

ATIVIDADE ELÉTRICA E FORÇA MUSCULAR DOS EXTENSORES CERVICAIS DURANTE O CICLISMO

Claudia Tarragô Candotti¹, Ramiro Fialho Schaurich², Marcelo La Torre³, Matias Noll⁴, Maicon Pasini⁵, Jefferson Fagundes Los⁶

RESUMO

Objetivo: Verificar o comportamento da atividade neuromuscular e da força muscular resultante dos extensores cervicais durante o ato de pedalar, em diferentes posturas comumente adotadas no ciclismo. **Metodologia:** Participaram nove ciclistas recreacionais, os quais foram posicionados sobre uma bicicleta acoplada a um ciclo simulador magnético e pedalar em uma cadência de 80 rpm, durante um minuto em cada uma das seguintes posturas: descanso, intermediária e ataque. Durante o protocolo, foram coletados simultaneamente o sinal eletromiográfico (sinal EMG) dos músculos extensores cervicais e variáveis cinemáticas no plano sagital, durante os últimos 15 segundos de cada postura. Para aquisição dos sinais EMG foi utilizado um eletromiógrafo com frequência de amostragem de 1000 Hz. Para a aquisição dos dados cinemáticos foi utilizada uma câmera filmadora digital com uma frequência de amostragem de 50 Hz. A partir dos dados cinemáticos e dos parâmetros de massa e centro de massa retirados da literatura foi desenvolvido um modelo biomecânico, a partir da técnica da Dinâmica Inversa, para quantificar as forças musculares resultantes (FM). Os valores de força e atividade neuromuscular foram submetidos ao teste Anova One-Way e o *post hoc* de Bonferroni para verificar as diferenças da atividade neuromuscular e da FM entre as posturas. **Resultados:** Os resultados demonstraram que os valores de atividade neuromuscular e FM foram mais elevados ($p < 0,05$) nas posturas do ciclismo (descanso, intermediária e ataque) quando comparados a postura ereta (de referência), sendo os maiores valores encontrados na postura de ataque.

Palavras-Chave: ciclismo; postura; eletromiografia; coluna vertebral.

MUSCLE ELECTRICAL ACTIVITY AND FORCE OF THE NECK EXTENSORS DURING CYCLING

ABSTRACT

Objective: To investigate the behavior of muscle activity and muscle strength resulting from the neck extensors during the act of pedaling in different postures commonly adopted in cycling. **Method:** The sample consisted of nine recreational cyclists, who were positioned on a bicycle attached to a magnetic ciclo simulador and cycled at a cadence of 80 rpm for one minute in each of the following positions: rest, intermediate and attack. During the protocol, were collected while the electromyographic (EMG) of cervical extensor muscles and kinematic variables in the sagittal plane, during the last 15 seconds of each posture. To acquire the EMG signals was used with a sampling frequency of 1000 Hz. For the acquisition of kinematic data was used a digital camera with a sampling frequency of 50 Hz. From the kinematic data and parameters of mass and center of mass from the literature we developed a biomechanical model, using the technique of inverse dynamics to quantify the forces resulting from muscle (FM). The values of strength and muscle activation were tested using Anova One-Way and post hoc Bonferroni test to detect differences in the value of FM and EMG between the postures. **Results:**

¹Doutora em Ciências do Movimento Humano pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento, da ESEF/UFRGS e professora do Programa de Pós-Graduação.

²Graduado em Educação Física pela Universidade do Vale do Rio dos Sinos.

³Doutorando em Ciências do Movimento Humano pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento, da ESEF/UFRGS e professor do curso de Fisioterapia e Educação Física da Universidade do Vale do Rio dos Sinos.

⁴Mestrando em Ciências do Movimento Humano pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul. E-mail: matiasnoll@yahoo.com.br

⁵Mestre em Ciências do Movimento Humano pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano – ESEF/UFRGS

⁶Doutor em Engenharia Mecânica pela UFRGS e Professor Associado da UFRGS.

The results showed that the values of EMG and FM were higher ($p < 0,05$) in the postures of cycling (rest, intermediate and attack) when compared to upright posture (reference), and the highest values found in the posture of attack.

Keywords: bicycling; posture; electromyography; spine.

INTRODUÇÃO

O ciclismo tem se tornado uma modalidade esportiva cada vez mais presente no cotidiano da população de diversos países, sendo visto como um esporte de competição, como uma atividade recreativa, e como forma de tratamento e reabilitação de pacientes que sofrem de determinadas doenças^{1,2}.

Como esporte de competição, o ciclismo é difundido em maior escala em países europeus onde são realizadas as provas mais tradicionais deste esporte. Por esse motivo, grande parte dos praticantes destas competições é desta região. Entretanto, atualmente o número de integrantes de outras nacionalidades vem aumentando. Isto tem feito com que países sem tradição declarada neste esporte, como o Brasil, por exemplo, formem federações e criem competições em âmbito regional e nacional, contribuindo para o aumento de praticantes desta modalidade^{3,4}.

