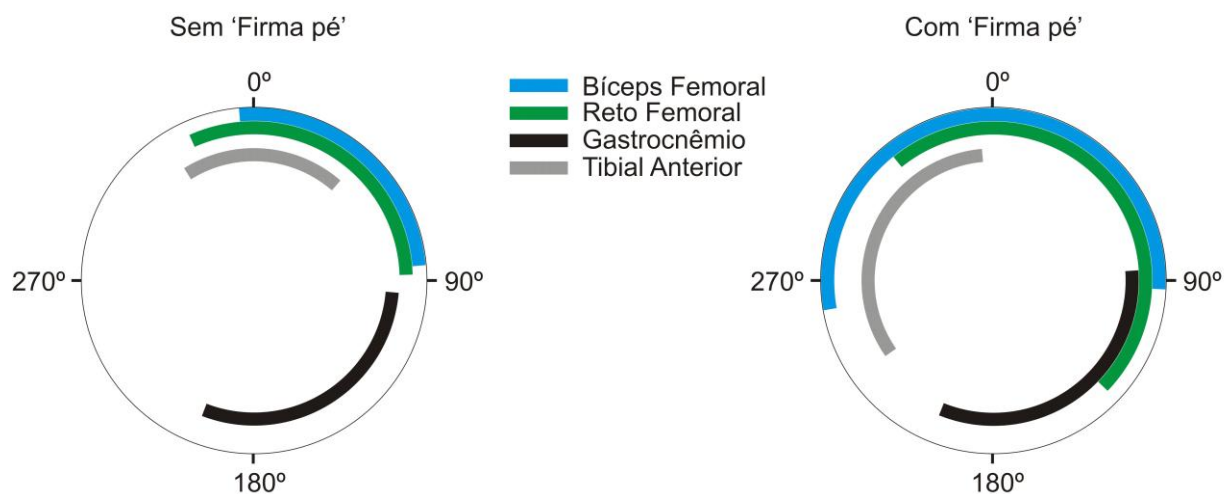
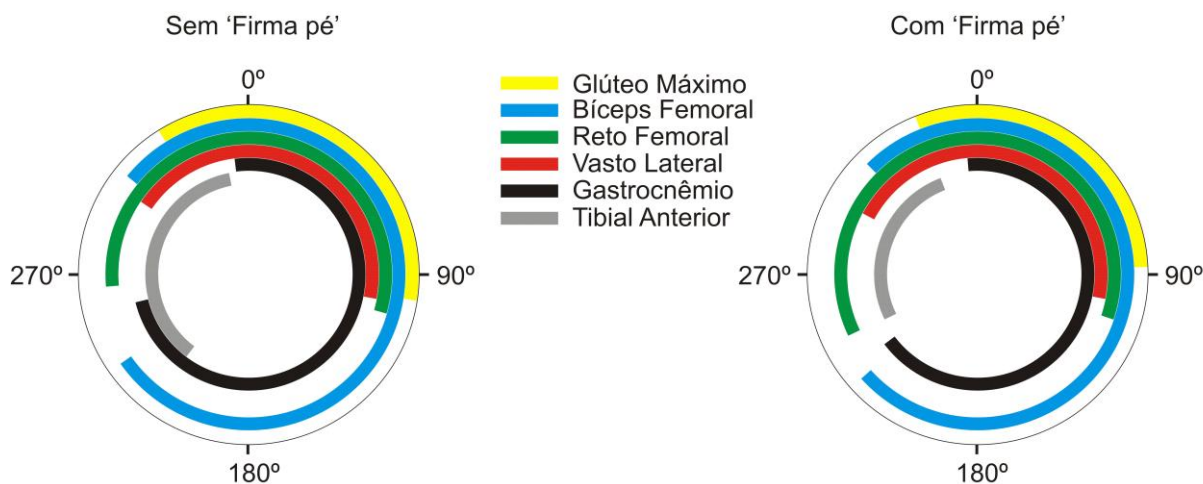


