

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

REGINA MOREIRA BORGES DE MACEDO

**ERGONOMIA APLICADA NA REDUÇÃO DA DOR LOMBAR EM
CICLISTAS COM O SUPORTE DA ELETROMIOGRAFIA**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2014

REGINA MOREIRA BORGES DE MACEDO

**ERGONOMIA APLICADA NA REDUÇÃO DA DOR LOMBAR EM
CICLISTAS COM O SUPORTE DA ELETROMIOGRAFIA**

Dissertação de mestrado apresentada ao programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para obtenção do título de “Mestre em Engenharia Biomédica”- Área de Concentração: Engenharia Clínica.

Orientador: Prof^a Dr^a Leandra Ulbricht.

CURITIBA

2014

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ



Campus Curitiba



Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Título da Dissertação Nº 016

“Ergonomia aplicada na redução da dor lombar em ciclistas com o suporte da eletromiografia”

por

Regina Moreira Borges de Macedo

Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de **MESTRE EM CIÊNCIAS (M.Sc.)** – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo **Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB)**, – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), *Campus Curitiba*, às **14h00min** do dia **31 de março de 2014**. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:

Prof. Leandra Ulbricht, Dr.
(Presidente – UTFPR)

Prof. Denise da Vinha Ricieri, Dr.
(UFPR)

João Antonio Palma Setti, Dr.
(UTFPR)

Visto da coordenação:

Prof. Bertoldo Schneider Jr., Dr.
(Coordenador do PPGEB)

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

M141e
2014 Macedo, Regina Moreira Borges de
Ergonomia aplicada na redução da dor lombar em ciclistas
com o suporte da eletromiografia / Regina Moreira
Borges de Macedo.-- 2014.
84 f.: il.; 30 cm

Texto em português, com resumo em inglês
Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica
Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia
Biomédica, Curitiba, 2014
Bibliografia: f. 70-81

1. Eletromiografia. 2. Ergonomia. 3. Dor lombar. 4.
Coluna vertebral. 5. Ciclismo. 6. Fotogrametria. 7.
Postura humana - Avaliação. 8. Engenharia biomédica
- Dissertações. I. Ulbricht, Leandra. II. Universidade
Tecnológica Federal do Paraná - Programa de Pós-graduação
em Engenharia Biomédica. III. Título.

CDD 22 -- 610.28

Biblioteca Central da UTFPR, Câmpus Curitiba

Dedico este trabalho ao meu pai
e ao meu padrinho (*in memoriam*),
que sempre incentivaram meus estudos
e são exemplos de vida para mim.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, por me dar forças para concluir mais uma etapa em minha vida profissional.

Agradecimento especial a minha família, meu pai Alfredo, que mostrou que não devemos desistir nunca e que a vida é valiosa, minha mãe Sandra, por possibilitar meu estudo e minha irmã Ana, que me apoiaram em mais essa etapa, e mostraram que juntos sempre vamos mais longe. Amo vocês incondicionalmente.

Agradeço de todo o meu coração a minha orientadora, Prof. Dra. Leandra, que ao longo desses dois anos demonstrou ser muito mais que uma professora, foi amiga, mãe e confidente, compartilhando todo seu conhecimento, sendo paciente, compreensível e incansável, por todas as correções, ensinamentos e ao (longo) tempo dedicado na orientação.

Agradeço a Prof. Dra. Denise, que entrou em minha vida por acaso e provocou tantas boas mudanças, me acompanhando desde a graduação, me incentivando na pesquisa, acompanhando em congressos, e que desde o início depositou toda a confiança em mim.

Gostaria de agradecer ao Prof. Dr. João Antônio Palma Setti, que dispôs de seu tempo para contribuir com o meu trabalho.