Alheio ao enfoque competitivo, grande parte da população mundial adota o uso recreacional da bicicleta como forma de desenvolvimento motor, especialmente durante a infância e a adolescência. Em adição, a bicicleta também representa um ótimo meio de transporte em cidades populosas, tendo em vista a baixa renda da população (considerando seu baixo custo de aquisição e manutenção), a solução de problemas no trânsito e a não emissão de gases poluentes no ar². Não obstante, o uso de bicicletas estacionárias também está sendo empregada com sucesso, por médicos e terapeutas, em programas de reabilitação de seus pacientes.

Entretanto, apesar dos benefícios gerados pelo ciclismo, muitos dos seus adeptos vêm sendo desencorajados ou têm abandonado sua prática devido a condições desfavoráveis, destacando-se entre elas a presença de dores nos membros inferiores⁵, em regiões da coluna vertebral ou ainda na região do períneo⁶. Weiss⁷, ao avaliar participantes de uma prova de ciclismo de 500 milhas, demonstrou que 66,4% dos atletas indicaram dor nos ombros e cervical, e 2,7% na região lombar. Outros estudos demonstraram resultados similares. Bohlmann⁸ ao investigar 20 ciclistas competitivos verificou que 10% referiram ocorrência de dor na região da cervical e 10% de dor na região lombar. O Toole et al.⁹ verificaram que dos 95 competidores avaliados no *Iron Man* do Havaí, 72% informaram já ter tido dor lombar ou ciática. Embora estes estudos tenham sido realizados com ciclistas de competição, estima-se que a proporção da incidência de dores em regiões da coluna, tanto para atletas quanto para ciclistas recreacionais, esteja entre 30 e 70%.

Não obstante, estes estudos apenas evidenciaram que os ciclistas são acometidos de dores na coluna vertebral, porém, não foi evidenciada a causa destes sintomas¹⁰. Acredita-se que sua origem pode estar ligada a postura dos ciclistas, aparentemente desfavorável, e a sua manutenção por longos períodos^{11,12}. Ciclistas, principalmente competitivos, frequentemente procuram diminuir a resistência imposta pelo contato do corpo com o ar (força de arrasto), aumentando o grau de flexão do tronco¹³. A postura também está ligada ao tipo de bicicleta utilizada² e aos ajustes individuais efetuados pelo próprio ciclista¹¹. Ajustes do guidão, juntamente com as formas de pegadas, podem resultar em dores nas costas, especialmente na região cervical^{1,11,14}.

Portanto, embora estes estudos tenham evidenciado a incidência de dor em ciclistas, sua origem não foi adequadamente investigada¹⁰, o que poderia ser realizado, por exemplo, utilizando metodologias que possibilitem estimar a atividade muscular e as forças atuantes sobre as estruturas da coluna, como a eletromiografia de superfície e modelos biomecânicos associados a Dinâmica Inversa. Tais metodologias de pesquisa têm sido utilizadas com sucesso em estudos que investigam posturas ocupacionais¹⁵, no entanto, têm despertado menor interesse no âmbito esportivo, como por exemplo no ciclismo. Assim, justifica-se o presente estudo, o qual teve por

objetivo verificar o comportamento da atividade muscular e da força muscular resultante dos extensores cervicais durante o ato de pedalar, em quatro diferentes posturas, comumente adotadas no ciclismo.

MÉTODOS

A amostra foi intencional, constituída por nove ciclistas recreacionais do sexo masculino, todos estudantes universitários. Todos os participantes concordaram em participar do estudo por meio da assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Este estudo respeitou rigorosamente a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, e foi aprovado pelo Comitê de Ética da UFRGS, sob número 2007718.

Procedimentos de Aquisição

Os indivíduos foram posicionados sobre bicicletas, acopladas a um ciclo simulador magnético *Cateye CS-1000* (Cateye CO, Osaka, Japão) para garantir a especificidade da postura ao pedalar. Primeiramente, foram registrados 15 segundos de imagem com o indivíduo na postura ereta, sendo solicitado que mantivessem as curvaturas fisiológicas da coluna vertebral, com os membros superiores paralelos ao corpo e os pés apoiados sobre os pedais. Em seguida, os avaliados pedalarão em uma cadência de 80 rpm, durante um minuto em cada uma das posturas de descanso, intermediária e ataque (Figura 1). A ordem das posturas foi estabelecida por sorteio simples e sem pausa entre elas. Foram coletados simultaneamente ao exercício, o sinal eletromiográfico (sinal EMG) dos músculos extensores cervicais e cinemática (imagens sagitais da coluna cervical) durante os últimos 15 segundos de cada postura.

