

## INFLUÊNCIA DO POSICIONAMENTO DO CICLISTA NA SOBRECARGA MECÂNICA DA COLUNA CERVICAL, CALCULADA PELA TÉCNICA DA DINÂMICA INVERSA

### MECHANICAL OVERLOAD ON THE CERVICAL SPINE BASED ON CYCLIST POSITION ESTIMATED FROM INVERSE DYNAMICS TECHNIQUE

Cláudia Tarragô Candotti<sup>\*</sup>  
Gustavo Becker Delwing<sup>\*\*</sup>  
Marcelo La Torre<sup>\*\*\*</sup>  
Maicon Pasini<sup>\*\*\*\*</sup>  
Matias Noll<sup>\*\*\*\*\*</sup>  
Jefferson Fagundes Loss<sup>\*\*\*\*\*</sup>

---

#### RESUMO

O objetivo deste estudo foi verificar a influência do posicionamento do indivíduo na bicicleta, durante a pedalada, sobre a sobrecarga mecânica na coluna cervical. Foram avaliados nove indivíduos durante teste em uma bicicleta de competição acoplada a um ciclossimulador. O protocolo consistiu em pedalar em quatro posturas (ereta, descanso, intermediária e ataque), com filmagem simultânea no plano sagital. As imagens foram digitalizadas no *software* DVideo e possibilitaram o cálculo das variáveis cinemáticas, as quais foram inseridas no modelo biomecânico, permitindo o cálculo da força muscular (FM) e da força articular (FA). Os resultados demonstraram que quando os indivíduos modificaram sua postura de ereta para descanso, de descanso para intermediária e de intermediária para ataque, os valores médios e máximos das FM e FA aumentaram ( $p < 0,05$ ). Assim, concluiu-se que as magnitudes das FM e FA aumentam à medida que a coluna cervical se torna mais estendida e anteriorizada.

**Palavras-chave:** Ciclismo. Biomecânica. Coluna Vertebral. Postura.

---

#### INTRODUÇÃO

O ciclismo é um dos esportes recreacionais mais populares praticados pela população jovem e adulta em geral, visto que esta modalidade não exige habilidades e equipamentos complexos para a sua prática (ALENCAR et al, 2011; ASPLUND; ROSS, 2010). Outros fatores também favorecem a expansão de adeptos a esta modalidade recreativa, dentre eles: prática recreativa para qualquer idade, bicicleta como meio de transporte barato, que não causa

poluição do ar, e alternativa viável para locomover-se nas metrópoles, evitando os congestionamentos no trânsito (ALENCAR et al, 2011; SALAI et al, 1999). Além disto, o ciclismo também é um esporte de alto rendimento (ALVES, 1980; VEY MESTDAGH, 1998; SILBERMAN et al, 2005), assim como uma ferramenta útil em alguns casos de reabilitação (KOLEHMAINEM; HARMS-RINGDAHL; LANSHAMMAR, 1989).

O ciclismo pode ser utilizado para uma vasta gama de situações, envolvendo um número

---

\* Doutora. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre-RS, Brasil.

\*\* Graduado em Educação Física. Universidade do Vale do Rio dos Sinos, Caxias do Sul-RS, Brasil.

\*\*\* Doutorando. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre-RS, Brasil.

\*\*\*\* Mestre. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre-RS, Brasil.

\*\*\*\*\* Mestre. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre-RS, Brasil.

\*\*\*\*\* Doutor. Professor do Programa de Pós-Graduação em Ciência do Movimento Humano, da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre-RS, Brasil.

considerável de adeptos, não é difícil entender o porquê de várias pesquisas terem sido focadas no complexo ciclista-bicicleta (ALENCAR et al, 2011; CANDOTTI et al, 2012). No entanto, percebe-se que a maioria das pesquisas opta por investigar questões relacionadas com a competitividade e desempenho dos atletas como, por exemplo, analisando a técnica mais econômica e eficiente da pedalada (TOO, 1990; GREGOR, 2000; DIEFENTHAELER et al, 2008; BINI; CARPES; DIEFENTHAELER, 2011) e respostas fisiológicas deste esporte (DIEFENTHAELER et al, 2007; SANTANA et al, 2008; LUCAS et al, 2000; SILVA JUNIOR et al, 2008; CARITÁ; GRECO; DENADAI, 2009), sendo poucas as pesquisas que abordam o bem-estar físico dos praticantes desta modalidade (ALENCAR et al, 2011; CANDOTTI et al, 2012).

Nesta perspectiva, encontram-se alguns estudos que tratam de assuntos que abordam a presença de desconforto e risco de lesões causadas pela pressão sobre o perineo e região genital (SOMMER et al, 2001), assim como a ocorrência de patologias nos membros inferiores (SILBERMAN et al, 2005). Porém, tais estudos, além de serem desenvolvidos a partir de uma análise subjetiva (sem a mensuração ou estimativa das forças), não têm focado seus objetivos sobre a coluna vertebral (CANDOTTI et al, 2012).

Não obstante, acredita-se pertinente abordar o ciclismo do ponto de vista da coluna vertebral e, mais especificamente, da coluna cervical, visto que grande parte dos praticantes, tanto recreativos quanto atletas profissionais, realizam esta modalidade por longos períodos em uma postura aparentemente desfavorável (flexão do tronco sobre a bicicleta e extensão da coluna cervical) para a sua saúde, no intuito de diminuir as forças de arrasto (posturas que favorecem a aerodinâmica) (ALENCAR et al, 2011; CANDOTTI et al, 2012). Essa postura adotada pelo ciclista depende do somatório de alguns fatores, como o comprimento do quadro da bicicleta e do avanço utilizados, assim como da altura e largura do guidão (VEY MESTDAGH, 1998; SALAI et al, 1999).

Pela carência de estudos que quantifiquem de forma pontual e objetiva os valores das cargas impostas à coluna vertebral durante a realização desse tipo de tarefa, justifica-se o

presente estudo que teve por objetivo investigar a influência do posicionamento do ciclista na bicicleta, durante a pedalada, ao que se refere à sobrecarga mecânica na coluna cervical, ou seja, as magnitudes das forças musculares e articulares, calculadas pela técnica da dinâmica inversa.

## MÉTODOS

A amostra deste estudo foi intencional, composta por praticantes recreativos de ciclismo do sexo masculino, todos saudáveis e sem histórico de lesões, os quais participavam apenas de competições amadoras locais, com frequência de treino de três a cinco vezes por semana e com tempo mínimo de prática de ciclismo de cinco anos. Participaram nove praticantes recreativos de ciclismo, com médias de idade, estatura e massa corporal de  $29,2 \pm 5,5$  anos,  $173,1 \pm 5,5$  cm e  $72,3 \pm 4,9$  kg, respectivamente. Previamente aos testes, todos os indivíduos receberam informações detalhadas sobre os procedimentos realizados e assinaram o 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 e Pesquisa, sob número 2007718.