Agradeço imensamente a todos os ciclistas que colaboraram dedicando parte de seu tempo de treino para que essa pesquisa pudesse se tornar realidade, sem vocês nada teria acontecido, o meu muito obrigado a todos vocês: Bruno Garcia, Carlos Felício, Cleildo Silva, Cleyton Vandrê, Eduardo Winters, Everson Rodrigues, Elvio, Fabricio Stocchero, Fagner Amaral, Fernando Bazalha, Fernando Sikora, Gabriel Monteiro, Giovanni Sturion, Gustavo Oliveira, Jonatas Tulio, José Bileski, Juliano Saddock, Laercio Poli, Leandro Antunes, Leonardo Corvetta, Leonardo Gubert, Mauro Cavanha, Paulo Hass, Pierre Guyout, Raphael Mehl, Raul Malaguty, Reginaldo Rincon, Rodrigo Andrade, Rodrigo Hickenbick, Rodrigo Kugler, Rodrigo Rieping, Rogério Scheibe, Tiago Haib, Willian Heusi. Sou fã de cada um!

Agradeço ao meu colega de mestrado, Mauro Gemelli, pelo companheirismo, risadas, aulas, almoços, conversas, viagem e congresso, muito obrigado por tornar o mestrado mais doce. Aos outros colegas, que caminharam junto em diversas matérias, compartilhando das dúvidas e sonhos de buscar mais. Obrigada Andrea Truppel, Carlos Sperandio, Janaina Ricci, Manuela Ramos, Sílvia Bahiense.

E agradeço a todos aqueles que me apoiaram, presentes ou não, em mais essa conquista!

“A vida é como andar de bicicleta, para continuar em equilíbrio é preciso continuar em movimento.”

Albert Einstein

MACEDO, Regina Moreira Borges de. **Ergonomia aplicada na redução da dor lombar em ciclistas com o suporte da eletromiografia**. 2014. 84f. Dissertação-Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2014.

RESUMO

Uma das aplicações da ergonomia é a prevenção de patologias músculo esqueléticas, dentre as quais a dor na região lombar é uma das mais prevalentes. Pedalar não é um movimento natural na ergonomia humana e, conseqüentemente, irregularidades no posicionamento levam a desequilíbrios. A postura inadequada altera as características de recrutamento muscular, principalmente na região lombar e nos membros inferiores durante o ato de pedalar, o que torna relevante a investigação das queixas de dor e desconforto na coluna vertebral. O objetivo deste estudo foi de analisar o impacto das adequações ergonômicas no sistema homem-bicicleta na dor lombar de ciclistas, a partir de registros eletromiográficos. Para isso, um estudo descritivo com 35 ciclistas avaliou três protocolos para o ajuste da altura do selim: (a) um protocolo de referência (REF), altura do selim inicialmente apresentada pelo atleta ;(b) P1 baseado em Burke, relacionou a altura do entrepernas multiplicado pela constante 1,09;(c) P2, onde a altura do selim foi regulada pela flexão de joelho quando o pedal encontra-se na parte mais baixa do ciclo da pedalada (PMI). Todos os protocolos foram avaliados por meio da eletromiografia (EMG System do Brasil, modelo 1600-U12) dos músculos quadrado lombar, eretor da coluna lombar, eretor da coluna torácica, reto abdominal, reto femoral, vasto lateral, vasto medial, isquiotibiais, gastrocnêmio. Adicionalmente, foi avaliada a geometria do posicionamento angular das articulações de membros inferiores durante as pedaladas, por meio da Biofotogrametria, onde foram medidos os ângulos de movimento do tornozelo, do joelho e do quadril em duas fases do ciclo da pedalada: (1) no ponto motor superior (PMS); e (2) no PMI. O impacto das recomendações foi avaliado antes do ajuste e em 30 dias e 5 meses após a recomendação ergonômica, pela aplicação da escala visual analógica de dor. Os resultados mostraram uma redução significativa dos relatos de dor pós ajustes, aos 30 dias ($p=0,000$), que perdurou até os 5 meses ($p=0,023$). Na comparação eletromiográfica do recrutamento muscular entre os protocolos, foram encontrados: (1) entre REF e P1, um índice significativamente menor de recrutamento muscular para : lombar ($p=0,006$); posterior de membro inferior ($p=0,003$) e abdominal ($p=0,002$);(2) entre REF e P2, recrutamento muscular significativamente menor na região abdominal ($p=0,009$); (3) entre P1 e P2, menor recrutamento muscular para membro inferior posterior em P1 ($p=0,030$). Na análise da geometria do movimento, diferenças significantes para o ângulo de joelho no PMS ($p=0,003$) e no PMI ($p=0,012$) em P1, apenas. A partir dos resultados encontrados, a hipótese inicial do estudo foi confirmada, uma vez que a média do sinal do traçado eletromiográfico, mostrou-se eficaz na quantificação das modificações do recrutamento muscular específico do esporte, para os diferentes métodos de ajuste do selim, e serviu como base para a recomendação de adequações ergonômicas, visto que foi após estas, foi diminuído a sobrecarga muscular na região lombar. As evidências permitiram concluir que P1 foi o protocolo mais eficaz na recomendação ergonômica de ajuste do selim, e o mesmo pode ser a referência de recomendação para os praticantes de ciclismo em mesmas condições antropométricas e de treinamento que a amostra aqui estudada. Ainda foi possível estabelecer que os músculos eletromiograficamente mais recrutados devem ser o foco do treinamento de força, na preparação dos atletas, de modo a diminuir o risco biomecânico para o desenvolvimento de lesões em treinos e competições.

