

CINESIOLOGIA E BIOMECÂNICA DO CICLISMO: UMA REVISÃO

KINESIOLOGY AND BIOMECHANICS OF CYCLING: A REVIEW

Thiago Ayala Melo Di Alencar¹, Karinna Ferreira de Sousa Matias¹, Franassis Barbosa de Oliveira²

¹Fisioterapeuta do Studio Bike Fit, graduado pela Universidade Estadual de Goiás (UEG)

²Fisioterapeuta. Mestre em Ciências da Saúde pela Universidade de Brasília (UnB). Docente da Universidade Estadual de Goiás (UEG)

e-mail: thiagoayala@hotmail.com

Resumo: O ciclismo é uma modalidade esportiva de movimento sincronizado de múltiplas articulações em cadeia cinética fechada, cuja força produzida pelos músculos da região lombo-pélvica e membros inferiores é transmitida ao pedivela para propulsar a bicicleta. O objetivo desta revisão foi discutir a cinesiologia e biomecânica do ciclismo, abordar a relação entre postura e centro de gravidade, o efeito da aerodinâmica sobre a resistência do ar, a relação da força aplicada perpendicularmente ao pedivela e a de reação do solo ao pneu traseiro, função ligamentar no joelho, função e atividade elétrica dos principais músculos do membro inferior na produção de força e assimetria de força no ciclo da pedalada. Foram utilizados oitenta e quatro textos, entre artigos da base de dados da *SciSearch*, *Embase*, *Lilacs*, *Scielo*, *PubMed* e livros publicados de 1959 a 2010. Os resultados revelaram que: a postura aerodinâmica dos ciclistas leva o centro de gravidade a ficar mais próximo do solo e reduz a área frontal voltada para o movimento, diminuindo, consequentemente, o arrasto aerodinâmico; a força de reação do solo sobre o pneu traseiro é diretamente proporcional à força aplicada perpendicularmente ao pedivela; a trajetória realizada pela tuberosidade anterior da tibia no plano frontal durante o ciclo da pedalada é elíptica; a angulação da atividade muscular é dependente da cadência, carga, ângulo do *seat tube*, dispositivos de fixação do pé ao pedal, posicionamento relativo do pé ao eixo do pedal e altura do selim e que a assimetria de forças aplicadas ao pedal geralmente está presente. A importância desta abordagem deve-se ao fato do ciclismo ser um esporte com crescente número de praticantes e pelo fato do cicloergômetro e ciclo simuladores serem utilizados com frequência em reabilitação cinético-funcional e em pesquisas sobre ciclismo.

Palavras-chave: ciclismo, postura, aerodinâmica, atividade muscular, assimetria.

Abstract: Cycling is a sport that requires synchronized movement of multiple joints in closed kinetic chain, whose force produced by the core stabilization and lower limbs muscles is transmitted

to the crank arm to propel the bike. The aim of this review was to discuss the kinesiology and biomechanics of cycling, addressing the relationship between posture and center of gravity, the effect of aerodynamics on the air resistance, the ratio of force applied perpendicularly to the crank and the ground reaction to the rear tire, knee ligament function, function and electrical activity of the main lower limb muscles to produce force and asymmetry of power in the pedaling cycle. Were used eighty-four texts, including articles of the database *SciSearch*, *Embase*, *Lilacs*, *Scielo*, *PubMed* and books published from 1959 to 2010. The results showed that the aerodynamic posture of the cyclists take the center of gravity to stay closer to the ground and reduces the frontal area facing the movement, decreasing consequently the aerodynamic drag, the ground reaction force on the rear tire is proportional to the force applied perpendicular to the crank, the trajectory performed by the anterior tibial tuberosity in the frontal plane during the pedaling cycle is elliptical, the angle of muscle activity is dependent of the cadence, load, seat tube angle, positioning relative of the foot to the pedal axis and saddle height and the asymmetry of forces applied to the pedal is usually present. The importance of this approach is due to the fact that cycling is a sport with a growing number of practitioners and because the cycle ergometer and cycle simulator are frequently used in kinetic-functional rehabilitation and on cycling research.

Keywords: cycling, posture, aerodynamics, muscle activity, asymmetry

Introdução

Pedalar é uma atividade que requer movimentos sincronizados de múltiplas articulações^{1,2} em cadeia cinética fechada^{3,4} visando gerar propulsão^{2,5} por meio da utilização das forças produzidas, principalmente, por músculos da região lombo-pélvica⁶ e membros inferiores⁷. O desempenho dos ciclistas depende das forças aplicadas, do treinamento específico e da utilização de bicicletas mais leves e com geometria mais aerodinâmica¹.



Compreender a biomecânica do ciclismo pode ajudar a eliminar os fatores etiológicos das lesões por esforço repetitivo decorrentes da prática do ciclismo^{8,9}. Considerando a perspectiva corporal por meio da cinesiologia aplicada ao ciclismo, pesquisadores relatam que é possível aumentar o desempenho a partir do ajuste do complexo ciclista-bicicleta¹. Estas alterações reduzem ao máximo a resistência do ar pela redução do coeficiente aerodinâmico^{1,10}, sem, contudo, predispor o ciclista à lesão¹. A incidência de lesões em membros inferiores no ciclismo é alta e historicamente as análises biomecânicas nesta modalidade esportiva dirigia atenção ou à bicicleta ou ao ciclista, relatam Gregor & Wheeler⁷.

O objetivo desta revisão foi abordar a relação entre postura e centro de gravidade, o efeito da aerodinâmica sobre a resistência do ar, apresentar a relação da força aplicada perpendicularmente ao pedivela e a reação do solo ao pneu traseiro, função de alguns ligamentos no joelho, a atividade elétrica e a função dos principais músculos do membro inferior envolvidos na produção de força e a assimetria de força durante o ciclo da pedalada.

Métodos

Foi realizada uma busca na base de dados *SciSearch*, *Embase*, *Lilacs*, *SciELO* e *PubMed* com os descritores: ciclismo (*cycling*), postura (*posture*), aerodinâmica (*aerodynamics*), atividade muscular (*muscle activity*) e assimetria (*assymetry*). Foram utilizados oitenta e quatro textos, entre artigos e livros publicados de 1959 a 2010. Todos os textos obtidos por meio das diferentes estratégias de busca foram avaliados e classificados em: a) elegíveis: estudos que apresentam relevância e têm possibilidade de ser incluídos na revisão; b) não elegíveis: estudos sem relevância, sem possibilidade de inclusão na revisão.

Discussão

O Ciclo da Pedalada - Considera-se como zero grau do ciclo da pedalada o ponto mais alto alcançado pelo pedivela, posição também conhecida por ponto morto superior. O ciclo da pedalada se divide em duas fases: fase de propulsão (0-180°) e fase de recuperação (180-360°). A fase de propulsão vai do ponto morto superior (0°) ao ponto morto inferior (180°), enquanto a fase de recuperação vai do ponto morto inferior ao ponto morto superior, considerando o sentido horário^{11,12}. Stapelfeldt & Mornieux¹³ citam a divisão do ciclo em quatro etapas: impulso (315-45°), compressão (45-135°), retorno (135-225°) e puxada (225-315°).

Postura e Centro de Gravidade - A postura assumida pelo ciclista é dependente de três pontos de contato com a bicicleta: o pedal, o selim e o guidão^{12,14,15}. A distribuição do peso sobre estes três

pontos influencia a localização do centro de massa do ciclista^{12,16}. A postura adequada e confortável ao ciclista o permite manobrar a bicicleta sem transferir seu centro de gravidade muito à frente¹⁷. O centro de gravidade do conjunto ciclista-bicicleta é dependente da altura do movimento central relativo ao solo^{3,10} e é um fator básico para se conseguir um ajuste confortável³.