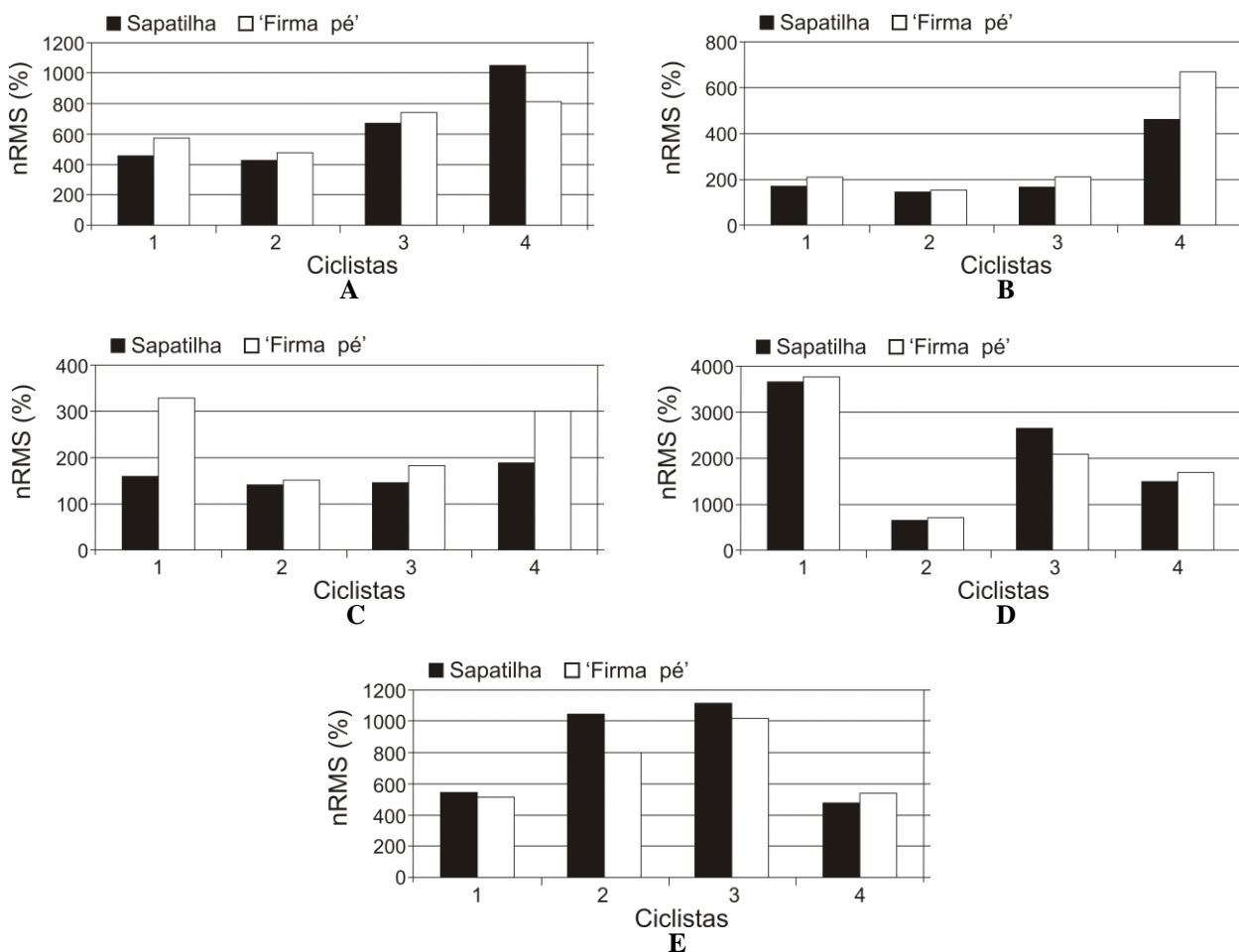
Figura 6. Representação da atividade mioelétrica durante o ciclo da pedalada. Fonte: Adaptado de Tate & Shierman<sup>9</sup>, p. 57.



**Figura 7.** Representação da atividade mioelétrica durante o ciclo da pedalada. **Fonte:** Adaptado de Mohr, Allison e Petterson<sup>10</sup>, p. 166.

Ericson et al.<sup>11</sup> descobriram que a atividade mioelétrica no reto femoral, bíceps femoral e tibial anterior aumentou significativamente. A atividade do tibial anterior aumentou de 9 a 18% e do sóleo e vastos medial e lateral reduziram consideravelmente. A redução dos vastos medial e lateral, de 43 a 50%, foi possivelmente compensada pela atividade aumentada do

reto femoral, bíceps femoral e tibial anterior. Já a atividade do glúteo máximo e médio, gastrocnêmio medial, semimembranoso e semitendíneo não apresentaram diferenças significativas. O aumento da atividade do reto femoral e tibial anterior deveu-se possivelmente à função como flexor de quadril e dorsiflexor do tornozelo na fase de recuperação, respectivamente.



**Figura 8.** Resultados expressos em eletromiogramas para os músculos analisados: (A) bíceps femoral (cabeça longa), (B) semitendíneo, (C) semimembranoso, (D) gastrocnêmio (cabeça lateral) e (E) gastrocnêmio (cabeça medial). **Fonte:** Adaptado de Cruz & Bankoff<sup>12</sup>, p. 251.