Palavras-Chaves: Eletromiografia. Ergonomia. Dor lombar. Ciclismo. Biofotogrametria

MACEDO, Regina Moreira Borges de. **Ergonomics applied to reduce the low back pain in cyclists with electromyography support.** 2014. 84f. Dissertação-Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2014.

ABSTRACT

One of the applications of ergonomics is the prevention of musculoskeletal disorders, among which the low back pain is one the most prevalent. Pedaling isn't a natural movement in the human ergonomics and, consequently irregularities in the positioning leads to imbalances. The inappropriate posture changes the characteristics of muscle recruitment, especially in the lumbar region and lower limbs during the act of cycling, which makes relevant the investigation of complaint of pain and discomfort in the spine. The objective of this study was to analyze the impact of ergonomic adjustments in man-bike system in low back pain of cyclists, from electromyographic records. For this, a descriptive study of 35 cyclists evaluated three protocols for adjusting the saddle height: (a) a protocol of reference (REF), saddle height initially presented by the athlete;(b) P1 based on Burke, related to the crotch height multiplied by the constant 1.09; (c) P2 where the seat height is adjusted by knee flexion when the pedal is in the lower part of the pedal cycle (PMI). All protocols were evaluated using electromyography (EMG System of Brazil, model 1600-U12) of the quadratus lumborum muscles, erector lumbar spine, thoracic spine erector, rectus abdominis, rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis, hamstrings, gastrocnemius . Additionally, the geometry of the angular positioning of the joints of the lower limbs during pedaling was evaluated by means of photogrammetry, where were measured angles of movement of the ankle, knee and hip in two phases of the pedaling cycle: (1) the upper motor point (SMP), and (2) the PMI. The impact of the recommendations was evaluated before adjustment and 30 days and 5 months after the ergonomic recommendation by applying visual analogue pain scale. Results showed a significant reduction in reported pain after adjustments at 30 days ($p = 0.000$), which lasted until 5 months ($p = 0.023$). In the electromyography comparison of muscle recruitment between the protocols were found: (1) between REF and P1, a significantly lower level of muscle recruitment for: lumbar ($p = 0.006$), posterior lower limb ($p = 0.003$) and abdominal ($p = 0.002$), (2) between REF and P2, significantly less muscle recruitment in the abdominal region ($p = 0.009$), (3) between P1 and P2, reduced muscle recruitment for subsequent lower limb in P1 ($p = 0.030$). The analysis of the movement geometry, significant differences for the knee angle of PMS ($p = 0.003$) and PMI ($p = 0.012$) P1 only. From these results, the initial study hypothesis was confirmed, since the mean signal of the EMG tracing, was effective in quantifying changes in specific muscle recruitment of the sport, for the different methods of adjusting the saddle, and served as basis for the recommendation of ergonomic adjustments, since it was after them, was decreased muscle overload in the lumbar region. The evidence allowed to conclude that P1 was the most effective protocol in ergonomic tuning recommendation of the saddle, and the same can be the reference of recommendation for athletes in the same cycling conditions anthropometric and training like on this studied here. It has been possible to establish that recruited more muscles electromyography should be the focus of strength training, the preparation of athletes in order to decrease the biomechanical risk for developing injuries during training and competitions.