## PROCEDIMENTOS DE AQUISIÇÃO E ANÁLISE

### Protocolo de avaliação

Os indivíduos foram posicionados sobre uma bicicleta de competição, acoplada a um ciclossimulador *cateye* CS-1000 para garantir a especificidade do gesto e da postura ao pedalar. Inicialmente foi registrada a imagem com o indivíduo na postura ereta (postura de referência) sobre a bicicleta, estando com os pés equilibrados. O protocolo consistiu em pedalar durante 1 min com a cadência de 80 rpm. Abaixo segue a descrição das quatro posturas analisadas no presente estudo:

Ereta: tronco na vertical, mantendo as curvaturas fisiológicas da coluna vertebral, com a cabeça e cervical em posição neutra,

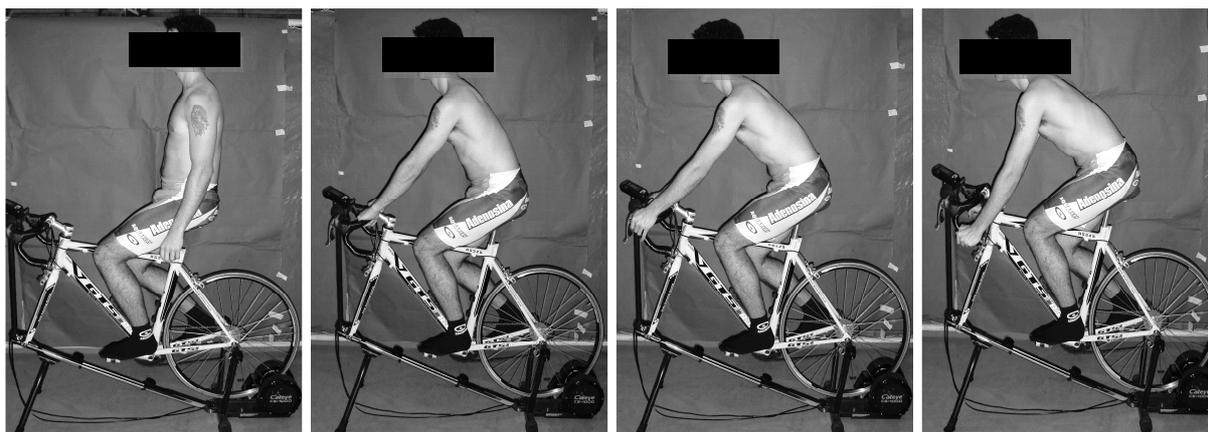
membros superiores ao longo do corpo e pés equilibrados sobre os pedais (Figura 1a);

Descanso: tronco projetado à frente, com o sujeito fazendo a pegada no ponto mais medial do guidão, com uma pequena flexão da coluna lombar e torácica e uma pequena extensão da coluna cervical (Figura 1b);

Intermediária: tronco projetado à frente, com o sujeito fazendo a pegada um pouco mais aberta, com as mãos envolvendo os

manetes da bicicleta, com maior flexão da coluna lombar e torácica e maior extensão da coluna cervical, se comparado à posição de descanso (Figura 1c);

Ataque: tronco projetado à frente, com o sujeito fazendo uma pegada mais baixa no guidão, com maior flexão da coluna lombar e torácica, e maior extensão da coluna cervical, se comparado à posição intermediária (Figura 1d).



**Figura 1** - Posturas utilizadas no protocolo: (a) ereta, (b) descanso, (c) intermediária e (d) ataque.

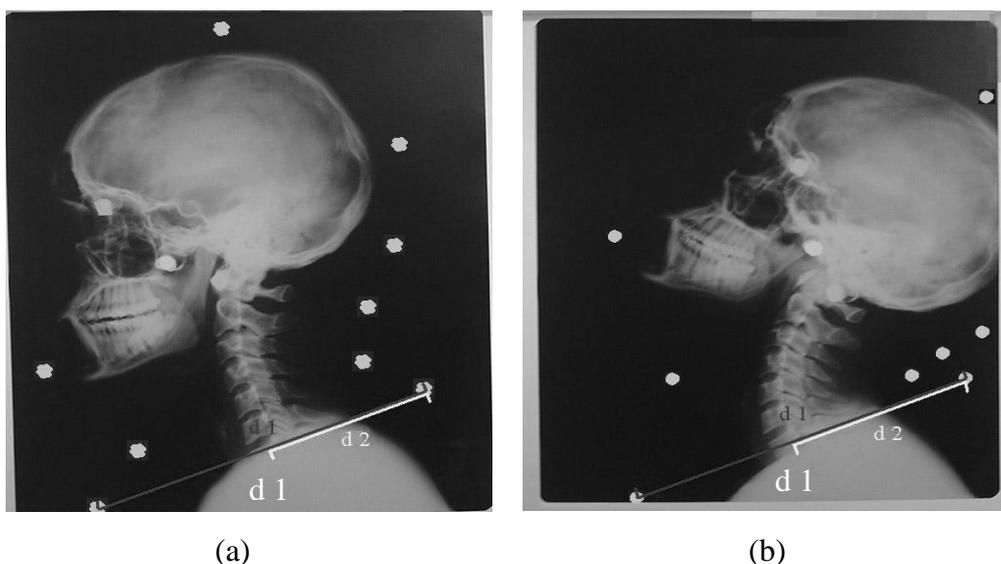
Durante o protocolo de avaliação, foram obtidos dados cinemáticos utilizando o procedimento de cinemetria, para o qual foram colocados marcadores reflexivos sobre os pontos anatômicos de interesse, determinados pela imagem radiológica da coluna cervical.

### Exames radiológicos

Um dos participantes foi submetido a um exame radiológico no plano sagital da coluna vertebral cervical. Inicialmente foram colocados, utilizando fita dupla face, dez marcadores de chumbo com área de 1 cm<sup>2</sup> cada, sobre os seguintes pontos anatômicos do pescoço e da cabeça: manúbrio externo (P1), proeminência laríngea (P2), no processo

mental (P3), anterior ao tragus, na cabeça da mandíbula (P4), no vértice (P5), no prolongamento de P3 e P4 (P6), na protuberância occipital externa (P7), no processo espinhoso de C1 (P8), no processo espinhoso de C4 (P9) e no processo espinhoso de C7 (P10).

Após a colocação desses marcadores, foram realizadas duas radiografias com o indivíduo sentado: (1) mantendo as curvaturas fisiológicas da coluna vertebral e (2) realizando extensão cervical máxima (Figura 2). Esses procedimentos foram necessários para estimar a localização do eixo de rotação no centro do corpo vertebral de C7, e a localização da inserção muscular no processo espinhoso de C7.