Cruz & Bankoff<sup>12</sup> realizaram uma pesquisa com triatletas sobre a preferência entre os tipos de pedais. Após avaliação dos questionários respondidos pelos atletas notaram que apenas dois (5,4%) utilizavam pedais com ‘firma pé’ enquanto 35 (94,6%) preferiam os pedais de encaixe para uso de sapatilha. Posteriormente, quatro dos triatletas participaram de uma análise comparativa da atividade mioelétrica para o uso de ‘firma pé’ e pedal de encaixe, com os músculos bíceps femoral (cabeça longa), semitendíneo, semimembranoso e gastrocnêmio (medial e lateral), pedalando a uma cadência de 100 rpm. Os próprios acessórios e bicicleta de cada ciclista foram fixados em um ciclossimulador.

Os resultados obtidos por Cruz & Bankoff<sup>12</sup> mostraram que a redução da atividade mioelétrica com o uso de pedal de encaixe predominou sobre o uso de pedal com ‘firma pé’ (Figuras 8A-F). O semitendíneo e semimembranoso apresentaram atividade mais baixa com sapatilha para os quatro participantes. O bíceps femoral (cabeça longa) e o gastrocnêmio (cabeça lateral) mostraram menor atividade com sapatilha para três ciclistas. O gastrocnêmio (cabeça medial) revelou menor atividade com ‘firma pé’ em três dos quatro ciclistas.

Por meio de um estudo de caso, Kleinpaul et al.<sup>6</sup> compararam os níveis de ativação dos músculos reto femoral, bíceps femoral, vasto lateral e gastrocnêmio lateral, no membro inferior direito em uma triatleta pedalando em um cicloergômetro com e sem o uso de sapatilha. A atividade mioelétrica foi avaliada durante teste de esforço máximo incremental. Os autores concluíram que a utilização de sapatilha, comparado à não utilização (pedal simples), provocou aumento da atividade dos músculos avaliados.

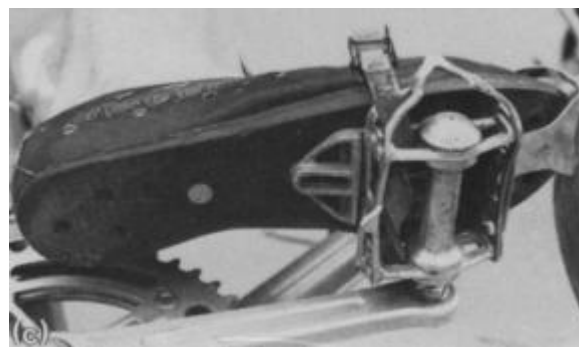
### Influência dos tipos de Pedais sobre o Torque Negativo

Gregor, Broker & Ryan<sup>8</sup> e Fuhrman<sup>33</sup> relatam que pesquisadores acreditavam que o uso de ‘firma pé’ e, mais recentemente, das sapatilhas, permitia ao ciclista puxar o pedal na fase de recuperação, enquanto o pedal contralateral era empurrado na fase propulsiva. Sem o uso de um dispositivo de fixação, como a sapatilha, o

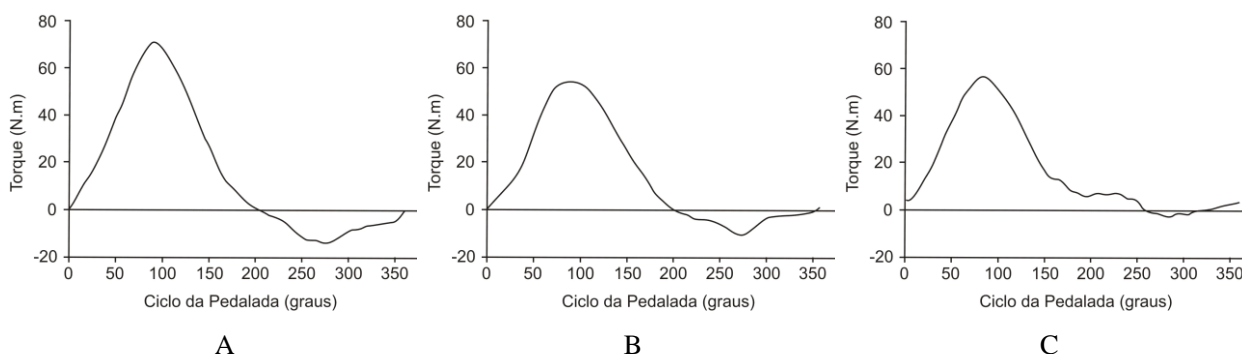
movimento de ‘pistão’ é praticamente inevitável<sup>8</sup>.