A exemplo da prática do *downhill*, a produção de potência não é tão importante quanto a estabilidade e controle da bicicleta pelo ciclista. A estabilidade e o controle podem ser alcançados reduzindo o centro de gravidade do ciclista pelo rebaixamento da altura do selim¹⁸. O ciclista em postura muito ereta eleva o centro de gravidade¹⁹. Segundo Matteson²⁰, se durante descidas a projeção vertical do centro de gravidade do conjunto ciclista-bicicleta estiver à frente do eixo da roda dianteira o ciclista será projetado à frente.

Resistência do Ar - A importância da aerodinâmica teve primeiro impacto no ciclismo profissional quando Greg LeMond venceu Laurent Fignon na última etapa do *Tour de France* em 1989, utilizando clip de guidão, capacete aerodinâmico e roda traseira fechada, também denominada de lenticular^{21,22}, enquanto Fignon pedalou sem clip e sem capacete, expondo seus cabelos longos à resistência do ar²¹. A prova foi um contra-relógio de 24 km²³ e Fignon tinha 50 segundos de vantagem em relação a LeMond²¹. Ainda assim, LeMond venceu com diferença de 8 segundos²¹.

A resistência aerodinâmica e a de rolamento (atrito) são forças que reduzem significativamente a velocidade do ciclista²⁴. A resistência de rolamento é proporcional ao diâmetro da roda, calibragem e tipo do pneu, superfície do solo e atrito dos mecanismos internos da bicicleta²⁵, o qual contabiliza menos de 5% de toda a força resistiva por atrito²³. Broker²⁶ relata que o aumento de 10% na massa do conjunto ciclista-bicicleta exige do ciclista um aumento da potência produzida em 10%, na intenção de manter a aceleração do conjunto e superar os efeitos gravitacionais e a resistência de rolamento adicionais. A potência exigida para superar a resistência do ar é proporcional ao cubo da velocidade do conjunto^{22,27,28}.

Vários autores relatam que dois terços do arrasto aerodinâmico durante competição de ciclismo de estrada é criado pela resistência do ar secundário ao corpo humano, enquanto um terço deve-se à bicicleta^{11,27,29}. A força de arrasto aerodinâmico é calculada pela equação 1, onde F é a força de resistência, ρ a densidade do ar, C_d o coeficiente aerodinâmico, A_f a área frontal voltada para o movimento e v a velocidade do conjunto ciclista-bicicleta²³.

$$F = \frac{1}{2} \rho C_d A_f v^2 \quad (1)$$

É possível notar por meio da equação 1 que as modalidades de ciclismo de maior velocidade estão sujeitas a maiores forças de resistência do ar²⁴. Os quatro métodos que podem ser utilizados por ciclistas para reduzir a resistência do ar são: projetar-se atrás de

outro ciclista; reduzir a área frontal voltada para o movimento; eliminar superfícies rugosas e utilizar bicicletas em formatos aerodinâmicos^{24,30,31}.

Projetar-se atrás de outro ciclista é uma técnica denominada por “vácuo”³¹ e considerada proibida pela União Internacional de Ciclismo (UCI) em provas de contra-relógio²⁶. Quanto mais próximo um ciclista se mantém daquele posicionado à sua frente, menor é o arrasto¹¹. A resistência do ar reduz à medida que a distância entre as rodas diminui, na seguinte proporção 44, 42, 38, 34, 30 e 27% para 0,2, 0,4, 0,6, 1,0, 1,5 e 2,0 m, respectivamente²⁷. Hagberg & McCole³² relatam que em um pelotão de oito ciclistas a economia de energia para o segundo, terceiro e quarto ciclistas posicionados atrás do condutor do pelotão é de $26 \pm 7\%$ e de $39 \pm 6\%$ para ciclistas da quinta à oitava posição. De acordo com Broker²⁶ a potência exigida pelo segundo e terceiros ciclistas é de 61 a 66% e de 57 a 62% da potência realizada pelo condutor, respectivamente.

Quanto maior a área frontal do ciclista condutor maior é a vantagem para os que os seguem²⁷. Basset et al.³³ desenvolveram um método para estimar a área frontal do ciclista utilizando a altura (H) e massa corporal (M) como parâmetros (equação 2). Os ciclistas que se projetam em fila atrás do condutor do pelotão gastam menos energia. Um grupo pode completar uma prova em menor tempo, comparado a um ciclista isolado, se um revezamento de condução for realizado, considerando que o grupo seja formado por ciclistas de mesmo nível de treinamento²⁷. Desta forma o último ciclista pode economizar mais energia para o momento que tiver de conduzir o pelotão. A velocidade do pelotão pode aumentar de 4,8 a 6,4 km/h desde que haja um ritmo constante em percurso plano e com pouco vento²⁸.

$$A_f = 0,0293H^{0,725}M^{0,425} + 0,0604 \quad (2)$$

A eliminação de superfícies rugosas pode ser feita reduzindo a exposição de cabos, garrafas^{24,26,29,31}, utilizando camisetas mais justas^{23,30,31} e sapatilhas ao invés de firma-pé^{26,29,30}. O uso de capacete aerodinâmico por ciclistas de cabelos longos pode reduzir a resistência do ar em 7%³⁴. Segundo Kyle²⁷ a utilização da malha denominada por Lycra Spandex possibilita o ciclista reduzir a resistência do ar em aproximadamente 11%. A utilização de componentes e quadros mais aerodinâmicos reduz a turbulência^{29,30}. Broker²⁶ relata que bicicletas de contra-relógio aerodinâmicas podem reduzir o arrasto aerodinâmico em 20%.

A redução da área frontal pode ser alcançada com o ciclista se posicionando em posição mais aerodinâmica^{11,21,25}. Forrester²² relata que embora a mudança da postura verticalizada para a utilizada em triathlon resulte em redução do arraste de 12%, redução similar pode ser conseguida reduzindo a quantidade de 36 raios para 6 raios. O número de raios tem um impacto significativo sobre a potência e velocidade desenvolvida²². Em geral, quanto maior o número de

raios maior o arrasto, portanto, entre as rodas com raios, a de 3 raios apresenta o menor arrasto²¹. A utilização de rodas fechadas ou de três raios apresentam significativa redução da resistência do ar comparada às com 36 raios³⁴.

A Cinemática e Cinética - Para Too¹ mudança na altura do selim altera a cinemática do ciclismo, pois modifica a amplitude de movimento articular nos membros inferiores bem como o comprimento e alavanca muscular. A força responsável em girar o pedivela é tangente à trajetória realizada pelo eixo do pedal^{8,35}. A potência transferida ao pedivela é calculada multiplicando a velocidade angular do pedivela pelo torque^{12,26,35,36}. A Figura 1 ilustra as forças atuantes na relação da bicicleta, bem como a força horizontal exercida pelo solo sobre o pneu (F4).

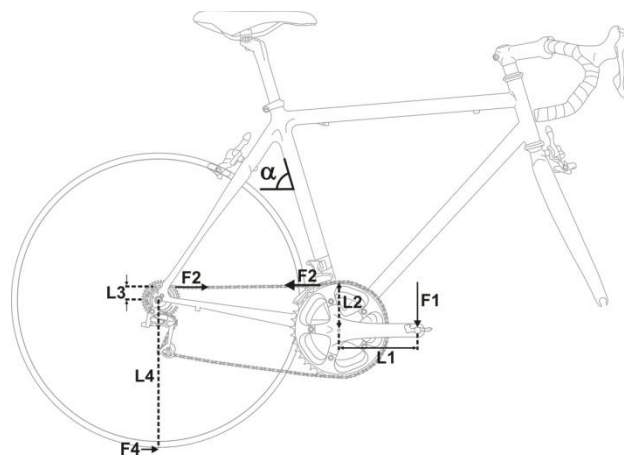


Figura 1. Relação entre força aplicada ao pedal e o componente da força horizontal na roda traseira. Seja F1, F2, F4, L1, L2, L3 e L4 a força que age perpendicular ao pedivela, a força de tração sobre a corrente, a força exercida pelo solo sobre o pneu, o comprimento do pedivela, o raio da coroa, o raio da catraca e o raio da roda traseira, respectivamente. O ângulo do *seat tube* é representado por α . **Fonte:** Adaptado de Cavanagh & Sanderson³⁷, p. 99.