**Figura 2** - Posicionamento dos marcadores de chumbo em exames radiológicos convencionais e medição das distâncias entre P1 e P10 (d1) e entre o centro de rotação na vértebra C7 e P10 (d2) nas posições: (a) neutra e (b) em extensão máxima da coluna cervical.

A localização do eixo de rotação no centro do corpo vertebral de C7 foi estimada primeiramente traçando-se uma reta entre P1 e P10, a qual perpassa o centro do corpo vertebral de C7. Após, verificou-se a distância (d1) entre esses dois pontos (P1 e P10) e calculou-se a distância (d2), que corresponde à distância entre P10 e o centro do corpo vertebral (Figura 2). A localização do eixo de rotação (ER) foi estimada sobre a reta que une os pontos P1 e P10, pela proporção entre as distâncias d2 e d1, conforme equação 1:

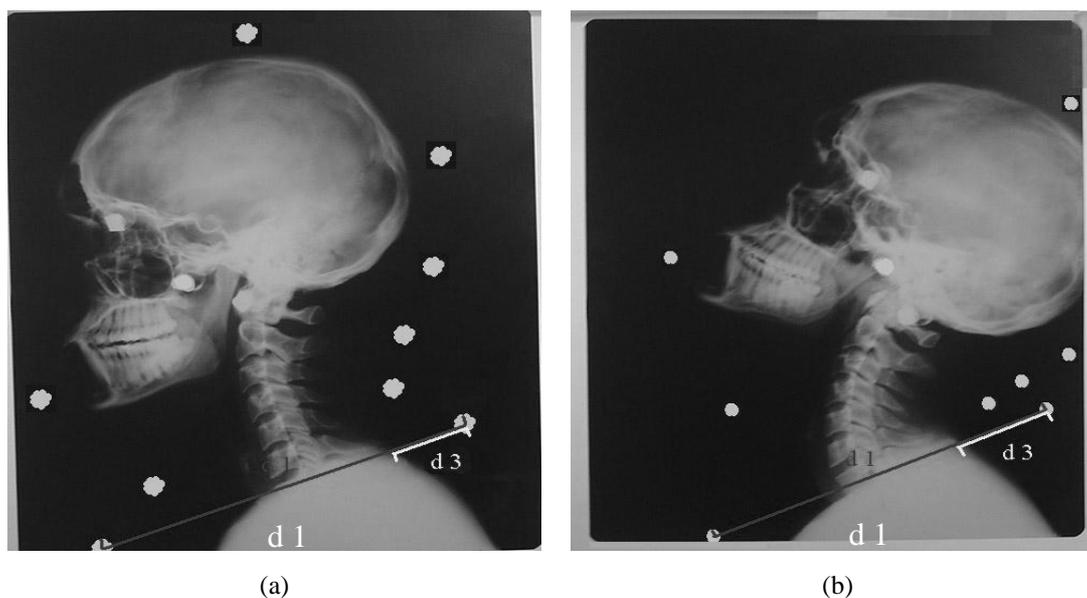
$$\text{Equação 1 - } ER = \frac{d2 \times 100}{d1}$$

O resultado desse cálculo demonstrou que os valores do ER na vértebra C7, estando o indivíduo na posição neutra (postura ereta) e em extensão da cervical (postura de ataque)

são, respectivamente, 48 e 42% da distância que separa P1 de P10. De posse dos dados dessas posturas extremas, atribuiu-se, de forma linear, valores ao eixo de rotação em C7 às posturas descanso e intermediária, os quais foram, respectivamente, 44 e 46% da distância que separa P1 de P10.

A localização da inserção muscular no processo espinhoso de C7 foi estimada pela mesma distância (d1) utilizada para estimar o centro de rotação, e calculando-se a distância (d3), que corresponde a distância entre P10 e o processo espinhoso de C7 (Figura 3). A localização da inserção muscular (IM) foi estimada sobre a reta que une os pontos P1 e P10, pela proporção entre as distâncias d3 e d1, conforme equação 2:

$$\text{Equação 2 - } IM = \frac{d3 \times 100}{d1}$$



**Figura 3** - Posicionamento dos marcadores de chumbo em exames radiológicos convencionais e medição das distâncias entre P1 e P10 (d1) e entre o centro de rotação na vértebra C7 e P10 (d 2) nas posições: (a) neutra e (b) em extensão máxima da coluna cervical.

Como resultado dos cálculos, verificou-se que o ponto externo que representa o processo espinhoso de C7 encontra-se a 22% da distância entre P1 e P10 (d1), indo de P10 a P1, quando o sujeito encontra-se na posição neutra e 28% quando se encontra na posição de extensão máxima da cervical. Conforme descrito anteriormente, para as posturas intermediárias atribuíram-se valores linearmente intermediários, de forma que na postura descanso e intermediária atribuiu-se respectivamente o percentual de 24% e 26%. O cálculo destas distâncias percentuais somente foi possível porque durante o exame radiológico da coluna vertebral foi utilizado um calibrador, o qual consistia em um objeto retangular, de chumbo, com medidas conhecidas. A realização de radiografias em um único indivíduo e em apenas duas posturas ocorreu por motivos éticos, e por entender que esta metodologia é eficaz para cumprir com o que se propõe. Cabe lembrar que os indivíduos foram previamente selecionados de acordo com suas características antropométricas, constituindo um grupo homogêneo. Por essas razões, as proporções obtidas por meio desse processo com um único indivíduo foram utilizadas para os demais.

#### Cinemetria

Inicialmente foram colocados dez marcadores reflexivos (diâmetro=1,4 cm) sobre os pontos anatômicos demonstrados na Figura 3. Para a aquisição dos dados cinemáticos foi utilizada uma câmera filmadora digital JVC 9500 com uma frequência de amostragem de 50 Hz e iluminação direcionada por um equipamento refletor. A câmera de vídeo foi posicionada a 4 m de distância do indivíduo com o seu eixo óptico perpendicular ao plano sagital do mesmo. Além disso, dois refletores foram posicionados a cerca de 1 m do indivíduo.

Os avaliados pedalarão em cada postura (descanso, intermediária e ataque), sendo registrada a imagem correspondente à postura sagital de sua coluna vertebral pela filmagem durante os últimos 15 segundos de cada estágio. Também foi realizado um registro de 15 segundos da postura ereta com os sujeitos mantendo os pés estáticos e na mesma altura, os braços ao longo do corpo e a coluna cervical com suas curvaturas fisiológicas preservadas. Para posterior digitalização das imagens, foram selecionados os 5 segundos centrais de cada 15 segundos obtidos nas quatro posturas.