Keywords: Electromyography. Ergonomics. Low back pain. Cycling. Photogrammetry.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Componentes de uma bicicleta de estrada	25
Figura 2- Componentes do quadro da bicicleta	26
Figura 3- Triângulo que representa os três pontos de apoio do ciclista na bicicleta	26
Figura 4- Quadrantes do ciclo da pedalada	28
Figura 5- Pontos anatômicos para colocação do eletrodo de referência	30
Figura 6 - Gráfico do sinal EMG bruto, RMS e IEMG	34
Figura 7- Medida do entrepernas/cavalo do ciclista	38
Figura 8- Escala visual analógica da dor	39
Figura 9- Protocolo de flexão de joelho entre 25° a 30°	40
Figura 10- Rolo de treinamento	41
Figura 11- Atleta durante a avaliação eletromiográfica	42
Figura 12- Relação entre câmera e avaliado na aquisição de imagens	43
Figura 13- Marcadores posicionados no atleta	43
Figura 14- Atleta posicionado no ponto motor superior (PMS), ponto motor inferior (PMI)	44
Figura 15- Angulações analisadas nos ciclos de pedalada	44
Figura 16- Ângulo do Quadril no PMS no REF, P1 e P2	54
Figura 17- Ângulo do Quadril no PMI no REF, P1 e P2	55
Figura 18- Ângulo do Joelho no PMS no REF, P1 e P2	56
Figura 19- Ângulo do Joelho no PMI no REF, P1 e P2	56
Figura 20- Ângulo do Tornozelo no PMS no REF, P1 e P2	57
Figura 21- Ângulo do Tornozelo no PMI no REF, P1 e P2	58

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Dados antropométricos dos ciclistas avaliados	46
Tabela 2- Dados referentes à dor músculo esquelética na região lombar dos ciclistas	47
Tabela 3- Valores médios obtidos na análise eletromiográfica, nas regiões analisadas (μv)	48
Tabela 4- Valores médios obtidos na análise eletromiográfica para os músculos da região lombar, em cada protocolo (μv)	49
Tabela 5- Valores médios obtidos na análise eletromiográfica para os músculos da região de MMII posterior, de cada um dos protocolos (μv)	49
Tabela 6- Valores médios obtidos na análise eletromiográfica para os músculos da região de MMII anterior de cada um dos protocolos (μv)	50
Tabela 7- Valores médios obtidos na análise eletromiográfica para os músculos da região abdominal de cada um dos protocolos (μv)	50
Tabela 8- Estatística descritiva do agrupamento dos atletas, a partir da recomendação do ajuste ergonômico por P1 e P2	51
Tabela 9- Valores médios obtidos na análise eletromiográfica para as regiões avaliadas após a subdivisão da regulagem entre os dois protocolos (μv)	52
Tabela 10- Valores médios obtidos na análise eletromiográfica para os músculos da região lombar entre os dois protocolos após a subdivisão da regulagem (μv)	52
Tabela 11- Valores médios obtidos na análise eletromiográfica para os músculos da região de membro inferior anterior entre os dois protocolos após a subdivisão da regulagem (μv)	53
Tabela 12- Valores médios obtidos na análise eletromiográfica para os músculos da região de membro inferior posterior entre os dois protocolos após a subdivisão da regulagem (μv)	53
Tabela 13- Descrição do ângulo (em graus) do quadril no PMS em cada um dos protocolos	54
Tabela 14- Descrição do ângulo(em graus) do quadril no PMI em cada um dos protocolos	55
Tabela 15- Descrição do ângulo (em graus) do joelho no PMS em cada um dos protocolos	55
Tabela 16- Descrição do ângulo (em graus) do joelho no PMI em cada um dos protocolos	56
Tabela 17- Descrição do ângulo (em graus) do tornozelo no PMS em cada um dos protocolos	57
Tabela 18: Descrição do ângulo (em graus) do tornozelo no PMI em cada um dos protocolos	57