O torque gerado pelo pedivela é calculado pelo produto da força F1 pelo comprimento do pedivela^{12,28,37} (equação 3). Desprezando o peso do conjunto ciclista-bicicleta e as forças inerciais é possível determinar a força sobre a corrente, já que o torque é constante em todos os pontos da coroa (equação 4). Em decorrência da força F2 ser transmitida diretamente da coroa à catraca o torque relativo a este componente é determinado segundo a equação 5. Substituindo a equação 4 na 5 encontra-se uma nova relação, F4, que fica em função de F1 e de todos os raios³⁷ (equação 6).

$$M1 = F1 \times L1 \quad (3)$$

$$F1 \times L1 = F2 \times L2 \quad \therefore F2 = F1 \times \frac{L1}{L2} \quad (4)$$

$$F4 \times L4 = F2 \times L3 \quad \therefore F4 = F2 \times \frac{L3}{L4} \quad (5)$$

$$F4 = F1 \times L1 \times \frac{L3}{L2} \times L4 \quad (6)$$

Considerando os valores 17, 10, 2,25 e 35 cm como medidas de L1, L2, L3 e L4, respectivamente, é possível reescrever a equação 4 da seguinte forma: $F4 = 0,11 \times F1$. Este resultado mostra que a força reativa do solo sobre a roda traseira é igual a 11% da força aplicada ao pedal³⁷ (F1). Sentado à bicicleta, o ciclista pode aplicar ao pedal uma força de aproximadamente metade de seu peso corporal durante a fase de propulsão, enquanto que em pé, segurando ao guidão, a força aplicada pode ser até três vezes maior que seu peso corporal. Para uma máxima eficiência mecânica a bicicleta deve ser ajustada de modo que o ciclista possa ter vantagem da intensidade e direcionamento da força aplicada^{4,38}.

A força aplicada ao pedal (FA) gera um componente vetorial denominado de força efetiva (FE, Figura 2), tangente à trajetória realizada pelo eixo do pedal^{11,37}. Quando o pé aplica uma força ao pedal, uma força de reação de igual módulo e direção oposta é imposta ao pé²⁹. Outra força atuante no membro inferior do ciclista é o torque rotacional, proveniente da rotação axial da tibia durante o ciclo da pedalada²⁹.

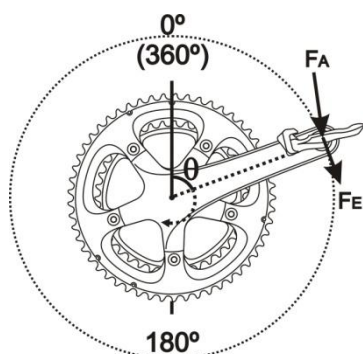


Figura 2. Ilustração das forças aplicada (FA) e efetiva (FE).

A força efetiva é responsável em gerar propulsão à bicicleta^{11,37} e superar a resistência do ar imposta sobre o ciclista e a força de atrito entre o solo e o pneu²⁸. A força efetiva aumenta à medida que o pedivela se aproxima de 90° do ciclo da pedalada, ângulo que corresponde ao pico de atividade do quadríceps¹¹. Na intenção de prolongar ao máximo a força efetiva durante a fase de recuperação os dispositivos de fixação do pé ao pedal foram desenvolvidos²⁸ (ex. sapatilha de

ciclismo). Para Cavanagh & Sanderson³⁷ denomina-se por força inútil a subtração algébrica da força aplicada ao pedal e a força efetiva.

Segundo Cavanagh & Sanderson³⁷ e Broker³⁹ o torque produzido no ciclo da pedalada é resultante das forças aplicadas em ambos os pedais (equação 7). Algumas vezes as forças aplicadas pelos membros inferiores se somam para aumentar o torque propulsor, porém é possível em algumas ocasiões que um dos membros inferiores gere torque negativo³⁷.

$$T = (F_E \text{ MIE} + F_E \text{ MID}) \times L1 \quad (7)$$

Durante a fase de recuperação é esperado que ocorra uma força ascendente sobre o pedal ou que o pedal não sofra descarga de peso³⁷. Para que o torque negativo (força descendente) sobre o pedal na fase de recuperação não ocorra, duas forças devem ser superadas: a força da gravidade sobre o membro inferior³⁷ e a força inercial ou tendência do peso dos membros inferiores em resistir ao movimento do pedal^{4,37,40}. Quando estas duas forças não são superadas o peso do membro inferior na fase de recuperação aplica uma força descendente no pedal, produz um torque negativo ao pedivela e reduz a eficiência do torque gerado pelo membro contralateral na fase de propulsão⁴¹.

Cavanagh & Sanderson³⁷ relatam que segundo pesquisa realizada com ciclistas recreacionais e profissionais, alguns dos participantes não realizaram descarga de peso sobre o pedal durante a angulação de 315 a 360°. Puxar o pedal na fase de recuperação é uma condição rara³⁷ e não é essencial à eficiência da pedalada²⁹. Timmer⁴² relata que quando o ciclista consegue realizar uma força resultante em direção ascendente torna-se possível puxar o pedal. Para Gregor, Conconi & Broker²⁹ ciclistas profissionais reservam essa técnica para aclives ou *sprint*, pois segundo Cavanagh & Sanderson³⁷ o gasto energético relacionado à esta prática é talvez o principal motivo pelo qual ciclistas geralmente não puxam o pedal na fase de recuperação.

A Artrocinemática - O cicloergômetro é um aparelho utilizado como recurso terapêutico para aumentar a amplitude de movimento das articulações do quadril, joelho e tornozelo bem como para fortalecer músculos dos membros inferiores^{43,44}. Além da cápsula articular e dos componentes músculo-tendíneos que transpassam o joelho, os ligamentos colateral medial, colateral lateral, cruzado anterior e cruzado posterior também ajudam a manter a estabilidade do joelho durante o movimento articular. Os ligamentos cruzado anterior e posterior restringem a translação anterior e posterior^{44,45} em 85% e 95%, respectivamente⁴⁵. Já os ligamentos colateral medial e lateral restringem nesta ordem o estresse em valgo e varo⁴⁵ e apresentam maior tensão quando o joelho está completamente estendido⁴⁶.

O ligamento cruzado anterior apresenta um vetor de ação que ajuda o fêmur a proteger-se de um

deslizamento posterior, função assistida pelos meniscos e ligamentos meniscotibiais^{44,45}. Dentre os estabilizadores secundários do joelho, destacam-se a articulação patelofemoral (quadríceps, patela e tendão patelar), os ísquios-tibiais e o gastrocnêmio^{42,47}. Os ísquios-tibiais são estabilizadores do joelho quanto à translação anterior da tibia em relação ao fêmur, em resposta a uma carga extensora gerada pelo quadríceps^{44,48}. Considerando a importância dos ísquios-tibiais para proteger o ligamento cruzado anterior pesquisadores têm proposto fortalecimento dos ísquios-tibiais durante a reabilitação cinético-funcional⁴⁸.

O platô tibial posterior medial e lateral, no plano sagital, tem uma inclinação de 7° ⁴⁹ e 9° , respectivamente^{47,49}. Devido a esta angulação, o fêmur tende a deslizar-se posteriormente sobre a superfície articular da tibia sob descarga de peso em posição ortostática^{44,47}. Chaudhari, Dyrby & Andriacchi⁵⁰ relatam que aos 78° de flexão do joelho ocorre uma translação ântero-posterior do fêmur em relação à tibia com média de $1,4 \pm 0,06$ cm na fase de recuperação e média de $0,9 \pm 0,02$ cm na fase de propulsão. A flexão do joelho durante o ciclo da pedalada é acompanhada por uma rotação medial da tibia de aproximadamente 13° ¹¹.