O aumento da atividade mioelétrica do reto femoral e tibial anterior durante a fase de recuperação, para o ciclista que usa pedal com ‘firma pé’, deve-se, segundo Ericson et al.<sup>11</sup>, provavelmente ao trabalho destes músculos ao puxar o pedal. Sanner & O’Halloran<sup>2</sup> afirmam que os pedais com ‘firma pé’ e os de encaixe aumentam o recrutamento de fibras musculares, porém não mencionam qual dispositivo é o mais eficaz no desempenho desta função. Quanto mais músculos partilham a função de produção de torque durante a pedalada, menor é a força negativa sobre o pedal na fase de recuperação, resultando em uma economia da energia pelo quadríceps e redução da tensão no joelho<sup>2</sup>. O uso do ‘firma pé’ na fase de recuperação é, provavelmente, o fator responsável em diminuir a carga articular sobre o membro contralateral<sup>11</sup>. Para Ericson et al.<sup>11</sup> a redução da carga articular durante a fase de propulsão decorre da redução significativa da atividade mioelétrica do sóleo, vastos medial e lateral.

Davis & Hull<sup>34</sup> estudaram a geração de torque durante o ciclo da pedalada utilizando pedal simples e pedal com ‘firma pé’. Os testes foram realizados com dois tipos de calçados: um com solado macio e outro com rígido, semelhante a uma sapatilha (Figura 9). O calçado com solado rígido apresentava um taco (*cleated shoes*) para encaixe na armação do pedal com ‘firma pé’.



**Figura 9.** Calçado com taco no solado para encaixe na armação do pedal com ‘firma pé’. **Fonte:** Davis & Hull<sup>34</sup>, p. 862.



**Figura 10.** Torque gerado durante o ciclo da pedalada. (A) calçado comum com pedal simples, (B) calçado comum com pedal com ‘firma pé’ e (C) calçado com solado rígido, taco e pedal com ‘firma pé’. **Fonte:** Adaptado de Davis & Hull<sup>34</sup>, p. 863.

De acordo com os resultados obtidos pelos autores, o uso de 'firma pé' aumentou a eficácia durante os primeiros 25° do ciclo da pedalada, principalmente devido ao aumento da utilização da reação à força normal em resposta à maior flexão plantar, proporcionando ainda aumento do vetor Fx. Com utilização do calçado com solado rígido, o torque negativo ocorreu em um arco de 55° e retardou a fadiga muscular do quadríceps ao permitir um aumento na atividade dos músculos flexores de joelho durante a fase de recuperação. O torque negativo apresentou diferença significativa entre as três condições (Figuras 10A-C).

Bolourchi e Hull<sup>35</sup> também descreveram a presença de torque negativo no ciclo da pedalada ao observarem que o pé na fase de recuperação aplicava uma força contrária ao movimento do pedal. Resultados dos estudos realizados por Gregor & Fowler<sup>36</sup> revelaram que ciclistas com maior treinamento tendem a reduzir o torque negativo imposto ao pedal. Em contrapartida ciclistas com menor nível de treinamento demonstraram ser menos hábeis em reduzir o torque entre os intervalos de 240 e 340°.

Seis ciclistas participaram de uma pesquisa realizada por Capmal & Vandewalle<sup>37</sup>, na qual foi mensurada a relação torque-velocidade em um cicloergômetro sob duas condições: com e sem 'firma pé'. Antes dos testes, os ciclistas realizaram um aquecimento de dez minutos. Em seguida, pedalarão o mais rápido possível partindo da velocidade igual a zero até a velocidade máxima. Segundo os resultados, os torques foram mais negativos em baixas velocidades quando 'firma pés' não foram utilizados, pois era impossível puxar o pedivela. Em alta velocidade (máxima), os torques negativos produzidos com o uso de 'firma pé' foram tão grandes quanto os produzidos sem 'firma pé'<sup>37</sup>. Para Capmal & Vandewalle<sup>37</sup> esses resultados não significam que os ciclistas não puxaram a perna para cima durante a ascensão do pedal, mas pode indicar que os músculos flexores do joelho e do quadril não puderam puxar a perna tão rápido quanto os músculos extensores contralaterais empurraram o pedal da fase de propulsão. A potência máxima foi significativamente maior durante os testes com 'firma pé' (de 668±96,3 vs. 782±89,7 W, p=0,032), provavelmente devido ao retorno ativo do pedal às baixas e médias velocidades, conforme indicado pelo valor do torque máximo (122±16 vs. 138±16,5 N.m, p=0,05)<sup>37</sup>.