Para aquisição dos dados de eletromiografia foi utilizado um eletromiógrafo de 16 canais (EMG System do Brasil Ltda, São Paulo) conectado a um microcomputador (Sony 1.50GHz, 512MB RAM), por meio de um conversor analógico digital (EMG System do Brasil Ltda, São Paulo). A aquisição dos sinais foi realizada com o software AqDados (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda). A frequência de amostragem foi de 1000 Hz para cada músculo.

Inicialmente foram realizados os procedimentos adequados para o registro do sinal EMG, como a depilação e limpeza da pele com álcool, colocação dos eletrodos e verificação da impedância (aceita quando inferior a $5K\Omega$). Os eletrodos foram dispostos bilateralmente entre a protuberância occipital externa e o processo mastoideo, onde foi estimada a localização do músculo esplênio da cabeça (Figura 2). Foram utilizados eletrodos de superfície (Ag/AgCl; $\Phi=2,2\text{cm}$; com adesivo de fixação), em configuração bipolar, longitudinalmente as fibras musculares. O eletrodo de referência foi colocado sobre o processo estilóide da ulna.

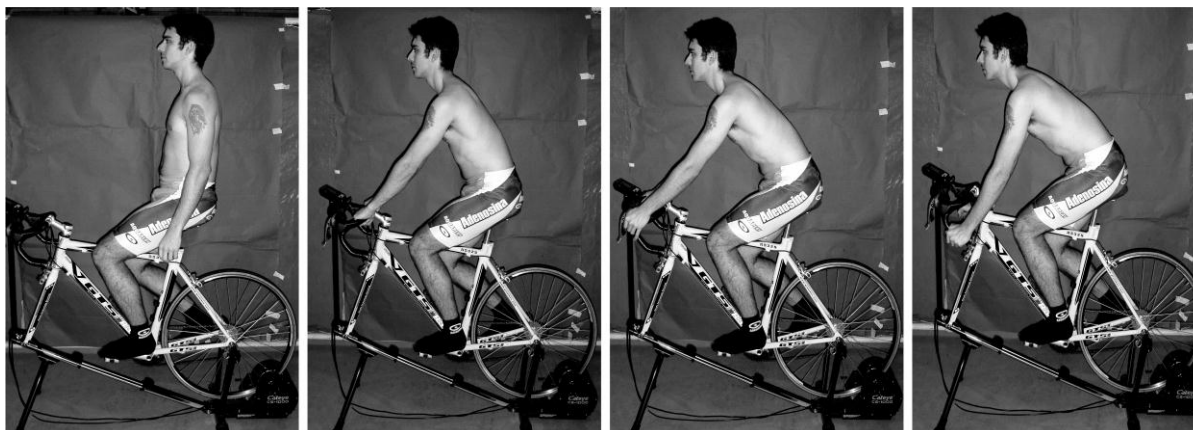


Figura 1 - Posturas analisadas: ereta (a), descanso (b), intermediária (c) e ataque (d).



Figura 2 - Posição dos eletrodos.

Para possibilitar a posterior normalização do sinal EMG, foi realizada a contração voluntária máxima (CVM) isométrica três vezes, de 5 segundos cada, com descanso de 3 minutos entre as tentativas. Para isso, os indivíduos foram posicionados em decúbito ventral e fixados a um banco de apoio, com faixas de couro com velcro. Para a realização da CVM foi realizado o movimento de extensão da cervical, contra uma resistência fixa aplicada sobre o osso occipital.

Para a realização da cinemetria foram colocados com fita dupla face, dez marcadores reflexivos (diâmetro=1,4 cm) sobre os seguintes pontos anatômicos: porção medial da clavícula (P1), proeminência laríngea (P2), protuberância mental (P3), cabeça da mandíbula (P4), vértice (P5), prolongamento de P3 e P4 (P6), protuberância occipital externa (P7), tubérculo posterior de C1 (P8), processo espinhoso de C4 (P9) e processo espinhoso de C7 (P10).

Para a aquisição dos dados cinemáticos foi utilizada uma câmera filmadora digital JVC GR-DVL 9800 com uma frequência de amostragem de 50 Hz e iluminação direcionada por um equipamento refletor. A câmera de vídeo foi posicionada a quatro metros de distância do indivíduo com o seu eixo óptico perpendicular ao plano sagital do mesmo. Além disso, dois refletores foram posicionados a cerca de um metro do indivíduo.

Os parâmetros de massa e centro de massa (CM) foram retirados das tabelas antropométricas propostas por Clauser, Mcconville, & Young¹⁶ e Dempster¹⁷, a partir das medidas antropométricas dos indivíduos analisados. A massa da cabeça e da cervical foi considerada como sendo 8,1% da massa corporal total e o CM foi localizado levemente anterior ao tragus, sobre a cabeça da mandíbula.