O torque desenvolvido na articulação do tornozelo é proporcional à distância entre o ponto de fixação da sapatilha ao pedal à articulação do tornozelo⁵¹. Grappe⁵² relata que o posicionamento da cabeça do primeiro metatarso sobre o eixo do pedal é importante por gerar o braço de alavanca mais eficiente. Quando a cabeça do primeiro metatarso é posicionada à frente do eixo do pedal o braço de alavanca do tornozelo é reduzido; conseqüentemente, menos estresse é imposto ao tendão de Aquiles e ao tríceps sural e menos força é exigida para estabilizar o pé no pedal^{14,53}, desde que a força aplicada ao pedal não aumente para compensar a redução do braço de alavanca. Este posicionamento pode ser útil no tratamento de ciclistas com lesão no tendão de Aquiles⁵⁴.

Sanner & O'Halloran⁴, Moran⁹ e Francis⁵⁵ relatam que a tuberosidade anterior da tibia no plano frontal deve descrever trajetória elíptica, conforme ilustra Figura 3A. Sanner & O'Halloran⁴ acrescentam ainda que a tuberosidade anterior da tibia pode descrever trajetória em forma de oito (Figura 3B). A razão para execução de trajetória elíptica é devido ao fato do quadril sofrer adução durante a extensão do joelho decorrente do valgismo fisiológico e da disparidade entre os raios de curvatura dos côndilos femorais⁴. O raio de curvatura do côndilo lateral é maior que o do côndilo medial^{56,57}, crescendo de pósterio-anteriormente de 17 para 38 mm no côndilo medial e de 12 para 60 mm no côndilo lateral, gerando a curva evoluta⁵⁷. Para Kapandji⁵⁷ quando o joelho move-se de extensão para flexão o eixo anatômico do joelho move-se aproximadamente 2 cm. Em decorrência do pé e quadril trabalharem em cadeia cinética fechada o joelho se movimenta no plano frontal para compensar esta disparidade, resultando em medialização do joelho ao

movimento pósterio-anterior da tibia à superfície distal do côndilo femoral durante a extensão do joelho⁴.

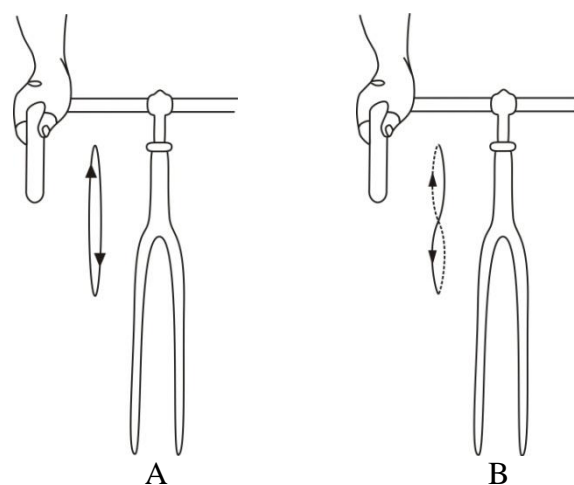


Figura 3. Vista frontal da trajetória realizada pela tuberosidade anterior da tibia durante o ciclo da pedalada: (A) trajetória elíptica e (B) em forma de oito. **Fonte:** (a) Francis⁵⁵, p. 163; (b) adaptado de Sanner & O'Halloran⁴, p. 370.

Ericson & Nisell⁵⁸ realizaram um estudo cujo objetivo foi mensurar alterações das forças de compressão fêmoro-patelar causadas por mudanças na carga, cadência, altura do selim e posição do pé relativo ao pedal. Foram analisadas as forças de compressão fêmoro-patelar (F_{cp}), força de compressão entre o tendão do quadríceps e a tróclea (F_{cq}), forças do tendão do quadríceps (F_q) e tendão patelar (F_p), conforme ilustra Figura 4. A referência adotada pelos autores foi 120 W, 60 rpm, altura do selim correspondendo a 113% da distância da tuberosidade isquiática ao maléolo medial e cabeça do segundo metatarso posicionado sobre o eixo do pedal.

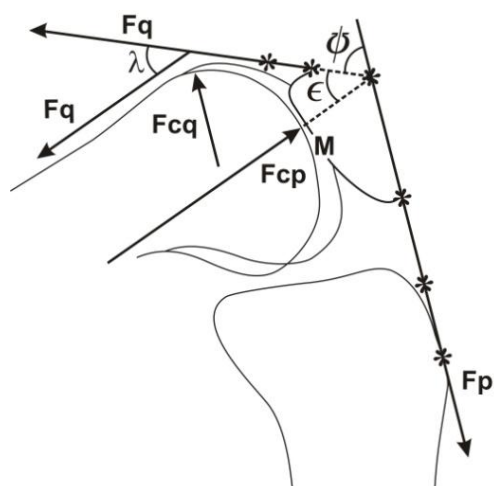


Figura 4. Representação do fêmur, tibia e patela posicionada sobre a tróclea. **Fonte:** Adaptado de Nisell⁵⁹, p. 19.

As forças Fcp, Fp e Fq apresentaram pico com o pedivela a 60° do ciclo da pedalada. A força Fcq teve pico aos 30°, enquanto Fcp apresentou pico médio igual a 905 N a 83° de flexão de joelho, angulação na qual os picos de Fp e Fq apresentaram valores de 661 N e 938 N, respectivamente. A força Fcq teve pico média no valor de 295 N à angulação média do joelho de 108°⁵⁸ (Figura 5).

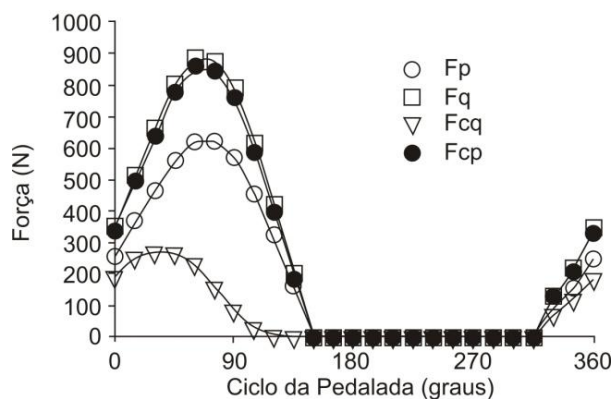


Figura 5. Intensidade de força mensurada durante o ciclo da pedalada. **Fonte:** Adaptado de Ericson & Nisell⁵⁸, p. 1367.

Segundo os autores, as forças de compressão (Fcp e Fcq) podem ser minimizadas reduzindo-se a carga ou aumentando a altura do selim. No entanto, alterações na cadência e no posicionamento do pé relativo ao pedal não influenciam significativamente na intensidade destas forças⁵⁸.

A Atividade Muscular - A atividade elétrica de muitos músculos que exercem grande função no ciclo da pedalada (Tabela 1) pode ser facilmente avaliada utilizando eletrodos de superfície posicionados no ventre muscular^{23,60-62}. Gregor, Broker & Ryan²³ relatam que o uso da eletromiografia no ciclismo tem sido focado primariamente na descoberta dos diferentes efeitos do recrutamento dos músculos dos membros inferiores.

Tabela 1. Função dos principais músculos do membro inferior no ciclo da pedalada

Músculo	Função
Glúteo Máximo ^a	Extensor do quadril
Íleo-Psoas ^b	Flexor do quadril
Vasto Lateral ^a	Extensor do joelho
Vasto Medial ^a	Extensor do joelho
Reto Femoral ^b	Extensor do joelho e flexor do quadril
Bíceps-Femoral	
cabeça curta ^a	Flexor do joelho
cabeça longa ^b	Flexor do joelho e extensor do quadril
Semitendíneo ^b	Flexor do joelho e extensor do quadril
Semimembranoso ^b	Flexor do joelho e extensor do quadril
Tibial Anterior ^a	Dorsiflexor do tornozelo
Gastrocnêmio ^b	Flexor plantar do tornozelo e flexor do joelho
Sóleo ^a	Flexor plantar do tornozelo

^auniarticular, ^bbiarticular

Dos dez músculos representados na Figura 6 o íleo-psoas é o único que não tem estudo sobre sua atividade eletromiográfica, todavia, por ser flexor do quadril, fica subentendido que sua atividade ocorre durante a fase de recuperação⁴³. A razão por não ter estudo a seu respeito deve-se ao fato de ser um músculo profundo e, conseqüentemente, de difícil análise eletromiográfica, relata Houtz & Fischer⁴³.