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
1.1 JUSTIFICATIVA	14
1.2 HIPÓTESE	15
1.3 OBJETIVOS DA PESQUISA	15
1.3.1 Objetivo geral	15
1.3.2 Objetivos específicos	16
1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO	16
2 REFERENCIAL TEÓRICO	17
2.1 BIOMECÂNICA DA COLUNA VERTEBRAL	17
2.2 LOMBALGIA	20
2.3 LOMBALGIA EM CICLISTAS	22
2.4 ERGONOMIA NO CICLISMO	24
2.5 ELETROMIOGRAFIA	28
2.5.1 Aquisição do sinal eletromiográfico	29
2.5.2 Análise do sinal eletromiográfico	33
3 METODOLOGIA	36
3.1 TIPO DE ESTUDO	36
3.2 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA	36
3.3 AVALIAÇÃO ANTROPOMÉTRICA	37
3.4 AVALIAÇÃO DA DOR	38
3.5 PROTOCOLOS DE REGULAGEM DO SELIM	39
3.6 AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA	40
3.7 AVALIAÇÃO BIOFOTOGRAFÉTRICA	42
3.8 METODOLOGIA DE ANÁLISE DOS DADOS	45
4 RESULTADOS	46
4.1 CARACTERÍSTICAS ANTROPOMÉTRICAS DA AMOSTRA E RESULTADOS DA ESCALA VISUAL ANALÓGICA DE DOR	46
4.2 ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA COMPARATIVA GERAL ENTRE OS PROTOCOLOS	47
4.3 ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA COMPARATIVA ENTRE OS PROTOCOLOS PÓS AJUSTE ERGONÔMICO	50
4.4 AVALIAÇÃO CINEMÁTICA (BIOFOTOGRAFETRIA)	54
5 DISCUSSÃO	59
6 CONCLUSÃO	67
REFERÊNCIAS	70
APÊNDICES	82
APÊNDICE A- Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	82

1 INTRODUÇÃO

A Ergonomia é uma ciência interdisciplinar que tem como principal objetivo adaptar o trabalho as características psicofisiológicas do ser humano, entendendo o trabalho em um sentido amplo como qualquer atividade remunerada ou atividade desenvolvida pelo ser humano. Dentre as aplicações encontra-se a prevenção de patologias músculo esqueléticas, dentre as quais a dor músculo esquelética na região lombar é uma das mais prevalentes (ULBRICHT, 2003).

Os desvios da coluna resultam em incapacidade funcional, dor e normalmente estão associados à queda no rendimento das capacidades motoras e níveis baixos de desempenho físico, devido ao encurtamento muscular (POLITO; NETO; LIRA, 2003; VERDERI, 2001).

Existem vários fatores predisponentes para a dor lombar, como os posturais, trabalhos fisicamente pesados, permanência por muito tempo na postura sentada, entre outros, e associando vários destes fatores tem-se a atividade do ciclismo.

O ciclismo tem sido objeto de estudo de várias pesquisas visando à melhora do desempenho de atletas de elite, além do estudo das forças envolvidas na pedalada (GREGOR, R, 2003).

A bicicleta tanto pode ser utilizada como veículo de eleição para o deslocamento ao trabalho, como para atividades de lazer, reabilitação, treinamento físico buscando qualidade de vida e também de forma profissional por atletas em treinamento e atividades competitivas (CARMO et al., 2001).