Os ciclistas usuários de sapatilha que tentam utilizar a musculatura posterior de coxa para gerar um torque

maior do que o produzido pelo quadríceps no joelho não apresentam êxito nesta tarefa, pois esta relação biomecânica é prevista pelo paradoxo de Lombard<sup>38,39</sup>. Isto justifica o fato dos ísquios-tibiais serem apenas colaboradores em menor grau, comparado ao quadríceps, com o trabalho mecânico realizado no ciclo da pedalada. Segundo Ericson<sup>40</sup> os músculos extensores do quadril produzem 27% de todo o trabalho mecânico positivo durante o ciclo da pedalada, enquanto os flexores de quadril contribuem com 4%, os extensores do joelho com 39%, os flexores do joelho com 10% e os flexores plantares do tornozelo com 20%.

Os resultados encontrados por Takaishi et al.<sup>41</sup> mostraram uma sobreposição de sinais eletromiográficos para o vasto lateral e bíceps femoral em ciclistas que utilizaram pedais com 'firma pé'. Esta sobreposição, de acordo com os autores, indicou que o retorno ativo do pedal na fase de recuperação foi realizado para reduzir a força necessária para empurrar o pedal pelo membro contralateral na fase propulsiva, sugerindo que a ação do bíceps femoral na fase de recuperação foi para aliviar o estresse do vasto medial e lateral em alta cadência. Os resultados encontrados por Takaishi et al.<sup>41</sup> relativos à atividade mioelétrica do bíceps femoral e vastos medial e lateral concordam com os obtidos por Tate & Sherman<sup>9</sup> e Ericson et al.<sup>11</sup>.

Em uma pesquisa realizada por Hintzy et al.<sup>4</sup> vinte ciclistas executaram quatro *sprints* (aceleração rápida) de 8 segundos utilizando dois diferentes tipos de pedais e com duas diferentes forças de atrito (0,5 ou 1,1 N.kg<sup>-1</sup>) aplicada ao cicloergômetro. Os resultados apresentados pela Tabela 2 mostram um aumento significativo dos valores máximos de força e potência produzida para os pedais de encaixe, independente da força de atrito aplicada.

Oito ciclista de categoria elite e sete não ciclistas participaram da pesquisa realizada por Mornieux et al.<sup>13</sup>, a qual teve por objetivo determinar a influência de diferentes tipos de pedais ao longo da fase de recuperação sobre a atividade muscular sob esforço submáximo. Os testes foram realizados a uma cadência de 90 rpm após cinco minutos de aquecimento, em três diferentes condições, isto é, utilizando inicialmente pedais simples, pedal de encaixe com e sem *feedback*. O modo de pedalada com pedal de encaixe e *feedback* (CLIPFBACK) teve esta denominação porque os ciclistas foram orientados a manter a força tangencial com valores positivos durante a fase de recuperação. O *feedback* visual contínuo da força tangencial foi

Tabela 2. Resultados encontrados por Hintzy et al.<sup>4</sup>

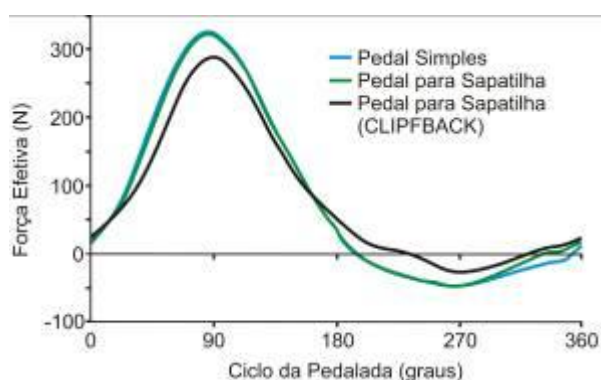
Variáveis		Atrito (N.kg <sup>-1</sup> )	
		0,5	1,1
Força Máxima (N)	Sapatilha	80,2±11,6	110±12
	Pedal simples	67±7***	93±10***
Potência Máxima (W)	Sapatilha	685±76	923±122
	Pedal simples	629±71***	747±105***

Diferença significativa: \*\*\*p<0,001.



retratada em um monitor posicionado à frente do ciclista, com um círculo contendo os pontos morto superior e inferior, o que possibilitou o participante reconhecer as fases de propulsão e recuperação.