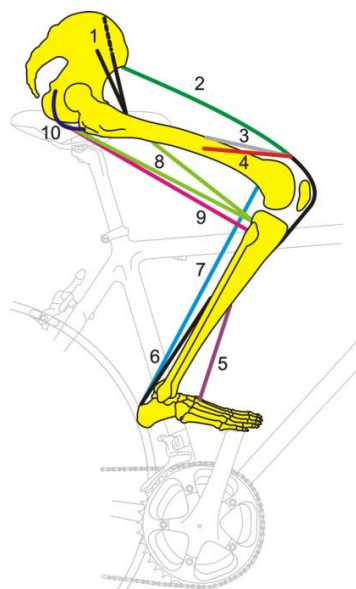


Figura 6. Representação dos principais músculos dos membros inferiores envolvidos na pedalada: (1) íleo-psoas, (2) reto femoral, (3) vasto medial e (4) vasto lateral, (5) tibial anterior, (6) sóleo, (7) gastrocnêmio, (8) bíceps femoral, (9) semitendíneo e (10) glúteo máximo. **Fonte:** adaptado de Rankin & Neptune⁶³, p. 1495

Para Fluhme, Kaplan & Fu⁴⁵ à medida que o joelho é estendido, a patela cursa para cima pela tróclea, aumentando o torque de extensão. O quadríceps é o principal gerador de potência na fase propulsiva e muitos ciclistas enfatizam o treinamento destes músculos para melhorar o desempenho, porém, esta prática pode aumentar o risco de lesão por esforço repetitivo no joelho⁶⁴ na presença de desequilíbrio muscular⁶⁵. Lefever-Button¹¹ e Pruitt & Matheny⁶⁶ referem o tensor da fáscia lata e grácil, ambos biarticulares, como estabilizadores lateral e medial do movimento do joelho no plano sagital, respectivamente.

Jorge & Hull⁶⁰ analisaram a atividade eletromiográfica de oito músculos durante a pedalada: glúteo máximo, reto femoral, vasto medial, vasto lateral, tibial anterior, gastrocnêmio, bíceps femoral cabeça longa e semimembranoso. Utilizando um ciclossimulador e eletrodos de superfície os autores observaram a angulação relativa de ativação dos músculos avaliados (Figura 7).

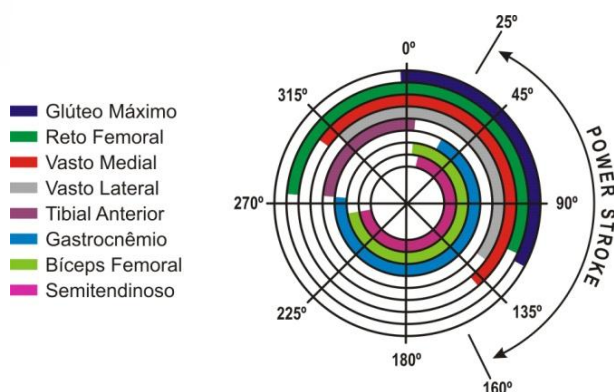


Figura 7. Representação eletromiográfica da média da atividade muscular. O ílio-psoas, semimembranoso e sóleo não foram representados. **Fonte:** Adaptado de Jorge & Hull⁶⁰, p. 689.

O padrão de atividade elétrica é dependente da cadência⁶⁷, carga⁶⁰, altura do selim^{60,61,67}, ângulo do *seat tube*⁶⁸, dispositivos de fixação do pé ao pedal^{60,67} (ex. firma-pé, sapatilha de ciclismo) e posicionamento do pé relativo ao eixo do pedal⁶⁷. Dessa forma, a representação eletromiográfica ilustrada por Jorge & Hull⁶⁰ na Figura 7 representa o comportamento muscular no ciclo da pedalada nas seguintes condições: cadência de 80 rpm, relação de marcha 52x19, a 100 W, com uso de taco e altura do selim no valor de 100% da distância do trocânter maior ao solo. A amplitude de movimento do quadril, joelho e tornozelo^{43,69} varia com ajustes na altura do selim^{42,43,61,69}.

De 0 a 120° o músculo glúteo máximo contribui na extensão do quadril⁴. O início da atividade do glúteo máximo ocorre imediatamente antes do ponto morto superior (0°), apresentando pico de atividade aos 55° no ciclo da pedalada⁴⁰. Os ísquios-tibiais também estendem o quadril e estão ativos de 45 a 180° e início da fase de recuperação⁴. A atividade do reto femoral antecede a do vasto lateral e medial⁴⁰, provavelmente por se tratar de um músculo biarticular e atuar na flexão do quadril no início da segunda metade da fase de recuperação. A força tangente ao pedal na fase de propulsão é substancialmente mantida pela ação dos vastos^{35,60}.

A articulação do quadril apresenta um ângulo de 71° quando o pedivela encontra-se no ponto morto superior e de 28° quando o pedivela atinge o ponto morto inferior, realizando, portanto, uma amplitude de movimento de 43°. O glúteo máximo e os ísquios-tibiais colaboram com aproximadamente 27% do trabalho muscular total desta fase¹¹. A máxima extensão alcançada pelo quadril e joelho ocorre simultaneamente⁴³.

O quadríceps encontra-se ativo na segunda metade da fase de recuperação e de 0 a 120°, sendo responsável por impulsionar o pedal ao passar pelo ponto morto superior. Devido à sua ação, o vetor força resultante no pedal no início da fase de propulsão é orientado para baixo e ligeiramente para frente^{4,35}. O quadríceps entra em atividade na segunda metade da fase de recuperação

produzindo 4% do trabalho muscular total pela atividade do reto femoral⁷⁰.

A contração do quadríceps na fase de propulsão estende o joelho e cria uma força descendente no pedal, desde que o glúteo e os ísquios-tibiais estendam o quadril. De fato, se o pé encontra-se fixado ao pedal por meio de uma sapatilha, o joelho é estendido mesmo sem ação do quadríceps, porque a extensão do quadril empurra o pedal para baixo levando o joelho à extensão^{4,71}.

Segundo Lefever-Button¹¹ a amplitude de movimento do tornozelo geralmente envolve 15° de dorsiflexão e 20° de flexão plantar. É observada atividade muscular no tibial anterior, gastrocnêmio, sóleo e demais músculos do compartimento profundo da perna, perfazendo aproximadamente 20% do trabalho total realizado. Trinta e oito por cento deste trabalho tem sido atribuído ao tibial posterior, flexor longo dos dedos e flexor longo do hálux¹¹. A máxima dorsiflexão coincide com a máxima flexão do joelho e quadril entre a posição de 337° e 23° do ciclo da pedalada⁴².

Os principais flexores plantares também estão ativos durante a fase propulsiva, e por mais que não sejam considerados geradores primários de força, são importantes por promover uma ligação estável entre o pedal e as articulações do tornozelo e joelho⁴⁰. Os flexores plantares asseguram que toda a força produzida pela musculatura lombo-pélvica e demais cadeias musculares nos membros inferiores possa ser transmitida ao pedal na fase de propulsão^{40,72}.

O recrutamento do músculo sóleo é anterior ao do gastrocnêmio, dos 27 aos 145°^{40,42}, com pico de atividade antes de 90°. O gastrocnêmio é recrutado aos 35°^{40,42}, apresentando pico de atividade em média a 107°⁴⁰, declinando gradualmente durante a fase de recuperação e finalizando sua atividade próximo aos 270°^{40,60}. Estes dois músculos entram em contração após os extensores da coxo-femoral e do joelho iniciarem suas atividades. O gastrocnêmio apresenta a maior amplitude de atividade de todos os músculos no ciclo da pedalada⁴². A atividade do tibial anterior tem início quando o gastrocnêmio deixa de contribuir, próximo a 270°, por se tratar de músculos antagonistas^{8,60}.