Procedimentos de Análise

Para o processamento dos sinais EMG foi utilizado o sistema SAD32 de aquisição de dados (versão 2.61.07 - www.ufrgs.br/lmm). O sinal EMG foi filtrado utilizando-se um filtro digital passa alta com frequência de corte de 20 Hz. Após a filtragem, o sinal EMG foi analisado no domínio do tempo, através do *Root Mean Square* (RMS), em intervalos de 40 ms (Janelamento Hamming). Foram analisados os sinais correspondentes aos 5 segundos centrais dos 15 segundos gravados em cada uma das posturas. A média dos valores RMS obtidos nestes 5 segundos centrais foi utilizada para representar a atividade neuromuscular em cada postura. Para normalização da amplitude do sinal EMG, foi utilizado como critério, o valor máximo verificado na realização das CVMs.

Os dados coletados por meio da cinemetria foram analisados utilizando-se o sistema para análises cinemáticas *Digital Video For Biomechanics – Windows 32 Bits* (DVideow)^{18,19}. A digitalização foi realizada utilizando-se o *software* de análises cinemáticas DVideow. O procedimento consistiu em rastrear, a partir de algoritmos, a localização em *pixels* (unidades adimensionais) no monitor do computador, os pontos brancos em contraste com o fundo escuro. Este procedimento de digitalização forneceu uma matriz de dados com os pares ordenados (X,Y)

dos dez marcadores reflexivos em *pixels*. De posse desta matriz de dados e com um arquivo de calibração, o qual consistia de quatro pontos reflexivos em uma caixa, com dimensões fixas e conhecidas, foi realizada a reconstrução da imagem em duas dimensões (2D), a qual possibilitou o cálculo dos deslocamentos, velocidades e acelerações dos segmentos corporais, fornecendo assim as variáveis cinemáticas. O arquivo de calibração foi necessário para fornecer uma transformação entre as unidades de *pixels* e as métricas reais estabelecendo assim o sistema de coordenadas global e sua origem. A reconstrução 2D da imagem forneceu uma matriz de dados com os pares ordenados (X,Y) dos dez marcadores reflexivos em unidades métricas.

Para ser possível uma análise mais precisa dos dados cinemáticos coletados, realizou-se uma rotina no Matlab® (MATCHWORKS, 2000) com objetivo de filtragem dos sinais. O filtro utilizado foi do tipo “Butterworth”, de ordem 3, com frequência de 5 Hz, determinado através da técnica de análise de resíduos²⁰. Assim, as coordenadas (X,Y) de todos os pontos anatômicos de interesse no sistema referencial inercial estabelecido foram filtrados.

Estrutura do Modelo Biomecânico da Coluna Cervical

O modelo biomecânico utilizado para o cálculo das forças internas na coluna cervical durante o ciclismo foi adaptado do modelo de ação simultânea das forças proposto por Dulhanty²¹. O diagrama de corpo livre (DCL) deste modelo considera os segmentos cabeça e pescoço como um segmento único, o qual constitui uma rígida estrutura com formato curvilíneo (Figura 3). Essa estrutura conta com três vetores de forças: (1) vetor que representa as forças musculares (FM_R), o qual parte da protuberância occipital externa até o processo espinhoso de C7, representando assim os extensores cervicais; (2) vetor que representa a força peso (P), que é representada no sentido perpendicular ao solo no local do centro de massa; (3) vetor que representa a força articular resultante (FA_R), que é igual ao somatório das forças muscular e peso, com sentido oposto e direção intermediária às outras forças. O eixo de rotação fica localizado no corpo vertebral de C7 e o centro de massa um pouco anterior ao tragus, na cabeça da mandíbula (Figura 3). Foi designado que quando o indivíduo estivesse na postura ereta, a linha formada entre a proeminência laríngea e o processo espinhoso de C4 seria utilizada como referência.

Cálculo das Forças Internas

O cálculo das forças internas na coluna vertebral cervical, a partir das equações desenvolvidas com a utilização da técnica da Dinâmica Inversa foi desenvolvido no *software* Matlab® em uma rotina de programação que realizava todos os procedimentos matemáticos necessários para o cálculo das forças internas. Estes procedimentos matemáticos seguiram todas as etapas e recomendações apresentadas por Delwing et al²². Em suma, no modelo biomecânico bidimensional da coluna cervical, a cabeça e todas as vértebras cervicais foram considerados como um único segmento rígido que move-se de acordo com os princípios da mecânica Newtoniana, ou seja, o modelo é regido pelas equações de movimento: (1) de translação do centro de massa, através da 2ª Lei de Newton (equação 1) e (2) de rotação, em relação ao princípio de Euler (equação 2).

$$\sum \vec{F}_i = m_i \vec{a}_i \quad (\text{equação 1})$$

$$\sum \vec{M}_i = I_i \vec{\alpha}_i \quad (\text{equação 2})$$

onde:

\vec{F}_i Forças atuantes no segmento

m_i Massa do segmento

\vec{a}_i Aceleração do centro de massa do segmento

\vec{M}_i Momento de força em torno do eixo de rotação do segmento

I_i O momento de inércia, em relação ao eixo de rotação, do segmento

$\vec{\alpha}_i$ Aceleração angular do segmento

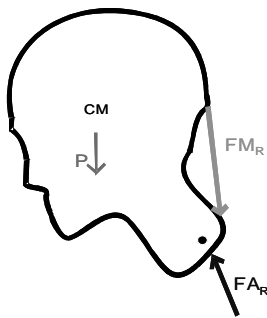


Figura 3 - Modelo biomecânico da coluna cervical (DCL), adaptado de Dulhunty (2001).