Posteriormente, a captura das imagens filmadas foi realizada pela utilização do *software* Adobe Premiere<sup>®</sup> Pro 2.0. O procedimento de captura consistiu da transformação das imagens gravadas com a filmadora digital em um arquivo no

formato “AVI”, para posterior digitalização das imagens e obtenção das variáveis cinemáticas utilizando o sistema para análises cinemáticas *Digital Video For Biomechanics – Windows 32 Bits (DVideo)* (BARROS, et al, 1999; FIGUEROA; LEITE; BARROS, 2003). O procedimento consistiu em rastrear por meio de algoritmos de rastreamento do *software Dvideo*, a localização em *pixels* (unidades adimensionais) no monitor do computador, dos pontos brancos em contraste com o fundo escuro.

Este procedimento de digitalização fornecia 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 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 por meio de uma caixa com dimensões conhecidas, 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.

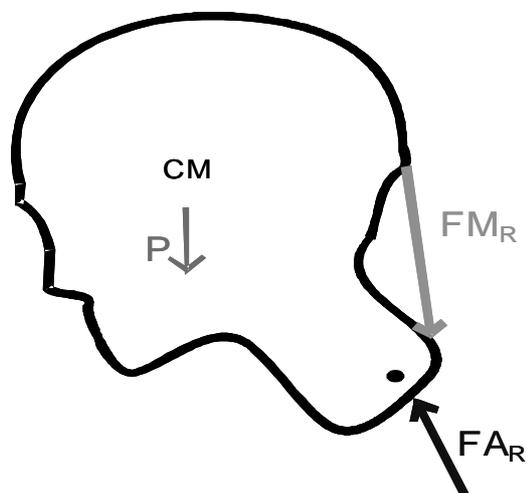
Para ser possível uma análise mais precisa dos dados cinemáticos coletados, realizou-se uma rotina no MATLAB a qual foi responsável pela filtragem dos sinais. Foi utilizado o filtro do tipo “Butterworth”, de ordem 3, com frequência de 5 Hz, com base na técnica de análise de resíduos (WINTER, 1990). Assim, as coordenadas (X,Y) de todos os pontos anatômicos de interesse no sistema referencial inercial estabelecido foram filtrados.

#### Parâmetros de massa e centro de massa

Os parâmetros de massa e centro de massa foram retirados das tabelas antropométricas propostas por Clauser, Mcconville e Young (1969) e Dempster (1955), pelas medidas antropométricas de cada avaliado.

#### MODELO BIOMECÂNICO PARA O CÁLCULO DAS FORÇAS INTERNAS

O modelo biomecânico utilizado para o cálculo das forças musculares e articulares na coluna cervical durante o ciclismo foi adaptado do modelo de ação simultânea das forças, proposto por Dulhunty (2002). O diagrama de corpo livre (DCL) deste modelo, que considera os segmentos cabeça e pescoço como um segmento único, o qual constitui uma rígida estrutura com formato curvilíneo está apresentado na Figura 4. 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 os extensores cervicais; (2) vetor que representa a força peso (P), que é representada num 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 a estas 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 4). 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.



**Figura 4** - Modelo biomecânico da coluna cervical (DCL), adaptado de Dulhunty (2002).

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*, o qual realizava todos os procedimentos matemáticos necessários para o cálculo das forças internas.

Para a análise das forças internas, avaliadas pela técnica da dinâmica inversa, utilizou-se o Modelo Teórico Biomecânico da Coluna Cervical, o qual é bidimensional e possui apenas um segmento rígido. A importância de considerar a cabeça e todas as vértebras cervicais como um único segmento rígido reside no fato de que os objetos rígidos movem-se de acordo com os princípios da mecânica Newtoniana. Partindo deste princípio, pode-se afirmar que o movimento de um corpo rígido em um sistema referencial inercial é regido pelas equações de movimento, tanto de

translação do centro de massa (2ª Lei de Newton - equação 3) quanto de rotação (princípio de Euler - equação 4).

$$\text{Equação 3 - } \sum \vec{F}_i = m_i \vec{a}_i$$

$$\text{Equação 4 - } \sum \vec{M}_i = I_i \vec{\alpha}_i$$

em que,

$\vec{F}_i$	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
$I_i$	momento de inércia, em relação ao eixo de rotação, do segmento
$\vec{\alpha}_i$	aceleração angular do segmento

Pela formulação das equações de movimento o próximo procedimento para determinação das forças internas de acordo com Loss et al (2006) é a distribuição das forças e torques intersegmentares. No caso do modelo de coluna cervical adotado, a determinação das forças internas, a partir da técnica da dinâmica inversa, consiste na determinação das forças musculares e articulares resultantes.

Assim, na técnica de dinâmica inversa aplicada à coluna cervical foi necessária a identificação das forças externas que atuavam no segmento corporal e contribuíam nas forças e momentos internos. Estas forças são: (1) força de não-contato (força peso do segmento corporal) atuando verticalmente no centro de massa do segmento, oriunda da ação da gravidade, e (2) forças de contato que atuam na extremidade do segmento (forças intersegmentares em C7), oriundas do segmento corporal adjacente. Estas forças intersegmentares incluem os efeitos compressivos nas cartilagens, estruturas ósseas, efeitos das tensões dos músculos e ligamentos (LOSS, 2002).

Para realização destes cálculos, quatro condições foram assumidas:

(1) a aceleração angular do segmento cabeça-pescoço é aproximadamente 0.

(2) em decorrência da aceleração angular do segmento ser aproximadamente 0 o momento de inércia do segmento, também pode ser assumido como 0;

(3) a  $d_M^\perp$  e  $d_P^\perp$  foram obtidas pela análise das radiografias no plano sagital em cada postura realizada;

(4) a massa do segmento cabeça-pescoço foi retirada das tabelas antropométricas e permitiu o cálculo da força  $P$ .

Desse modo, 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 0 (equação 5). Desenvolvendo esta equação, obteve-se a equação 6, na qual, todos os termos são conhecidos, exceto a força muscular. Assim, isolando-se a força muscular (equação 7), chega-se ao valor da força muscular resultante.

$$\text{Equação 5 - } M_P = M_M$$

$$\text{Equação 6 - } (\vec{P} \cdot \vec{d}_P^\perp) = (\vec{F}_M^R \cdot \vec{d}_M^\perp)$$

$$\text{Equação 7 - } \vec{F}_M^R = \frac{(\vec{P} \cdot \vec{d}_P^\perp)}{\vec{d}_M^\perp}$$

em que:

---


$$M_P = \text{momento flexor}$$


---

$$M_M = \text{momento extensor}$$

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

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

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

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


---

Decompondo a força muscular resultante nas componentes paralela  $F_M^X$  e perpendicular  $F_M^Y$ , obtiveram-se as equações 8 e 9. Partindo do princípio de equilíbrio translacional, o qual considera que o somatório das forças é igual a 0, obtiveram-se as equações 10 e 11, nas quais ao isolar a força articular nas suas componentes paralela  $F_A^X$  e perpendicular  $F_A^Y$  e utilizando a equação 12, obteve-se a força articular resultante.