O semimembranoso e semitendinoso são recrutados na fase de propulsão, com pico de atividade ocorrendo aos 90° (ou ligeiramente após), quando a atividade do glúteo máximo e vastos estão reduzindo rapidamente. O pico de atividade do semitendinoso ocorre ligeiramente após a do semimembranoso e a atividade do bíceps femoral é o mais variável dos três músculos que compõem os ísquios-tibiais⁴⁰. Os ísquios-tibiais e o gastrocnêmio estão ativos na primeira metade da fase de recuperação, proporcionando ação importante na flexão do joelho^{8,40}. Durante a flexão do joelho o trabalho dos ísquios-tibiais e gastrocnêmio contabilizam 10%¹¹.

O paradoxo de Lombard postula que músculos antagonistas podem atuar na mesma modalidade de contração que seus agonistas⁷³. Durante a fase de propulsão a contração de músculos agonistas/antagonistas ocorre para gerar torque

necessário para transmitir a força gerada pelos membros inferiores ao pedal⁷⁴. Esta ocorrência pode ser observada no ciclismo quando o reto femoral estende o joelho e os ísquios-tibiais estendem o quadril. Teoricamente é um movimento complexo, visto que o reto femoral além de flexor do quadril é extensor do joelho e os ísquios-tibiais também são flexores do joelho além de extensores do quadril⁷⁵⁻⁷⁹. A explicação para este paradoxo deve-se ao fato do torque extensor gerado pelos ísquios-tibiais no quadril ser maior que gerado pelo reto femoral na mesma articulação e o torque extensor gerado pelo quadríceps no joelho é maior que o torque flexor produzido pelos ísquios-tibiais. Em movimento de cadeia cinética fechada, a co-contratação dos posteriores de coxa e quadríceps ocorre para fazer o pedal percorrer a fase de propulsão^{78,79}.

Van Ingen Schenau et al.⁸⁰ sugerem que no ciclismo os músculos biarticulares são responsáveis principalmente em controlar a direção da força produzida e sua transferência aos segmentos adjacentes durante o movimento articular, enquanto os músculos uniarticulares são essencialmente responsáveis por contribuir na produção de força. Um músculo é considerado importante ao movimento se contribuir efetivamente ao movimento desejado, trabalhando em sinergia com os demais músculos agonistas para desempenhar suas funções biomecânicas e alcançar uma meta inatingível por um músculo isolado. Assim, por definição, músculos sinérgicos devem ser co-ativados³⁵.

No ciclismo o sóleo e o gastrocnêmio são co-ativados durante a extensão do joelho na fase de propulsão³⁵ assim como os músculos tibial anterior e reto femoral ipsilaterais na segunda metade da fase de recuperação⁸¹ para transferir a força gerada pelo membro inferior ao pedivela^{35,81}. Devido à associação mecânica e ao sinergismo dos músculos dos membros inferiores, o reto femoral e o tibial anterior são co-ativados com os flexores plantares e o bíceps femoral do membro contralateral para propulsão do pedivela ao longo das respectivas zonas de transição⁸¹. Sem a ação sinérgica dos músculos flexores plantares o tornozelo seria dorsifletido durante a extensão do quadril, resultando em perda parcial da força gerada pelo glúteo máximo³⁵.

Assimetria de Força e Potência - Segundo Cavanagh & Sanderson³⁷ e Bertucci & Grappe¹² sugerir que o ciclismo seja uma atividade essencialmente simétrica, com cada membro inferior exercendo igual contribuição parece plausível. No entanto, Daly & Cavanagh⁸² mostraram que em ciclistas recreacionais as contribuições relativas de cada membro inferior não eram simétricas. De acordo com Gregor, Conconi & Broker²⁹ a ocorrência de simetria na técnica de pedalada é rara e a falta de ajuste da bicicleta ao ciclista pode acentuar a assimetria.

De acordo com Broker³⁹ os *mountain bikers* exibem distribuição mais uniforme de força durante o ciclo da pedalada, comparado às outras modalidades de ciclismo, em análise laboratorial. Provavelmente esta habilidade

tenha sido adquirida porque estes ciclistas se expõem frequentemente às condições que requerem mais uniformidade na geração de torque, como por exemplo, treinamento em aclives.

Cavanagh & Sanderson³⁷ determinaram dois índices para avaliação da simetria: o índice de força assimétrica (FA; equação 8) e o índice de trabalho assimétrico (TA; equação 9). A força assimétrica é calculada considerando o impulso da força resultante aplicada pelos membros inferiores³⁷. A razão da força resultante do membro inferior direito pelo esquerdo multiplicado por 100 fornece a porcentagem relativa de contribuição de cada membro e é denominada de índice de força assimétrica. Se o valor encontrado é maior que 100 o membro inferior direito aplica mais força do que o membro inferior esquerdo e se o valor encontrado é menor que 100 o membro inferior esquerdo aplica mais força do que o direito. A assimetria na força aplicada pode traduzir diferenças quanto à força muscular ou histórico de lesão no membro inferior³⁷.

$$FA = \left(\frac{F_R MID}{F_R MIE} \right) \times 100 \quad (8)$$

O índice de trabalho assimétrico é a relação do trabalho realizado pelo membro inferior esquerdo pelo direito, multiplicado por 100. Nesta relação matemática apenas a força efetiva é utilizada para cálculo do índice. Quando a assimetria relativa à força e trabalho é ipsilateral mais trabalho está sendo realizado como resultado de mais força estar sendo aplicada. Se a assimetria relativa à força e trabalho é contralateral o membro que produz maior força realiza o menor trabalho. Isto implica que a força gerada está sendo transmitida à bicicleta com menor eficiência pelo membro que aplica maior força³⁷. O motivo desta diferença pode ser devido a histórico ou presença de lesão, variação anatômica, déficit neuromuscular ou problemas com o treinamento^{37,83}.

$$TA = \left(\frac{F_R MID}{F_R MIE} \right) \times 100 \quad (9)$$

Cavanagh & Sanderson³⁷ relatam que quando a assimetria durante a fase de propulsão gera um desequilíbrio do trabalho muscular realizado, o ciclista tende a apresentar perda no desempenho comparado à condição na qual os membros inferiores apresentam igual contribuição à produção de potência. Daly & Cavanagh⁸² se interessaram na influência da lateralidade sobre a assimetria do padrão de pedalada para diferentes potências. Eles determinaram o índice de assimetria (equação 10):

$$IA = \left(\frac{\text{Trabalho do membro dominante}}{\text{Trabalho do membro não dominante}} \right) \times 100 \quad (10)$$

Carpes et al.⁸⁴ avaliaram seis ciclistas homens em um cicloergômetro quanto à simetria na pedalada durante o percurso de 40 km simulados (contra-relógio).

O tempo gasto por cada ciclista foi dividido em quatro partes, formando quatro fases. O tempo para completar o percurso foi de $61 \pm 1,5$ min. Foi utilizado o valor arbitrário de índice de assimetria (IA) $\geq 10\%$ de diferença entre os membros inferiores para permitir um limiar a fim de atribuir uma pontuação de assimetria significativa ou não significativa⁸⁴.

A análise do torque produzido no pedivela mostrou um índice da assimetria significativo para todos os ciclistas na primeira e última fase. O pico de torque nas fases 1, 2, 3 e 4 foram $15,58 \pm 6,49$, $14,25 \pm 3,86$, $13,48 \pm 5,51$ e $18,14 \pm 4,58$ N.m, respectivamente. As fases intermediárias, 2 e 3, apresentaram índice de assimetria iguais a $13,51 \pm 4,17\%$ e $17,28 \pm 5,11\%$, enquanto as fases 1 e 4, os valores encontrados foram de $8,91 \pm 0,7\%$ e $0,32 \pm 2,92\%$. Os resultados encontrados também revelaram que a ocorrência de assimetria significativa esteve associada à maior produção de torque pelo membro dominante, assim denominado por ser o membro que o ciclista usa para chutar⁸⁴. Para Carpes et al.⁸⁴ a aplicação de força simétrica no pedal é importante à otimização do desempenho, dado que o fenômeno da assimetria parece estar associado com os mecanismos da fadiga neuromuscular e adaptação para reduzir a susceptibilidade à fadiga precoce ou lesão musculoesquelética.