No ciclismo esportivo existe a demanda por alto rendimento, contudo estudos têm demonstrado que a maioria dos ciclistas apresenta desajustes posturais, independente do nível de condicionamento, uma vez que a postura adotada de acordo com a modalidade deveria ser ajustada buscando um equilíbrio entre conforto e desempenho, o que nem sempre se obtém (BURKE, 1994; MARTINS; et al., 2007).

O ato de pedalar não é um movimento natural na ergonomia do ser humano, e como consequência disso, a menor irregularidade no campo da simetria física pode levar a todos os tipos de reclamações e desajustes (MARTINS; et al., 2007).

A postura inadequada, devido aos ângulos de inclinação do tronco constringedores, assim como nas demais atividades de trabalho, aumenta o risco para o desenvolvimento de distúrbios musculoesqueléticos, uma vez que altera as características de recrutamento muscular principalmente na região lombar e membros inferiores durante o ato de pedalar, o

que torna relevante a investigação das queixas de dor e desconforto na coluna vertebral (ADAMS; BURTON, 2006; MARTINS; et al., 2007).

Uma boa postura é considerada como aquela postura em que o indivíduo se sente confortável, mantendo o alinhamento correto da coluna e distribuindo igualmente a quantidade de forças nas partes do corpo, permitindo que o indivíduo mantenha a posição ereta com o menor esforço muscular (BRISTOT; CANDOTTI; FURLANETO, 2009).

Para o atleta, os desequilíbrios podem provocar queda no rendimento, torções, distensões, câimbras e outras limitações que comprometem de forma significativa os resultados na performance de atletas de alto nível (CANDOTTI; SOARES; NOLL, 2010).

A alta prevalência de dor no ciclismo esportivo acaba por levar aos atletas a uma série de tratamentos, incluindo desde analgesia medicamentosa, introdução de anti inflamatório , fisioterapia e em alguns casos, até mesmo intervenção cirúrgica. Contudo, na maior parte dos casos (onde lesões nos discos vertebrais não estão presentes), o único controle do efeito do tratamento adotado é a queixa da dor referida pelo próprio atleta, que pode sofrer variações de um dia ao outro, devido à intensidade do treinamento e até mesmo da temperatura ambientais.

Para um melhor diagnóstico relacionado à dor lombar, diversos métodos são utilizados, como por exemplo, a tomografia computadorizada, a ressonância magnética, assim como a eletromiografia de superfície (EMG), que é utilizada para a avaliação da fadiga muscular e tem importância prática na avaliação e tratamento de déficits associados com a lombalgia (KANKAANPÄÄ; TAIMELA; AIRAKSINEN, 1998; ROY; LUCA; CASAVANT, 1989).

A EMG fornece informações sobre o padrão de ativação muscular e sobre como o sistema nervoso central controla o movimento. Essa técnica tem sido amplamente utilizada para estudar a atividade muscular e a coordenação neuromuscular no ciclismo. A partir do monitoramento do padrão da atividade elétrica dos músculos envolvidos no movimento da pedalada é possível obter informações sobre o comportamento do sistema neuromuscular (LI; CALDWELL, 1998; MORITANI; MURO; NAGATA, 1986).

A EMG também tem sido muito utilizada no estudo da ação muscular, no movimento humano, determinando com objetividade os diferentes potenciais de ação dos músculos em movimentos específicos, como por exemplo, na atividade muscular do gesto motor da pedalada, que permite fazer interpretações em condições normais e patológicas em um determinado gesto (TSCHAENER, 2002).

A eletromiografia destina-se ao estudo dos fenômenos bioelétricos que ocorrem nas fibras musculares esqueléticas durante o repouso, o esforço e a contração máxima. Os

eletrodos são colocados sobre a pele que recobre o músculo a ser avaliado, os quais captam a soma da atividade elétrica de todas as fibras musculares ativas. A eletromiografia tem por característica ser um método não invasivo e de fácil execução. O registro eletromiográfico permite observar o comportamento eletrofisiológico de diversos músculos em diferentes condições fisiológicas (BOTELHO et al., 2010).