A partir da formulação das equações de movimento e utilizando a técnica de Dinâmica Inversa aplicada à coluna cervical foram identificadas as forças externas (força peso do segmento corporal e forças intersegmentares em C7) que atuavam no segmento corporal e contribuem para as forças e momentos internos. E, partindo do pressuposto de que o movimento da coluna cervical durante o ciclismo atende o princípio do equilíbrio rotacional, assumiu-se que o somatório dos momentos flexores e extensores, em torno de C7, é igual a zero. A partir deste equilíbrio de momentos (equação 3) obteve-se a equação 4, a qual fornece o valor da força muscular resultante.

$$\left(\vec{P} \cdot \vec{d}_P^\perp\right) = \left(\vec{F}_M^R \cdot \vec{d}_M^\perp\right) \quad \text{(equação 3)}$$

$$\vec{F}_M^R = \frac{\left(\vec{P} \cdot \vec{d}_P^\perp\right)}{\vec{d}_M^\perp} \quad \text{(equação 4)}$$

onde:

\vec{P} = força peso do segmento cabeça-pescoço

\vec{d}_P^\perp = distância perpendicular da força peso

\vec{F}_M^R = força muscular resultante

\vec{d}_M^\perp = distância perpendicular da força muscular resultante

A Figura 4 ilustra a postura de descanso, onde pode-se facilmente visualizar, a d_P^\perp , bem como o momento flexor M_P produzido pela força peso do segmento cabeça-pescoço e a d_M^\perp , bem como o momento extensor M_M produzido pela força muscular.

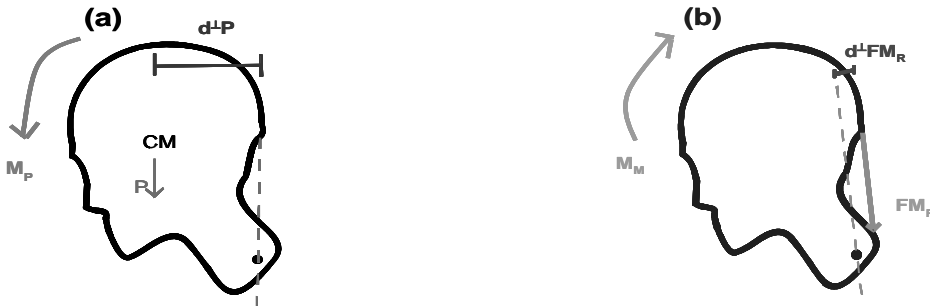


Figura 4 - Ilustração das distâncias perpendiculares e dos momentos: (a) da força peso e (b) da força muscular resultante na postura de descanso.

Tratamento Estatístico

A análise estatística foi realizada no *Software* SPSS18.0, a partir dos valores máximos de RMS e da FM_R obtidos de cada uma das quatro posturas. Depois de confirmada a normalidade (*Shapiro-Wilk*) e homogeneidade (*Levene's Test*), os dados foram submetidos ao Teste t pareado para a comparação do valor RMS entre os músculos dos lados direito e esquerdo. Como não foi encontrada nenhuma diferença significativa ($p > 0,05$), foi utilizado o valor médio de ambos os lados (que passou a representar os extensores cervicais). O teste de Anova One-Way e o post hoc de Bonferroni permitiram verificar as diferenças do valor RMS e da FM_R entre as quatro posturas. Também foi realizada a correlação de Pearson para verificar a relação entre o valor RMS (média de ambos os lados) e a FM_R em cada uma das posturas ($\alpha = 0,05$).

RESULTADOS

Os resultados demonstraram um comportamento similar entre o valor RMS e a FM_R dos extensores cervicais, em todas as posturas (Figura 5). Tanto o RMS quanto a FM_R foram significativamente mais elevados nas posturas que envolvem o ciclismo (descanso, intermediária e ataque) quando comparados a postura ereta, sendo que a postura de ataque apresentou maiores valores de RMS e de FM_R (Tabela 1).

Tabela 1 - Média e desvio-padrão do valor RMS e da FM_R dos extensores cervicais nas posturas ereta, descanso, intermediária e ataque.