Conclusão


A cinesiologia e biomecânica aplicada ao ciclismo possibilita melhor compreensão da modalidade esportiva quanto à artrocinemática, atividade elétrica, sinergismo do recrutamento muscular e assimetria de força e potência transmitida ao pedal durante o ciclo da pedalada. A importância desta abordagem deve-se ao fato do cicloergômetro e ciclossimuladores serem utilizados com frequência em reabilitação cinético-funcional e em pesquisas sobre ciclismo.

Referências

1. Too D. Biomechanics of cycling and factors affecting performance. *Sports Med.* 1990; 10(5): 286-302.
2. Caselli MA, Rzonca EC, Rainieri, JJ. Secrets to Treating Bicycling Injuries. *Clin Sports Med.* 2005; 18(8): 108-12.
3. Lamoreaux L. Cycling. In: Drinkwater BL. *Women in Sport.* Wiley-Blackwell, 2000, p. 535-49.
4. Sanner WH, O'Halloran WD. The Biomechanics, Etiology, and Treatment of Cycling Injuries. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2000; 90(7): 354-76.
5. Nichols CE. Injuries in Cycling. In: Renstrom PAFH. *Clinical Practice of Sports Injury Prevention and Care: Olympic Encyclopaedia of Sports Medicine.* 2nd ed. Oxford, United Kingdom: Wiley-Blackwell Sciences Ltd, 1994, p. 514-525.
6. Taylor L. Hard Core Cycling. *Impact Magazine* 2005 May/June; 44-45.
7. Gregor RJ, Wheeler JB. Biomechanical Factors Associated with Shoe/Pedal Interfaces: Implications for Injury. *Sports Med.* 1994; 17(2): 117-31.
8. Hull ML, Jorge M. A method for Biomechanical Analysis of Bicycle Pedalling. *J Biomech.* 1985;18(9): 631-44.
9. Moran GT. Biomechanics of Cycling the Role of the Foot Pedal Interface. In Kreighbaum E. & McNeill A. *Proceedings of the 6th ISBS Symposium, 1988;* 43-9.
10. Reiser RF, Peterson ML. Lower-Extremity Power Output in Recumbent Cycling: a Literature Review. *Human Power* 1998; 13(3): 6-13.
11. Lefever-Button S. Cycling. In: Shamus E, Shamus J. *Sports Injury - Prevention & Rehabilitation.* 1st ed. McGraw-Hill, 2001, p. 459-483.
12. Bertucci W, Grappe F. Biomécanique du pédalage. In: Grappe F. *Cyclisme et optimisation de la performance: sciences et méthodologie de l'entraînement.* 2^e édition. De Boeck Université, 2009, p. 195-208.
13. Stapelfeldt B, Mornieux G. Biomechanik im Radsport. *Sport-Orthopädie Sport-Traumatologie* 2005; 21(2): 107-14.
14. De Vey Mestdagh K. Personal Perspective: in Search of an Optimum Cycling Posture. *Applied Ergonomics* 1998; 29(5): 325-34.
15. Walker JJ, Dave SJ. Road Bike Injuries. In: Buschbacher R, Prahlow ND, Dave SJ. *Sports Medicine and Rehabilitation: A Sport-Specific Approach.* 2nd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins, 2009, p. 109-118.
16. Rodgers MM, Cavanagh PR. Glossary of Biomechanical Terms, Concepts, and Units. *Phys Ther.* 1984; 64(12): 1886-1902.
17. Kronisch RL. How to Fit a Mountain Bike. *Phys Sportsmed.* 1998; 26(3): 1-4.
18. Colson E. Biomechanics of Cycling - Biomechanics of Common Sporting Injuries. In: Brukner P, Khan K. *Clinical Sports Medicine.* 3rd ed. McGraw-Hill, 2008, p. 69-77.

19. Burke ER. Proper fit of the bicycle. *Clin Sports Med.* 1994; 13(1): 1-14.
20. Matteson FH. Bicycle Pitchover Characteristics. *Human Power* 2001; fall, 51: 6-8.
21. Lukes RA, Chin SB, Haake SJ. The Understanding and Development of Cycling Aerodynamics. *Sports Engineering* 2005; 8: 59-74.
22. Forrester AIJ. On the Aerodynamics of Bicycle Wheels. 2008: 1-14.
23. Gregor RJ, Broker JP, Ryan MM. The Biomechanics of Cycling. *Exerc Sport Sci Rev.* 1991; 19: 127-69.
24. Brolinson PG, Bolin DJ. Cycling. In: Karageanes SJ. *Principles of Manual Sports Medicine.* Lippincott Williams & Wilkins, 2005, p. 474-84.
25. Faria EW, Parker DL, Faria IE. The Science of Cycling. Factors Affecting Performance – Part 2. *Sports Med.* 2005; 35(4): 313-37.
26. Broker JP. Cycling Power: Road and Mountain Bike. In: Burke ER. *High-Tech Cycling.* 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2003a, p. 147-174.
27. Kyle C. Mechanical Factors Affecting the Speed of a Cycle. In: Burke ER. *Science of Cycling.* Champaign: Human Kinetics, 1986, p. 123-136.
28. Faria IE. Energy Expenditure, Aerodynamics and Medical Problems in Cycling. An update. *Sports Med.* 1992; 14(1): 43-63.
29. Gregor RJ, Conconi F, Broker JP. Biomechanics of Road Cycling. In: Gregor RJ, Conconi F. *Road Cycling.* Wiley-Blackwell, 2000, p. 18-39.
30. Kyle CR, Burke E. Improving the Racing Bicycle. *Mech. Eng.* 1984; 106(9): 35-45.
31. Kyle CR. Energy and Aerodynamics in Bicycling. *Clin Sports Med.* 1994; 13(1): 39-73.
32. Hagberg JM, McCole SD. Energy Expenditure in Cycling. In: Burke ER. *High-Tech Cycling.* 1st ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 1996, p. 167-184.
33. Bassett DR Jr, Kyle CR, Passfield L, Broker JP, Burke ER. Comparing Cycling World Hour Records, 1967-1996: Modeling with Empirical Data. *Med Sci Sports Exerc.* 1999; 31(11): 1665-76.
34. Kyle CR. The Aerodynamics of Helmets and Handlebars. *Cycling Science* 1989; 1(1): 122-5.
35. Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA. Biomechanics and Muscle Coordination of Human Walking. Part I: Introduction to Concepts, Power Transfer, Dynamics and Simulations. *Gait Posture.* 2002; 16(3): 215-32.
36. Firth MS. Equipment Note: A Sport-Specific Training and Testing Device for Racing Cyclists. *Ergonomics* 1981; 24(7): 565-71.
37. Cavanagh PR, Sanderson DJ. The Biomechanics of Cycling: Studies of the Pedaling Mechanics of Elite Pursuit Riders. In: Burke ER. *Science of Cycling.* Champaign: Human Kinetics, 1986, p. 91-122.
38. Diefenthaler F, Bini RR, Nabinger E, Laitano O, Pivetta Carpes FP et al. Proposta Metodológica para a Avaliação da Técnica da Pedalada de Ciclistas: Estudo de Caso. *Rev Bras Med Esporte* 2008a; 14(2): 155-8.
39. Broker JP. Cycling Biomechanics: Road and Mountain. In: Burke ER. *High-Tech Cycling.* 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2003b, p. 119-146.
40. Kellmann M, Kallus KW. Recovery-stress Questionnaire for Athletes – User Manual. Champaign, IL: Human Kinetics, 2001, 128 pp.
41. Bolourchi F, Hull ML. Measurement of Rider Induced Loads During Simulated Bicycling. *Int J Sport Biomech.* 1985; 1: 308-29.
42. Timmer CAW. Cycling Biomechanics: A Literature Review. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1991; 14(3): 106-14.
43. Houtz SJ, Fischer FJ. An Analysis of Muscle Action and Joint Excursion during Exercise on a Stationary Bicycle. *J Bone Joint Surg Am.* 1959; 41-A(1): 123-31.
44. McLeod WD, Blackburn TA. Biomechanics of Knee Rehabilitation with Cycling. *Am J Sports Med.* 1980; 8(3): 175-180.
45. Fluhme DJ, Kaplan LD, Fu FH. Joelho e Perna. In: Greene WB. *Ortopedia de Netter.* 1^a ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006, p. 326-348.
46. Smith LK, Weiss EL, Lehmkuhl LD. *Cinesiologia Clínica de Bruunstron.* 5^a ed. São Paulo: Manole; 2003.