$$\text{Equação 9 - } F_M^Y = \text{sen } \alpha \cdot F_M^R$$

$$\text{Equação 10 - } F_A^X + F_M^X = 0$$

$$\text{Equação 11 - } F_A^Y + F_M^Y + P = 0$$

$$\text{Equação 12 - } F_A^R = \sqrt{(F_A^X + F_A^Y)}$$

em que:

$$\text{Equação 8 - } F_M^X = \text{cos } \alpha \cdot F_M^R$$

---


$$F_M^X = \text{componente horizontal da força muscular resultante}$$


---

$$\alpha = \text{ângulo de atuação da força muscular resultante}$$

$$F_M^Y = \text{componente vertical da força muscular resultante}$$

$$F_A^X = \text{componente horizontal da força articular resultante}$$

$$F_A^Y = \text{componente vertical da força articular resultante}$$

$$F_A^R = \text{força articular resultante}$$


---

Nas Figuras 5 e 6, que ilustram a postura de descanso e de ataque, respectivamente, pode-se facilmente visualizar, a  $d_P^\perp$ , bem como o momento flexor  $M_P$  produzido pela

força peso do segmento cabeça-pescoço (a) e a  $d_M^\perp$ , bem como o momento extensor  $M_M$  produzido pela força muscular (b).

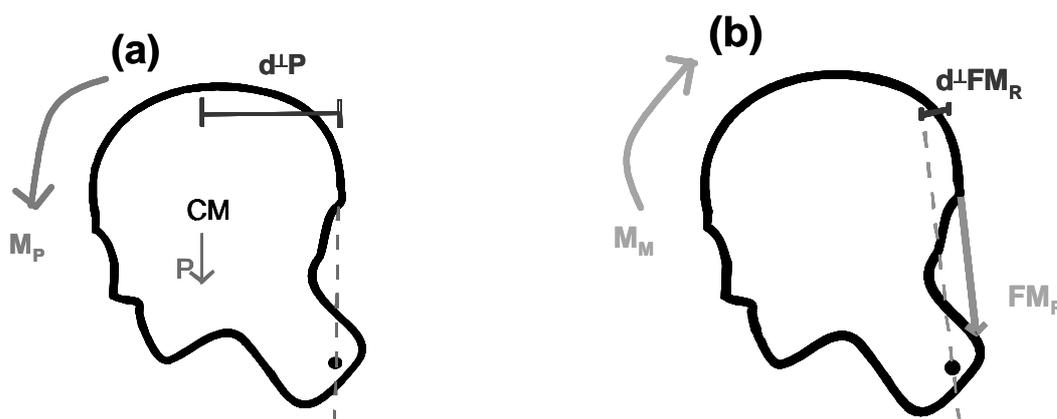


Figura 5 - Ilustração das distâncias perpendiculares e dos momentos: (a) da força peso e (b) da força muscular resultante na postura de descanso.

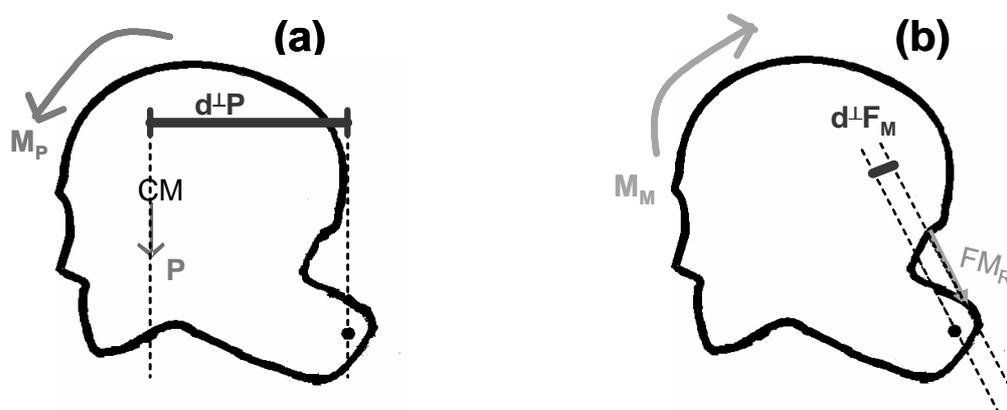


Figura 6 - Ilustração das distâncias perpendiculares e dos momentos: (a) da força peso e (b) da força muscular resultante na postura de ataque.

Para a análise estatística foi utilizado o *Software* SPSS18.0. Inicialmente foi verificada e confirmada a equivalência das variâncias (Teste de Levene) e normalidade dos dados (*Shapiro-Wilk*). Os dados FM e FA (valores médios e máximos) foram submetidos a múltiplas *Anova One-way* para medidas repetidas e ao teste *post hoc* de Bonferroni ( $\alpha=0,05$ ).

## RESULTADOS

As magnitudes das forças musculares e articulares, médias e máximas (pico de força), estão apresentadas na Tabela 1.

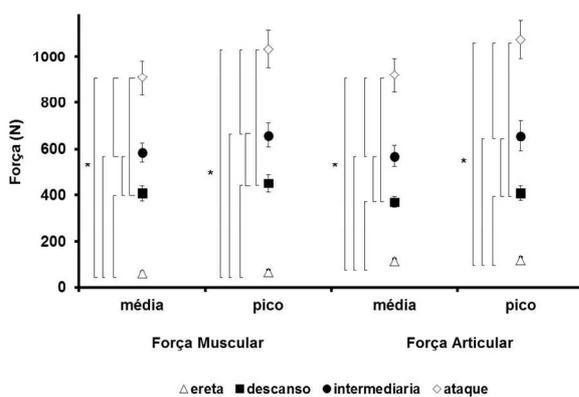
Tabela 1 - Valores de média e desvio-padrão das forças musculares e articulares (N) nas posturas ereta, descanso, intermediária e ataque.

	FM		FA	
	Média	Máxima	Média	Máxima
Ereta	59,4±9,4	63,7±10,1	113,9±9,9	118,4±10,7
Descanso	405,9±31,7	450,5±38,9	368,4±23,8	406,9±29,7
Intermediária	585,4±39,9	659,8±52,6	569,4±46,7	656,9±63,8
Ataque	907,6±72,6	1033,7±82,2	918,8±71,7	1073,9±82,9
Valor de p	<0,001	0,001	<0,001	0,015

Para a FM, verificou-se diferença tanto para os valores médios ( $p < 0,01$ ) quanto para os valores máximos ( $p < 0,01$ ) entre as quatro posturas. Do mesmo modo, foi evidenciado que para a FA também existe diferença tanto para os valores médios ( $p < 0,01$ ) quanto para os valores máximos ( $p < 0,01$ ) entre as quatro posturas (Figura 7).