Durante os testes os ciclistas de elite utilizaram seus próprios pedais de encaixe e sapatilhas e tiveram o cicloergômetro ajustado com as mesmas características de suas bicicletas, mantendo o pedivela (172,5 mm) igual para todos. O modo CLIPFBACK permitiu os ciclistas modificarem o padrão de pedalada, levando à diminuição da força efetiva durante as fases de propulsão e recuperação. Ficou notório a dificuldade em puxar o pedal na fase de recuperação ao ponto de gerar uma força efetiva durante todo o ciclo. A falta de diferença entre as forças efetivas produzidas pelo pedal simples e o de encaixe obtidas por Mornieux et al.<sup>13</sup> (Figura 11) e entre o pedal com ‘firma pé’ e o de encaixe encontrada por Wheeler, Gregor & Broker<sup>26</sup> confrontam os resultados encontrados por Davis & Hull<sup>34</sup>.



**Figura 11.** Representação da média da força efetiva dos ciclistas de elite (a 60%  $VO_2$  e 90 rpm) no pedal direito, em diferentes condições: pedal simples e pedal de encaixe (para sapatilha) com e sem *feedback*. **Fonte:** Adaptado de Mornieux et al.<sup>13</sup>, p. 821

Os autores concluíram que não houve redução do torque negativo entre os pedais simples e os de encaixe, e que esta variável foi reduzida apenas com o modo CLIPFBACK devido à manutenção da força tangencial. Para Timmer<sup>15</sup>, os usuários de sapatilha que conseguem efetivamente puxar o pedal na fase recuperativa são aqueles que apresentam um controle neuromotor bem desenvolvido. Ao ciclista que pedala em alta cadência sem a utilização de ‘firma pé’ ou outro dispositivo de fixação é exigido um controle motor muito mais preciso para evitar a perda de contato com os pedais<sup>37</sup>.

Wheeler, Gregor & Broker<sup>26</sup> relatam que a força efetiva produzida pelo grupo sem lesão no joelho ( $n=27$ ) apresentou padrão indistinguível entre os diferentes tipos de pedal utilizados, quando mensurada sob a mesma carga (150 W). Os autores puderam concluir que independentemente do pedal utilizado, a transmissão da potência produzida à bicicleta, quando mensurada por padrões de força efetiva, não foi comprometida. Estes resultados confrontam informação relatada por outros autores<sup>1,29,42</sup>, para os quais a sapatilha é mais eficiente

na transferência da força gerada pelos membros inferiores ao pedal, comparada ao pedal com ‘firma pé’.

### Influência dos tipos de Pedais sobre o Consumo de Oxigênio ( $VO_2$ )

Segundo Sanner & O’Halloran<sup>2</sup> o consumo de oxigênio ( $VO_2$ ) mantém-se inalterado quando o ciclista faz uso de pedais com ‘firma pé’. Para os autores este dispositivo aumenta o recrutamento muscular quando comparado aos pedais simples, diminuindo o esforço para girar o pedivela. Assim, quanto mais fibras musculares compartilharem a função de realizar o movimento que constitui o ciclo da pedalada, menos trabalho é exigido de cada grupo muscular, prolongando a resistência do ciclista. Todavia, os achados de Mornieux et al.<sup>13</sup> mostraram que o consumo de oxigênio em ciclistas de elite apresentou variação insignificante comparando o uso de pedais sem ‘firma pé’ ( $3,5 \pm 0,3$  L.min<sup>-1</sup>) aos de encaixe sem e com CLIPFBACK ( $3,4 \pm 0,3$  vs.  $3,7 \pm 0,2$  L.min<sup>-1</sup>,  $p < 0,05$ ).

Ostler, Betts & Gore<sup>14</sup> examinaram a alegação de Sutton et al.<sup>43</sup> de que uma redução de 8 a 18% do consumo de oxigênio submáximo ( $VO_2$ ) encontrado em seu estudo poderia ser devido à utilização de pedais com ‘firma pé’ ao invés de pedais simples. Os testes foram realizados com onze participantes em um cicloergômetro com cadência de 60 rpm. O  $VO_2$  médio encontrado foi de 2,1% maior para os pedais com ‘firma pé’ comparado aos pedais simples. Os autores concluíram também que houve uma probabilidade estimada em 99% de que os pedais com ‘firma pé’ não resultasse em uma redução menor do que 8% no  $VO_2$ . Portanto, os resultados encontrados revelaram que não foram os pedais com ‘firma pé’ que reduziram o  $VO_2$ .