Com o desenvolvimento tecnológico, o uso de instrumentos de medição de grande precisão é cada vez mais comum na prática clínica, dentre os quais a eletromiografia se destaca por ser um método disponível no mercado há mais de 40 anos e possuir maior objetividade e precisão para registrar a atividade elétrica de um músculo ou de um grupo muscular podendo auxiliar no diagnóstico de lesões musculoesqueléticas (RIGLER; PODNAR, 2007).

Além da eletromiografia, outro recurso utilizado para a análise da biomecânica do movimento é a biofotogrametria. É um método desenvolvido no final da década de 90, em que são aplicados conceitos fotográficos à métrica, adaptados ao movimento humano. Sua utilização fornece valores precisos fundamentais no direcionamento de um determinado tratamento, este método é utilizado para avaliação postural de alta complexidade (RICIERI, 2005).

A biofotogrametria é uma ferramenta capaz de associar valores quantitativos a movimentos corporais, capaz de fortalecer diagnósticos na área da saúde, pois permite através das dimensões, traçar valores numéricos, quantitativos, para fortalecer a tomada de decisão dos profissionais de saúde, ou seja, é capaz de caracterizar situações de normalidade e anormalidade a partir de valores numéricos (RICIERI, 2005).

O objetivo geral desta proposta é verificar o impacto das adequações ergonômicas no sistema homem-bicicleta na dor lombar de ciclistas com o suporte da eletromiografia.

1.1 JUSTIFICATIVA

Quanto ao mérito científico abordar um problema como a lombalgia mostra-se relevante devido a sua alta prevalência, uma vez que esta disfunção acomete ambos os sexos, podendo variar de uma dor súbita à dor intensa e prolongada, normalmente com curta duração, porém com padrão de recidiva em 30 a 60% dos casos quando relacionados ao trabalho (MACEDO; SASSAKI; CERANTO, 2005).

Este alto índice de recidiva mostra que tão importante quanto o tratamento, é controlar e interceptar as causas do problema. Assim, avaliar a interação homem-bicicleta detectando riscos biomecânicos e traçar recomendações com o objetivo de minimizá-los torna-se uma necessidade para evitar a progressão das lesões.

A metodologia proposta alia o tratamento fisioterápico através da abordagem ergonômica visando a identificação e interceptação dos riscos biomecânicos, assim como um critério objetivo através da eletromiografia e biofotogrametria para acompanhamento do impacto das medidas ergonômicas recomendadas. Assim, esta proposta pode ser considerada inédita por possuir um enfoque multidisciplinar e interdisciplinar, associando dor lombar, recomendações ergonômicas, eletromiografia e biofotogrametria, esperando que esta abordagem traga melhores resultados do que a abordagem tradicionalmente utilizada.

Este projeto está relacionado ao grupo de pesquisa em Ergonomia e Qualidade de Vida no Trabalho da UTFPR, que conta com profissionais e estudantes tanto da UTFPR, como de outras instituições, visando assim contribuir para a formação de recursos humanos e dos programas de pós-graduação *stricto sensu*, no caso o mestrado profissional em Engenharia Biomédica.

1.2 HIPÓTESE

A interação entre as características antropométricas do usuário e o ajuste ergonômico adequado ao equipamento são capazes de diminuir sobrecargas musculoesqueléticas sobre a região lombar em ciclistas, possíveis de serem observadas através dos sinais eletromiográficos.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo Geral

O objetivo geral desta proposta é avaliar o impacto das adequações ergonômicas no sistema homem-bicicleta na dor lombar de ciclistas com o suporte da eletromiografia.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Realizar a avaliação antropométrica dos ciclistas;
- Avaliar os músculos quadrado lombar, eretor lombar, eretor torácico, reto abdominal, vasto lateral, vasto medial, reto femoral, isquiotibiais e gastrocnêmio nos protocolos de referência, P1 e P2 com o suporte da eletromiografia;
- Analisar as alterações posturais do ciclista sobre a bicicleta por meio da análise cinemática dos ângulos do quadril, joelho e tornozelo, utilizando o método da Biofotogrametria;
- Avaliar e comparar os três protocolos quanto ao ajuste da altura do selim da bicicleta;