## DISCUSSÃO

Este estudo foi realizado com o propósito de investigar a influência do posicionamento do ciclista na bicicleta, durante a pedalada, sobre a sobrecarga mecânica na coluna cervical, ou seja, sobre as magnitudes das forças musculares e articulares, calculadas pela técnica da dinâmica inversa. Os achados do presente estudo demonstraram que tanto os valores médios quanto os máximos das forças musculares e articulares aumentam à medida que a coluna cervical se torna mais estendida e anteriorizada (Figura 7), estando diretamente relacionados aos diferentes tipos de posicionamentos dos indivíduos na bicicleta. Assim, as posturas com menor e maior sobrecarga na coluna cervical foram as posturas ereta e de ataque, respectivamente.



**Figura 7** - Valores de média e erro-padrão das forças musculares e articulares (N) nas posturas ereta, descanso, intermediária e ataque e diferenças significativas (\*) encontradas entre as posturas ( $p < 0,05$ ).

Na Tabela 1, pode-se observar que as médias e os picos das forças musculares e articulares aumentam gradativamente à medida que a coluna cervical é anteriorizada e estendida. No entanto, este aumento não ocorre

proporcionalmente. Por exemplo, enquanto que a média da força muscular aumenta em 85% quando se altera a postura de ereta para descanso, a média da força articular aumenta apenas 69,1% com a mesma modificação de postura. Quando o sujeito passa da postura de descanso para intermediária, a média da força muscular aumenta 30,7% e a média da força articular aumenta 35,3%. Ao passar da posição intermediária para ataque, a média da força muscular aumenta 35,5% e a média da força articular aumenta 38%. Do mesmo modo, também se observaram variações dos valores de picos de força muscular e articular em diferentes proporções. Enquanto que o pico de força muscular aumenta em 85,9% quando os sujeitos modificaram sua postura de ereta para descanso, o valor máximo de força articular aumenta apenas 70,9% com a mesma modificação de postura. Quando o sujeito passa da postura de descanso para intermediária o pico de força muscular aumenta 31,7% e o pico de força articular aumenta 38,1%. Ao passar da posição intermediária para ataque o pico de força muscular aumenta 36,1% e o pico de força articular aumenta 38,8%.

Na Figura 7 são ilustrados os resultados da comparação entre todas as posturas. Observa-se que houve diferença significativa entre todas as posturas, tanto para a força muscular quanto articular, em ambas as formas de expressão, média e máxima. Estes resultados indicam que conforme o posicionamento adotado pelo indivíduo na bicicleta as magnitudes das forças musculares e articulares são afetadas, sendo a maior sobrecarga mecânica na postura de ataque. Portanto, os resultados deste estudo demonstraram que as forças musculares e articulares aumentam na medida em que a cabeça se torna mais anteriorizada e a coluna cervical se torna mais estendida, em função dos posicionamentos adotados pelos ciclistas sobre a bicicleta.

Uma explicação para a ocorrência destes resultados reside no fato de que conforme a postura é alterada também ocorre alteração das distâncias perpendiculares das forças peso e muscular. Quando a cabeça se torna mais anteriorizada e estendida, a  $d_p^\perp$  aumenta, ocasionando aumento no momento flexor. Para contrabalançar esse aumento na magnitude do

momento flexor, a fim de manter o sistema em equilíbrio rotacional, e considerando que a  $d_M^\perp$  diminui com as alterações de postura, sendo menor na postura de ataque, ocorre aumento no momento extensor, promovido graças a um aumento na magnitude da força muscular. Considerando que a força muscular influencia diretamente a força articular, o comportamento da força articular nas diferentes posturas tende a ser semelhante ao comportamento da força muscular. Assim, a força articular aumenta na medida em que a postura do ciclista varia da postura de descanso para a de ataque. Entende-se que uma consequência desse comportamento das forças associado à variação da postura sobre a bicicleta seja a predisposição do indivíduo praticante ao aumento da ativação neuromuscular da musculatura extensora (CANDOTTI et al, 2012), bem como a queixa de dor na região cervical (QUEISSER et al., 1994), fatos que justificam o desenvolvimento de estudos que visem subsidiar o conhecimento de profissionais da área da Saúde envolvidos com a realidade do ciclismo, além dos próprios ciclistas e treinadores.

Nesse sentido, os achados do presente estudo são relevantes, visto que a literatura na área carece deste tipo de informação. Investigações em torno da coluna vertebral (WILKE et al, 1999; DULHUNTY, 2002; ADAMS; DOLAN, 2005) e do ciclismo (KOLEHMAINEM; HARMS-RINGDAHL; LANSHAMMAR, 1989; VEY MESTDAGH, 1998; SALAI et al, 1999; SILBERMAN et al, 2005; DIEFENTHAELER et al, 2007; SANTANA et al, 2008; LUCAS et al, 2000; BINI; CARPES; DIEFENTHAELER, 2011) são intensas, porém, são poucos os estudos que visam relacionar esses dois aspectos (ALENCAR et al, 2011). Dado que a complexa anatomia do sistema músculo-esquelético da cabeça e do pescoço transforma a mensuração “in vivo” das forças que atuam em suas estruturas em um verdadeiro desafio, não sendo ainda hoje totalmente conhecidas (ADAMS; DOLAN, 2005; VASAVADA; LI; DELP, 1998), entende-se que a utilização de modelos pode contribuir para o avanço no conhecimento dessas forças. Por exemplo, Vasavada, Li e Delp (1998), objetivando analisar como a morfologia muscular e a distância perpendicular

influenciam a capacidade de produção de torque em músculos do pescoço com taxas fisiológicas de movimento, desenvolveram um modelo gráfico músculo-esquelético baseado na cabeça e no pescoço em três dimensões, incorporando parâmetros morfológicos experimentalmente mensurados. Este modelo foi construído usando o *Software* para Modelamento Músculo-Esquelético Interativo (*Iterative Musculoskeletal Modeling*), pelos dados extraídos da literatura, dissecação de cadáveres e discussões entre experientes anatomistas, incluindo colaboradores da *Queen's University*. Dentre os principais resultados, os autores demonstraram que a capacidade total de produção de torque dos extensores do pescoço parece decrescer tanto em posturas flexionadas quanto estendidas. Em posturas flexionadas, a capacidade de produção de torque extensor é aproximadamente constante, mas a distância perpendicular dos extensores tende a diminuir. Todavia, com mais de 20° de extensão, a capacidade de produção de torque diminui apreciavelmente (de forma mais perceptível no semiespinhal e no esplênio, músculos que possuem grande capacidade na postura ereta). Apesar de figurar entre os modelos biomecânicos mais completos da coluna cervical, o estudo de Vasavada, Li e Delp (1998) apresenta também limitações, tais como o fato do modelo desenvolvido ter sido criado apenas com base em dados descritos previamente na literatura. Ainda cabe ressaltar que esse modelo não contempla o contexto do ciclismo. Nesse sentido, até onde se tomou conhecimento, não há na literatura científica nenhum modelo biomecânico que simule e quantifique as forças, muscular e articular, atuantes na coluna cervical nas posturas comumente adotadas pelos ciclistas.