Frente à apresentação de resultados controversos entre autores, é possível notar que esta variável ainda necessita de mais investigações para maiores esclarecimentos da influência de diferentes tipos de pedais sobre o consumo de oxigênio no ciclismo.

### Conclusão

A evolução tecnológica dos pedais tornou o ciclismo um esporte mais competitivo. A possibilidade de recrutar diferentes grupos musculares, em diferentes momentos e intensidades no decorrer do ciclo da pedalada parece desencadear alterações favoráveis em termos de eficiência do trabalho muscular. Além disso, a redução das forças de cisalhamento atuantes nas articulações do membro inferior garante um melhor desempenho nas modalidades, com redução da probabilidade de incidência de lesões por uso excessivo advindas da prática.

## Referências

1. Lamoreaux L. Cycling. In: Drinkwater BL. Women in Sport. Wiley-Blackwell, 2000, p. 535-49.
2. Sanner WH, O'Halloran WD. The Biomechanics, Etiology, and Treatment of Cycling Injuries. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2000; 90(7): 354-376.
3. Hug F, Dorel S. Electromyographic Analysis of Pedaling: A Review. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009; 19(2): 182-98.
4. Hintzy F, Belli A, Grappe F, Rouillon JD. Effet de l'utilisation de pédales automatiques sur les caractéristiques mécaniques mesurées lors de sprints sur cycloergomètre non isocinétique. *Science and Sports*, 1999; 14(3): 137-44.
5. Pruitt AL, Matheny F. Andy Pruitt's Complete Medical Guide for Cyclists. Boulder, CO: VeloPress, 2006.
6. Kleinpaul JF, Mann L, Piucco T, Pacheco AG, Moro ARP. Efeito do Uso de Sapatilha na Eletromiografia dos Músculos do Membro Inferior Durante Teste Incremental de Ciclismo. *Lecturas Educación Física y Deportes* 2009; 13(128): 1-1.
7. Champoux Y, Paré D, Drouet J-M, Rancourt D. In-Situ Measurement of Clipless Cycling Pedal Floating Angles. In: Estivalet M, Brisson P. *The Engineering of Sport 7 Vol. 1.* Springer-Verlag France, Paris, 2008, p. 273-80.
8. Gregor RJ, Broker JP, Ryan MM. The Biomechanics of Cycling. *Exerc Sport Sci Rev.* 1991; 19: 127-169.
9. Tate J, Shierman G. Toe Clips: How They Increase Pedalling Efficiency. *Bicycling* 1977; 18(6): 57.
10. Mohr T, Allison JD, Patterson R. Electromyographic Analysis of the Lower Extremity during Pedaling. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1981; 2(4): 163-70.
11. Ericson MO, Nisell R, Arborelius UP, Ekholm J. Muscular Activity During Ergometer Cycling. *Scand J Rehabil Med.* 1985; 17(2): 53-61.
12. Cruz CF, Bankoff AD. Electromyography in Cycling: Difference Between Clipless Pedal and Toe Clip Pedal. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 2001; 41(4): 247-52.
13. Mornieux G, Stapelfeldt B, Gollhofer A, Belli A. Effects of Pedal Type and Pull-Up Action During Cycling. *Institut für Sport und Sportwissenschaft* 2008; 29(10): 817-22.
14. Ostler LM, Betts JA, Gore CJ. Gross Cycling Efficiency is not Altered with and without Toe-Clips. *J Sports Sci.* 2008; 26(1): 47-55.
15. Timmer CAW. Cycling Biomechanics: A Literature Review. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1991; 14(3): 106-114.
16. Gregor RJ, Conconi F. Anatomy, Biochemistry and Physiology of Road Cycling. In: Gregor RJ, Conconi F. *Road Cycling: Olympic Handbook of Sports Medicine.* Wiley-Blackwell: 2000, p. 1-17.
17. Lefever-Button S. Cycling. In: Shamus E, Shamus J. *Sports Injury - Prevention & Rehabilitation.* 1<sup>a</sup> ed. McGraw-Hill, 2001, p. 459-483.
18. Stapelfeldt B, Mornieux G. Biomechanik im Radsport. *Sport-Orthopädie Sport-Traumatologie* 2005; 21(2): 107-14.
19. Grappe F. Optimisation de la technique de pédalage. In: Grappe F. *Cyclisme Et Optimisation De La Performance - Sciences Et Méthodologie De L'entraînement.* De Boeck, 2009, p. 291-299.
20. Callaghan MJ. Lower Body Problems and Injury in Cycling. *J BodyWork Mov Ther.* 2005; 9(3): 226-36.
21. Caselli MA, Rzonca EC, Rainieri JJ. Secrets to Treating Bicycling Injuries. *Clin Sports Med.* 2005; 18(8): 108-12.
22. Holmes JC, Pruitt AL, Whalen NJ. Lower Extremity Overuse in Bicycling. *Clin Sports Med.* 1994; 13(1): 187-203.
23. Gregor RJ, Conconi F, Broker JP. Biomechanics of Road Cycling. In: Gregor RJ, Conconi F. *Road Cycling.* Wiley-Blackwell: 2000, p. 18-39.
24. Silberman MR, Webner D, Collina S, Shiple BJ. Road Bicycle Fit. *Clin J Sport Med.* 2005; 15(4): 271-6.
25. Ruby P, Hull ML. Response of Intersegmental Knee Loads to Foot/Pedal Platform Degrees of Freedom in Cycling. *J Biomech.* 1993; 26(11): 1327-40.
26. Wheeler JB, Gregor RJ, Broker JP. The Effect of Clipless Float Design on Shoe/Pedal Interface Kinetics and Overuse Knee Injuries During Cycling. *J Appl Biomech.* 1995; 11(2): 119-41.
27. Gregor RJ, Wheeler JB. Biomechanical Factors Associated with Shoe/Pedal Interfaces. Implications for Injury. *Sports Med.* 1994; 17(2): 117-31.