Posturas	RMS (%)	FM_R (N)
Ereta	3,1±1,5	63,7±10,1
Descanso	8,3±5,3	450,5±38,9
Intermediária	12,8±6,0	659,8±52,6
Ataque	14,2±5,2	1033,7±82,2

Analisando-se as posturas referentes ao ciclismo, maiores valores do RMS e da FM_R foram encontrados nas posturas intermediária e ataque. Assim, com esta similaridade de

comportamento entre as variáveis analisadas, os procedimentos estatísticos evidenciaram correlação significativa forte ($r=0,963$; $p=0,037$) entre o valor RMS e a FM_R dos extensores cervicais (Tabela 1), sendo que há um aumento similar do valor RMS e a FM_R com a mudança da postura ereta para a postura de ataque.

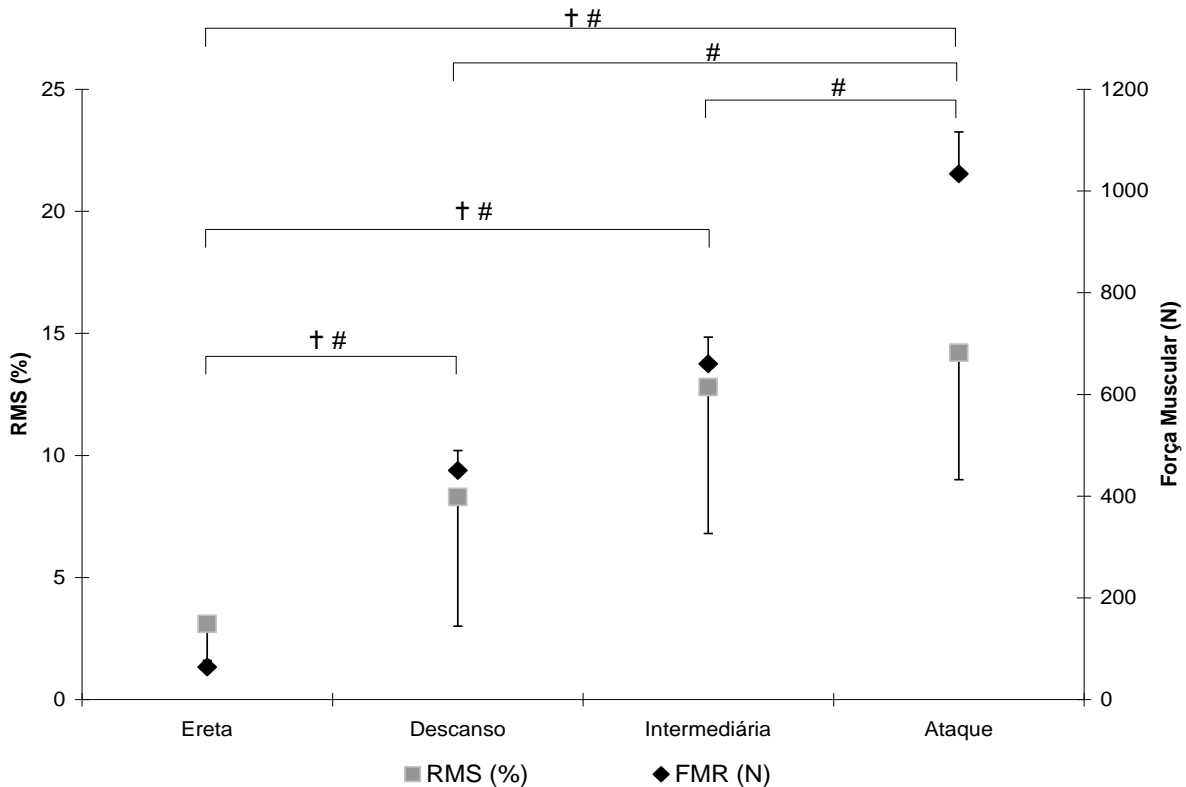


Figura 5 - Média e desvio padrão do RMS e da força muscular resultante dos extensores cervicais nas posturas ereta, descanso, intermediária e ataque.

† diferença significativa entre as posturas para os valores de RMS (%) ($p<0,05$).

diferença significativa entre as posturas para os valores de FMR (N) ($p<0,05$).

DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi verificar o comportamento da atividade neuromuscular e da força muscular resultante dos extensores cervicais durante o ato de pedalar, em quatro diferentes posturas comumente adotadas no ciclismo. Os resultados demonstraram que a força muscular resultante e os valores da atividade neuromuscular tiveram aumento relacionado à postura mantida pelo ciclista durante o ato de pedalar na bicicleta. À medida que o apoio das mãos é transferido para a porção inferior do guidão ocorre uma anteriorização da cabeça e conseqüentemente um aumento gradativo da distância perpendicular da força peso da cabeça e do pescoço, o que causa o aumento do torque flexor, e conseqüentemente do torque extensor (torque muscular) para manutenção do equilíbrio rotacional. Conjuntamente ao aumento da d_p^\perp ocorre uma diminuição da d_M^\perp causada pela hiperextensão da cabeça, o que é compensado pelo aumento da FM_R .