47. McLeod WD, Hunter S. Biomechanical Analysis of the Knee. *Physical Therapy* 1980; 60(12): 1561-4.
48. Neptune RR, Kautz, SA. Knee Joint Loading in Forward Versus Backward Pedaling: Implications for Rehabilitation Strategies. *Clin Biomech.* 2000; 15(7): 528-35.
49. Goyal KS, Skalak AS, Marcus RE, Vallier HA, Haile-Salassie, Yohannes & Cooperman, Daniel R. A Unique Digital Expression of Tibial Plate Fit on Normal Humans. *Orthopaedic Journal* 2005; 2(1): 28-32.
50. Chaudhari AM, Dyrby CO, Hearn BK, Andriacchi TP. Dynamic Changes in Anterior/Posterior Translation and Internal/External Rotation of the Knee During Cycling. 25th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, San Diego, CA, August 2001.
51. Ericson MO, Ekholm J, Svensson O, Nisell R. The Forces of Ankle Joint Structures during Ergometer Cycling. *Foot & Ankle* 1985a; 6(3): 135-42.
52. Grappe F. Optimisation de la technique de pédalage. In: Grappe F. *Cyclisme et optimisation de la performance: sciences et méthodologie de l'entraînement.* 2^e édition. De Boeck Université, 2009, pp. 291-300.
53. Burke ER, Pruitt AL. Body Positioning for Cycling. In: Burke ER. *High-Tech Cycling.* 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2003, p. 69-92.
54. Van Sickle JR Jr, Hull ML. Is Economy of Competitive Cyclists Affected by the Anterior-Posterior Foot Position on the Pedal? *J Biomech.* 2007; 40(6): 1262-7.
55. Francis PR. Injury Prevention for Cyclists: A Biomechanical Approach. In: Burke ER. *Science of Cycling.* Champaign: Human Kinetics, 1986, p. 145-184.
56. Franklin JL, Roseberg, TD, Paulos LE, France EP. Radiographic Assessment of Instability of the Knee due to Rupture of the Anterior Cruciate Ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 1991; 73: 365-72.
57. Kapandji AI. *Fisiologia Articular – membro inferior.* 5^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, vol. II, 2001.
58. Ericson MO, Nisell R. Patellofemoral Joint Forces during Ergometric Cycling. *Phys Ther.* 1987; 67(9): 1365-9.
59. Nisell R. Mechanics of the Knee. A Study of Joint and Muscle Load with Clinical Applications. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1985; 56(216): 1-42.
60. Jorge M, Hull ML. Analysis of EMG Measurements during Bicycle Pedaling. *J Biomechanics* 1986; 19(9): 683-94.
61. Diefenthaler F, Bini RR, Karolczak APB, Carpes FP. Ativação Muscular durante a Pedalada em diferentes Posições do Selim. *Rev. Bras. Cineantropom. Desempenho Hum.* 2008b; 10(2): 161-9.
62. Duc S, Grappe F. Biomécanique du pédalage. In: Grappe F. *Analyse de l'activité musculaire du pédalage.* 2^e édition. De Boeck Université, 2009, p. 239-266.
63. Rankin JW, Neptune RR. A Theoretical Analysis of an Optimal Chainring Shape to Maximize Crank Power During Isokinetic Pedaling. *J Biomech.* 2008; 41(7): 1494-502.
64. So RCH, Ng JKF, Ng GYF. Muscle Recruitment Pattern in Cycling: A Review. *Physical Therapy in Sport* 2005; 6(2): 89-96.
65. Cohen GC. Cycling Injuries. *Can Fam Physician* 1993; 39: 628-32.
66. Pruitt AL, Matheny F. *Andy Pruitt's Complete Medical Guide for Cyclists.* Boulder, CO: VeloPress, 2006.
67. Ericson MO, Nisell R, Arborelius UP, Ekholm J. Muscular Activity During Ergometer Cycling. *Scand J Rehabil Med.* 1985b; 17(2): 53-61.
68. Heil DP, Wilcox AR, Quinn CM. Cardiorespiratory Responses to Seat-Tube Angle Variation During Steady-State Cycling. *Med Sci Sports Exerc.* 1995; 27(5): 730-5.
69. Nordeen-Snyder KS. The Effect of Bicycle Seat Height Variation Upon Oxygen Consumption and Lower Limb Kinematics. *Med Sci Sports.* 1977; 9(2): 113-7.
70. 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.
71. Asplund C, St Pierre P. Knee Pain and Bicycling - Fitting Concepts for Clinicians. *Phys Sportsmed.* 2004; 32(4): 23-30.
72. Bini RR, Diefenthaler F, Mota CB. Fatigue Effects on the Coordinative Pattern During



Cycling: Kinetics and Kinematics Evaluation. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010; 20(1): 102-7.

73. Siff MC. Biomechanical Foundations of Strength and Power Training. In: Zatsiorsky VM. *Biomechanics in Sport - Performance Enhancement and Injury Prevention.* Wiley-Blackwell, 2000, p. 103-39.
74. Hug F, Dorel S. Electromyographic Analysis of Pedaling: A Review. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009; 19(2): 182-98.
75. Deusinger RH. Biomechanics in Clinical Practice. *Phys Ther* 1984; 64(12): 1860-8.
76. Gregor RJ, Cavanagh PR, LaFortune M. Knee Flexor Moments During Propulsion in Cycling – A Creative Solution to Lombard’s Paradox. *J. Biomechanics* 1985; 18(5): 307-316.
77. Yoshihuku Y, Herzog W. Optimal Design Parameters of the Bicycle-Rider System For Maximal Muscle Power Output. *J Biomech.* 1990; 23(10): 1069-79.
78. Kuo AD. The Action of Two-Joint Muscles: The Legacy of W. P. Lombard. In: *Classics in Movement Science.* Latash ML, Zatsiorsky VM. Human Kinetics, Champaign, IL. Ch. 10, 2001; pp. 289-316.
79. Li L. Neuromuscular Control and Coordination during Cycling. *Res Q Exerc Sport.* 2004; 75(1): 16-22.
80. Van Ingen Schenau GJ, Boots PJ, de Groot G, Snackers RJ, van Woensel WW. The Constrained Control of Force and Position in Multi-joint Movements. *Neuroscience.* 1992; 46(1): 197-207.
81. Mileva K, Turner D. Neuromuscular and Biomechanical Coupling in Human Cycling: Adaptations to Changes in Crank Length. *Exp. Brain Res.* 2003; 152(3): 393-403.
82. Daly DJ, Cavanagh PR. Asymmetry in Bicycle Ergometer Pedalling. *Med Sci Sports Exerc.* 1976; 8(3): 204-8.
83. Smak W, Neptune RR, Hull ML. The Influence of Pedaling Rate on Bilateral Asymmetry in Cycling. *J Biomech.* 1999; 32(9): 899-906.
84. Carpes FP, Rossato M, Faria IE, Bolli MC. Bilateral Pedaling Asymmetry during 40-km Cycling Time-Trial. *J. Sport. Med. Phys. Fitness.* 2007; 47(1): 51-7.