Com base nos resultados do presente estudo, sugere-se atenção especial aos fabricantes de bicicletas, visto que ajustes incorretos na bicicleta podem causar desde uma diminuição da eficiência até sérias patologias aos praticantes desta modalidade (VEY MESTDAGH, 1998; SALAI et al, 1999; SILBERMAN et al, 2005; ALENCAR et al, 2011). Sendo assim, entende-se que os conhecimentos gerados neste estudo devam ser compartilhados com os fabricantes deste tipo de equipamentos, que por sua vez

deveriam ser construídas sob medida para cada usuário, em especial para atletas, que passam longos períodos ininterruptos sobre a bicicleta. Da mesma forma, diante dos resultados do presente estudo, faz-se necessário criar alternativas para o desenvolvimento de bicicletas que sejam ao mesmo tempo eficientes, que possibilitem diminuir as forças de arrasto sem causar danos à saúde, e garantam a longevidade esportiva aos atletas e praticantes em geral desta modalidade esportiva.

Apesar da contribuição do presente estudo ao entendimento das forças internas que atuam na coluna cervical, algumas limitações do modelo biomecânico precisam ser apontadas, como: (1) considerar a cabeça e a coluna cervical como um único e rígido segmento, (2) atribuir apenas um vetor de força representativo das forças musculares, (3) avaliar o movimento apenas no plano sagital, e (4) extrapolar as estimativas de centro de rotação e inserção muscular de um único indivíduo para todos os demais da amostra. Não obstante, cabe ressaltar que a utilização de modelos biomecânicos em estudos relacionados à prática do ciclismo é restrita, possivelmente porque o modelamento da coluna vertebral é difícil de ser realizado em função da complexidade de sua estrutura. Alguns autores desenvolveram modelos de segmentos articulados para os membros inferiores (GONZALEZ; HULL, 1989; KAUTZ; HULL, 1995) objetivando aperfeiçoar a técnica da pedalada, testar ajustes e equipamentos, além de avaliar problemas existentes em treinos de resistência. Entretanto, raramente são encontrados na literatura modelos que sejam direcionados às estruturas da coluna vertebral, importantes para esclarecer fatores ligados à origem de lesões e dor nesta região. Por outro lado, os estudos que envolvem o modelamento da coluna vertebral estão, em geral, associados à região lombar (KINGMA; VAN DIËEN, 2004; ARJMAND; SHIRAZI-ADL, 2006), de modo que a coluna cervical raramente é contemplada nos modelos biomecânicos.

Embora se acredite na viabilidade da utilização das informações provenientes dos modelos, cabe ressaltar que a maioria dos estudos que se propõem a avaliar as forças na coluna em seres humanos durante

determinadas atividades ou posturas (HARMS-RINGDAHL, 1986; FINSSEN, 1999; THURESSON et al., 2005) costumam realizar grandes simplificações, subestimando uma quantidade muito grande de elementos que poderiam exercer influência sobre seus resultados. Em contrapartida, estudos que procuram maior exatidão com base na anatomia e morfologia dos tecidos da coluna cervical geram modelos meramente teóricos, de difícil aplicação prática (SNIJDERS; HOEK VAN DIJKE; ROOSCH, 1991; VASAVADA; LI; DELP, 1998; DULHUNTY, 2002). Assim, sugere-se, para estudos futuros, o desenvolvimento de um modelo biomecânico da coluna cervical com um número maior de segmentos articulados, que incremente outros vetores representativos das forças musculares, que considere as estruturas passivas como ligamentos e tendões e que possa ser aplicado na prática do ciclismo.

Em suma, os resultados do presente estudo sugerem que quanto mais aerodinâmica for a postura do ciclista, maior será a magnitude das forças muscular e articular, sendo aumentada em grandes proporções quando o ciclista permanece na postura de ataque. Considerando que o ciclismo não é praticado somente por atletas, mas por um número cada vez maior de usuários, com a intenção de lazer e recreação, os resultados permitem aconselhar uma postura mais ereta durante a prática do ciclismo.

## CONCLUSÃO

Os resultados demonstraram que as magnitudes das forças musculares e articulares aumentam significativamente à medida que a coluna cervical se torna mais estendida e anteriorizada, estando diretamente relacionados aos diferentes tipos de posicionamentos dos indivíduos na bicicleta. Do ponto de vista prático, estes resultados sugerem que durante a prática do ciclismo os usuários deveriam assumir e manter uma postura mais ereta, mantendo as curvaturas da coluna vertebral.

## MECHANICAL OVERLOAD ON THE CERVICAL SPINE BASED ON CYCLIST POSITION ESTIMATED FROM INVERSE DYNAMICS TECHNIQUE

### ABSTRACT

This study examined the influence of the subject position on the bicycle during pedaling, on the mechanical overload in the cervical spine. Nine subjects were evaluated during the test on a racing bicycle coupled to a cyclesimulator. The protocol consisted in pedaling in four different postures (erect, rest, intermediate and attack), with video filming in the sagittal plane. Images were digitized using the software DVideo, which enabled the calculation of kinematic variables, later inserted into the biomechanics model to calculate the muscle (FM) and joint (FA) forces. When the subjects changed from erect to rest posture, rest to intermediate posture, intermediate to attack posture, the mean and the maximum values of FM and FA have increased ( $p < 0.05$ ). Therefore, there was a significant increase in the FM and FA forces as the cervical spine became more extended and projected forward.