Com relação ao comportamento dos valores de atividade neuromuscular e de força muscular obtidos, os resultados demonstraram comportamento similar e estão de acordo com o esperado com base em considerações da literatura. As posturas que envolvem o ciclismo (descanso, intermediária e ataque) obtiveram maiores valores de RMS e de FM_R quando comparadas à postura ereta. Também pode ser observado um aumento gradativo tanto dos valores atividade neuromuscular como da FM_R entre as posturas do ciclismo, partindo da postura

de descanso em direção à postura de ataque. Estes resultados confirmam as características lesivas da prática do ciclismo às estruturas da coluna, quando realizado por longos períodos, em função do posicionamento hiperextendido da coluna cervical e da manutenção de contrações prolongadas dos extensores cervicais podendo causar fadiga muscular e degeneração precoce dos tecidos, tendo como consequência a cervicalgia^{10,15}.

Os resultados do presente estudo também estão de acordo com o que é referido na literatura, visto que o posicionamento do ciclista na bicicleta tem relação com a dor na coluna vertebral, sendo mais prejudicial pedalar em posturas que mais favorecem a aerodinâmica, como por exemplo, na postura de ataque, apoiando as mãos na porção inferior do guidão, onde foram registrados maiores valores de atividade muscular e de FM_R, bem como hiperextensão da coluna cervical e anteriorização da cabeça^{1,11}. No entanto, os ciclistas recreacionais e atletas que visam maximizar a velocidade empregada durante uma prova utilizam-se destas posturas mais danosas, visto que as mesmas favorecem a aerodinâmica, reduzindo assim a força de arrasto e o atrito proporcionado pela área de contato do corpo com o ar, permitindo com que o mesmo realize um mesmo trecho e/ou prova num menor tempo¹¹. Neste sentido, Vey Mestdagh¹¹ destaca que são necessárias alternativas, em que os praticantes recreacionais possam exercitar-se sem riscos a sua integridade física, e os atletas possam manter sua performance com um menor grau de risco de lesões. Dentre as possibilidades, sugere-se que o ciclista realize a inclinação anterior do tronco, mantendo estáveis as curvaturas fisiológicas da coluna, por exemplo, sentando-se mais próximo a parte traseira do banco e com ajustes nas estruturas das bicicletas.

Poucos foram os estudos encontrados que objetivam verificar as sobrecargas impostas sobre as estruturas muscular e articular da coluna vertebral durante a prática do ciclismo. A maior parte dos trabalhos teve como objetivo principal investigar os fatores que influenciam a técnica da pedalada^{3,4,23,26} e/ou causas de lesões nos membros inferiores⁶, dando menor atenção à incidência de problemas e dores na coluna vertebral. Deste modo, os dados do presente estudo são relevantes, visto que a quantificação da força muscular resultante e das forças articulares pode auxiliar a compreensão dos mecanismos de lesões articulares e, conseqüentemente, auxiliar na elaboração de estratégias de prevenção^{20,27}. Assim, o conhecimento das sobrecargas que as estruturas internas estão acometidas durante uma atividade, fornece subsídios valiosos quanto a melhor técnica ou gesto motor a ser empregado em uma atividade esportiva, visando a saúde do praticante recreativo e do atleta, e sua longevidade esportiva.

Consoante às ideias apresentadas, sugere-se uma atenção especial dos fabricantes de bicicletas, visto que ajustes incorretos na bicicleta podem causar desde uma diminuição da eficiência até sérias patologias^{2,11,12}. Sendo assim, entende-se que conhecimentos gerados neste estudo devem ser compartilhados com os fabricantes e vendedores de bicicletas, que por sua vez deveriam ser construídas sob medida para cada usuário, em especial aos atletas. Portanto, acredita-se que diante dos resultados do presente estudo, faz-se necessário uma busca de alternativas para o desenvolvimento de bicicletas que sejam ao mesmo tempo eficientes, possibilitando a diminuição das forças de arrasto, mas sem causar danos à saúde dos praticantes de ciclismo.

Este estudo apresenta algumas limitações. O modelo biomecânico utilizado leva em consideração algumas simplificações da realidade, pois considera o segmento cabeça-cervical como um único segmento. Deste modo, sugere-se que em estudos futuros este modelo seja aprimorado tornando mais próximo ao sistema músculo esquelético humano, pois, deste modo, o modelo poderá mensurar as forças envolvidas e evidenciar a relação entre a prática do ciclismo e a dor. Além disto, poderá auxiliar na confecção de novos equipamentos que possam reduzir o stress resultante aos tecidos da coluna vertebral, tornando a prática do ciclismo mais agradável e proporcionando melhora da qualidade de vida aos adeptos a esta modalidade esportiva.

Em suma, concluiu-se que tanto o valor da atividade neuromuscular quanto a força muscular foram significativamente mais elevados nas posturas que envolvem o ciclismo (descanso, intermediária e ataque) quando comparados a postura ereta, sendo que a postura de

ataque apresentou maiores valores de atividade neuromuscular e força muscular. Os resultados demonstraram também a existência de uma correlação forte entre o valor da atividade neuromuscular e da força muscular dos extensores cervicais entre as quatro posturas avaliadas.