28. Wheeler JB, Gregor RJ, Broker JP. A Dual Piezoelectric Bicycle Pedal with Multiple Shoe-Pedal Interface Compatibility. *Inter J Sport Biomech.* 1992; 8(3): 251-8.
29. Faria IE. Energy Expenditure, Aerodynamics and Medical Problems in Cycling. An update. *Sports Med.* 1992; 14(1): 43-63.
30. Jorge M, Hull ML. Analysis of EMG Measurement During Bicycle Pedalling. *J. Biomech.* 1986; 19(9): 683-94.
31. Ryan MM, Gregor RJ. EMG Profiles of Lower Extremity Muscles During Cycling at Constant Workload and Cadence. *J Electromyography Kinesiol.* 1992; 2(2): 69-80.
32. Burnett AF, Cornelius MW, Dankaerts W, O'Sullivan PB. Spinal Kinematics and Trunk Muscle Activity in Cyclists: A Comparison Between Healthy Controls and Non-Specific Chronic Low Back Pain Subjects - A Pilot Investigation. *Manual Therapy* 2004; 9(4): 211-219.
33. Fuhrman G. Resistance Training for Cycling. *NSCA's Performance Training Journal* 2002; 1(5): 14-23.
34. Davis RR, Hull ML. Measurement of Pedal Loading in Bicycling: II. Analysis and Results. *J. Biomech.* 1981; 14 (12): 857-72.
35. Bolourchi F, Hull ML. Measurement of Rider Induced Loads During Simulated Bicycling. *Int J Sport Biomech.* 1985; 1: 308-29.
36. Gregor RJ, Fowler E. Biomechanics of Cycling. In: Zachazewski JJ, Magee DJ, Quillen WS. 1<sup>st</sup> ed. *Athletic Injuries and Rehabilitation.* Philadelphia, PA: WB Saunders, 1996, p. 367-88.
37. Capmal S, Vandewalle H. Torque-Velocity Relationship During Cycle Ergometer Sprints with and Without Toe Clips. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1997; 76(4): 375-9.
38. Kuo AD. The Action of Two-Joint Muscles: The legacy of W. P. Lombard. In: *Classics in Movement Science.* Latash ML, Zatsiorsky VM. Champaign, IL: Human Kinetics, 2001, p. 289-316.
39. Li L. Neuromuscular Control and Coordination During Cycling. *Res Q Exerc Sport.* 2004; 75(1): 16-22.
40. Ericson M. On the Biomechanics of Cycling. A Study of Joint and Muscle Load During Exercise on the Bicycle Ergometer. *Scand J Rehabil Med Suppl.* 1986; 16: 1-43.
41. Takaishi T, Yamamoto T, Ono T, Ito T, Moritani T. Neuromuscular, Metabolic, and Kinetic Adaptations for Skilled Pedaling Performance in Cyclists. *Med Sci Sports Exerc.* 1998; 30(3): 442-9.
42. Willy R. *Bicycling Mechanics and Proper Fit.* Drayer Physical Therapy Institute, 2007; 1-2.
43. Sutton JR, Reeves JT, Wagner PD, Groves BM, Cymerman A et al. Operation Everest II. Oxygen Transport During Exercise at Extreme Simulated Altitude. *J. Appl. Physiol.* 1988; 64(4): 1309-21.