**Keywords:** Cycling. Biomechanics. Spine. Posture.

### REFERÊNCIAS

- ADAMS, M. A.; DOLAN, P. Perspective Spine Biomechanics. **Journal of Biomechanics**, Netherlands, v. 38, p.1972-1983, 2005.
- ALENCAR, T. A. et al. Revisão etiológica da lombalgia em ciclistas. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, Florianópolis, v. 33, n. 2, p. 507-528, 2011.
- ALVES, A. C. **Ciclismo: técnica moderna, história e treinos**. Papalivros: São Paulo, 1980.
- ARJMAND, N.; SHIRAZI-ADL, A. Model and in vivo studies on human trunk load portionng and stability in isometric forward flexions. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v. 39, no. 3, p. 510-521, 2006.
- ASPLUND, C.; ROSS, M. Core stability and bicycling. **Current Sports Medicine Reports**, Philadelphia, v. 9, no. 3, p. 155-160, 2010.
- BARROS, R. M. L et al. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise tridimensional de movimentos humanos. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, Campinas, SP, v. 15, n. 1, p. 79-86, 1999.
- BINI, R. R.; CARPES, F. P.; DIEFENTHAELER, F. Influência da pedalada com os joelhos tangenciando o quadro da bicicleta sobre a ativação dos músculos do membro inferior. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, São Paulo, v. 25, n. 1, p. 27-37, 2011.
- CANDOTTI, C. T. et al. Atividade elétrica e força muscular dos extensores cervicais durante o ciclismo. **Cinergis**, Santa Cruz do Sul, v. 13, n. 1, p. 40-50, 2012.
- CARITÁ, R. A.; GRECO, C. C.; DENADAI, B.S. Maximal lactate Steady State and Critical Power in Well-trained Cyclists. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v. 15, n. 5, p. 370-373, 2009.
- CLAUSER, C. E.; MCCONVILLE, J. T.; YOUNG, J. H. **Weight, volume and center of mass of segments of the human body**. Ohio: Wriyth-Patterson Air Force Base, 1969.
- DEMPSTER, W. T. **Space Requirements of the seated operator**. Ohio: Wriyth-Patterson Air Force Base, 1955.
- DIEFENTHAELER, F. et al. Proposta metodológica para a avaliação da técnica da pedalada de ciclistas: estudo de caso. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v. 14, n. 2, p. 155-158, 2008.
- DIEFENTHAELER, F. et al. Comparação de respostas fisiológicas absolutas e relativas entre ciclistas e triatletas. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v. 13, n. 3, p. 205-208, 2007.
- DULHUNTY, J. A simplified conceptual model of the human cervical spine for evaluating force transmission in upright static posture. **Journal of manipulative and physiological therapeutics**, Lombard, v. 25, no. 5, p. 306-317, 2002.
- FIGUEROA, P. J.; LEITE, N. J.; BARROS, R. M. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. **Computer methods and programs in biomedicine**, Amsterdam, v. 72, no. 2, p. 155-165, 2003.
- FINSEN, L. Biomechanical aspects of occupational neck postures during dental work. **Internacional of Industrial Ergonomics**, New York, v. 23, no. 5, p. 397-406, 1999.
- GONZALEZ, H.; HULL, M. L. Multivariable optimization of cycling biomechanics. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v. 22, no. 11, p. 1151-1161, 1989.
- GREGOR, J. R. Biomechanics of cycling. In: GARRET, W. E.; KIRKENDALL, D. T. **Exercise and Sport Science**. Philadelphia: Lipincott Williams & Wilkins, 2000. p. 515-537.
- HARMS-RINGDAHL, K. On assessment of shoulder exercise and load-elicited pain in the cervica spine: Biomechanical analysis of load methodological studies of pain provoked extreme position. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, Stockholm, no. 14, p. 1-40, 1986.
- KAUTZ, S. A.; HULL, M. L. Dynamic optimization analysis for equipment setup problems in endurance cycling. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v. 28, no. 11, p. 1391-1401, 1995.
- KINGMA, I.; VAN DIEEN, J. H. Lifting over a n obstacle: effects of one-handed lifting and hand support on truck kinematics and low back loading. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v. 37, no. 2, p. 249-255, 2004.
- KOLEHMAINEN, L.; HARMS-RINGDAHL, K.; LANSHAMMAR, H. Cervical spine positions and load moments during bicycling with different handlebar positions. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 4, no. 2, p. 105-110, 1989.
- LOSS, J. F. Cálculo de forças e momentos articulares resultantes pelo método da dinâmica inversa. **Revista brasileira de ciências do esporte**, Porto Alegre, v. 23, n. 3, p. 93-104, 2002.

- LOSS, J. F. et al. O uso da dinâmica inversa em situações envolvendo cadeia cinética aberta. **Revista brasileira de biomecânica**, São Paulo, v. 7, n. 12, p. 23-32, 2006.
- LUCAS, R. D. et al. Comparação das intensidades correspondentes ao lactato mínimo, limiar de lactato e limiar anaeróbio durante o ciclismo em atletas de endurance. **Revista brasileira de medicina do esporte**, São Paulo, v. 6, n. 6, p. 172-179, 2000.
- QUEISSER, F. et al. The relationship between the electromyogram-amplitude and isometric extension torques of neck muscles at different positions of the cervical spine. **European journal of applied physiology**, Berlin, v. 68, n. 1, p.92-101, 1994.
- SALAI, M. et al. Effect of changing the saddle angle on the incidence of low back pain in recreational bicyclists. **British journal of sports medicine**, Loughborough, v. 33, no. 6, p. 398-400, 1999.
- SANTANA, M. G. et al. Variação diurna e resposta da cinética do VO<sub>2</sub> de ciclistas durante exercício muito intenso. **Revista brasileira de medicina do esporte**, São Paulo, v. 14, n. 3, p. 227-239, 2008.
- SILBERMAN, M. et al. Road Bicycle Fit. **Clinical journal of sport medicine**, New York, v. 15, no. 4, p. 271-276, 2005.
- SILVA JUNIOR, L. S. et al. Os efeitos agudos de diferentes protocolos de ciclismo indoor nas respostas fisiológicas e na percepção subjetiva de esforço. **Revista da Educação Física / UEM**, Maringá, v. 19, n. 2, p. 261-267, 2008.
- SNIJDERS, C. J.; HOEK VAN DIJKE, G. A.; ROOSCH, E. R. A biomechanical model for the analysis of the cervical spine in static postures. **Journal of biomechanics**, Elmsford, v. 24, no. 9, p. 783-792, 1991.
- SOMMER, F. et al. Impotence and genital numbness in cyclists. **International journal of sports medicine**, Stuttgart, v. 22, n. 6, p. 410-413, 2001.
- THURESSON, M. et al. Intra-rater reliability of electromyographic recordings and subjective evaluation of neck muscle fatigue among helicopter pilots. **Journal of electromyography and kinesiology**, New York, v. 15, n. 3, p. 323-331, 2005.
- TOO, D. Biomechanics of cycling and factors affecting performance. **Sports medicine**, Auckland, v. 10, n. 5, p. 286-303, 1990.
- VASAVADA, A. N.; LI, S.; DELP, S. L. Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating of human neck muscles. **Spine**, Philadelphia, v. 23, n. 24, p. 412-422, 1998.
- VEY MESTDAGH, K. Personal perspective: in search of a optimum cycling posture. **Applied Ergonomics**, Netherlands, v. 29, n. 5, p. 325-334, 1998.
- WILKE, J. et al. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. **Spine**, Philadelphia, v. 24, n. 8, p. 755-762, 1999.
- WINTER, A. D. **Biomechanics and motor control of human movement**. New York: Wiley, 1990.

Recebido em 25/03/2011

Revisado em 10/09/2012

Aceito em 11/05/2012

---

**Endereço para correspondência:** Cláudia Tarragô Candotti. Rua Felizardo 750, Sala 218, CEP: 90690-200, Jardim Botânico, Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande Do Sul, Porto Alegre/RS. E-mail: claudia.candotti@ufrgs.br