REFERÊNCIAS

1. Kolehmainen I, Harms-ringdahl K, Lanshammart H. Cervical spine positions and load moments during bicycling with different handlebar positions. *Clinical Biomech.* 4, 105-10, 1989.
2. Salai M, Brosh T, Blankstein A, Oran A, Chechik A. Effect of changing the saddle angle on the incidence of low back pain in recreational bicyclists. *British J Sports Med.* 33, 398-400, 1999.
3. Diefenthaler F, Bini R, Nabinger E, Laitano O, Carpes F, Mota C et al. Proposta Metodológica para a avaliação da Técnica da Pedalada de ciclistas: Estudo de Caso. *Rev Bras Med Esporte.* 14, 155-8, 2008.
4. Lucas R, Rocha R, Burini R, Denadai B. Comparação das intensidades correspondentes ao lactato mínimo, limiar de lactato e limiar anaeróbio durante o ciclismo em atletas de endurance. *Rev Bras Med Esporte.* 6, 172-9, 2000.
5. Callaghan M. Lower body problems and injury in cycling. *J Bodywork and Movement Therapies.* 9, 226-36, 2005.
6. Lowe B, Schrader S, Breitenstein M. Effect of bicycle saddle designs on the perineum of the bicyclist. *Med Sci Sports Exer.* 4, 1055-61, 2004.
7. Weiss B. Nontraumatic injurie in amateur long distance bicyclists. *Am J Sports Med.* 13, 187-92, 1985.
8. Bohlmann J. Injuries in competitive cycling. *Physician Sports Medicine.* 9, 117-24, 1981.
9. O'Toole M, Hiller D, Smith R, Sisk T. Overuse injuries in ultraendurance triathletes. *Am J Sports Med.* 17, 514-8, 1989.
10. Burnett A, Cornelius M, Dankaerts W, O'Sullivan P. Spinal kinematics and trunk muscles activity in cyclists: a comparison between healthy controls and non-specific chronic low back pain subjects – a pilot investigation. *Manual Therapy.* 9, 211-19, 2004.
11. Vey Mestdagh K. Personal perspective: in search of a optimum cycling posture. *Appl Ergonomics.* 29, 325-34, 1998.
12. Silberman M, Webner D, Collina S, Shiple B. Road Bicycle Fit. *Clinical J Sport Med.* 15, 271-276, 2005.
13. Kyle C. Energy and aerodynamics in bicycling. *Clin Sports Med.* 13, 39-73, 1994.
14. Richmond D. Handlebar problems in bicycling. *Clin Sports Med.* 13, 165-173, 1994.
15. Adams M, Dolan P. Spine biomechanics. *J Biomech.* 38, 1972-83., 2005.
16. Clauser C, Mcconville J, Yoang J. Weight, volume and center of mass of segments of the human body. AMRL Technical Report. Ohio: Wrigth-Patterson Air Force Base, 1969.
17. Dempster W. Space Reuqiments of the seatd operator. WADC Technical Report (TR- 55-159). Ohio: Wrigth-Patterson Air Force Base, 1955.
18. Barros R, Brenzikofer, Leite N, Figueroa P. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise tridimensional de movimentos humanos. *Rev Bras Engenharia Biomédica.* 15,79-86, 1999.

19. Figueroa P, Leite N, Barros R. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 72, 155-65, 2003.
20. Winter A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley, United States of America. 1990.
21. Dulhunty J. A Simplified Conceptual Model of the Human Cervical Spine for Evaluating Force Transmission in Upright Static Posture. *J Manipulative and Physiological Therapeutics*. 25, 306-317, 2001.
22. Delwing G, Pasini M, La Torre M, Fialho R, Chaise F, Loss J et al. Modelo para quantificação das forças musculares e articulares na coluna cervical durante o ciclismo. *Anais do XII Congresso Brasileiro de Biomecânica*. São Paulo, 2007.
23. Too D. Biomechanics of cycling and factors affecting performance. *Sports Med*. 10, 286-3, 1990.
24. Gregor R. Biomechanics of cycling. In: Garret WE & Kirkendall DT. *Exercise and Sport Science*. Lipincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 515-37, 2000.
25. Marsh A, Martin P. Effect of cycling experience, aerobic power, and power output on preferred and most economical cycling cadences. *Med Sci Sports Exer*. 29, 1225-32, 1997.
26. Li L, Caldwell G. Muscle coordination in cycling: effect of surface and posture. *J Appl Physiology*. 85, 927-34, 1998.
27. Andrews J, Harrelson G, Wilk E. *Reabilitação Física das Lesões Desportivas*. Rio de Janeiro. Guanabara Koogan, 2002.

Recebido em Janeiro de 2012

Aceito em Fevereiro de 2012

Publicado em Março de 2012