1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO

A primeira parte da dissertação traz uma revisão bibliográfica sobre a anatomia e biomecânica da coluna, lombalgia, lombalgia no ciclismo, ergonomia aplicada ao ciclismo e eletromiografia. Após abordados esses temas, a dissertação segue para a metodologia utilizada nesta pesquisa, seguida da apresentação dos dados, que foi dividida em características da amostra, análise eletromiográfica e análise cinemática (biofotogrametria), após são discutidos os resultados encontrados. Por fim, apresentam-se as principais conclusões e sugestões para estudos futuros.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 BIOMECÂNICA DA COLUNA VERTEBRAL

A análise biomecânica, base da função musculoesquelética, é essencial para a prevenção, diagnóstico, tratamento e desenvolvimento adequado de programas de exercício. Os músculos produzem forças que atuam através de alavancas. A coluna vertebral possui quatro funções essenciais: suporte, mobilização, controle e proteção, devendo absorver energia e proteger contra impactos. A coluna lombar é mais móvel no plano sagital, provendo mobilidade à cintura pélvica (PRENTICE, 2012).

A cabeça, a região torácica e a pélvica formam as porções rígidas do tronco, com as regiões lordóticas e cervical e lombar agindo como estruturas elásticas. A estabilização dinâmica depende dos sistemas musculares, capsular e ligamentar e sua inter-relação com as facetas para permitir movimento, e ainda permanecer estáveis durante a descarga de peso (GOULDIII, 1993).

Dentro de cada região, existem áreas de maior ou menor movimento biomecânico. Na coluna lombar, as facetas se encontram em um plano sagital e limitam a rotação em uma grande quantidade, a flexão lateral em uma menor quantidade, e limitam pouco a flexão e a extensão. As facetas são mais sagitais entre L1 e L2 e se movem anteriormente no plano frontal nos níveis de L4-L5 e L5-S1. Por consequência uma pequena rotação é permitida na região lombar superior e uma grande rotação é permitida na região lombar inferior (GOULDIII, 1993).

A mecânica da coluna é específica, comparada com qualquer outra mecânica do corpo, pelo fato de que as vértebras são conectadas por discos que servem como eixos semi-elásticos para os movimentos de coluna, bem como transmissores e absorvedores de força. Os discos localizados entre cada vértebra de C2 ao sacro consistem em duas porções: o núcleo pulposo e o anel fibroso, que agem em conjunto como uma força associada para transmitir, dispersar e absorver forças axiais que adentram a coluna (GOULDIII, 1993).

Na coluna lombar, quando o tronco está em flexão e faz o movimento de inclinação lateral, a vértebra apresenta um componente de movimento de rotação. Na posição fletida, em função dos fatores ligamentares e facetários, a vértebra irá rodar para o mesmo lado da inclinação lateral. Inerente à rotação de uma vértebra sobre a outra, está a tensão de uma metade das fibras anulares. Quando um indivíduo levanta uma carga na posição de flexão

lateral e mantém esta posição enquanto assume uma posição ereta, a mecânica que atua sobre as vértebras é alterada, de modo que, quando a posição ereta é assumida, a rotação das vértebras gira para o lado oposto da inclinação lateral. Este fenômeno do movimento de rotação com inclinação lateral acontece em todas as regiões da coluna, mas a mudança na direção de rotação em flexão e em posição ereta é específica na região lombar (GOULDIII, 1993).

A flexão do tronco envolve o alongamento dos músculos profundos e superficiais do dorso e a contração dos músculos abdominais (reto abdominal, oblíquo interno, oblíquo externo) e flexores do quadril (reto femoral, íliopsoas, tensor da fáscia lata e sartório). Assim, 75% da flexão ocorre na articulação lombossacra (L5-S1), enquanto apenas 15 a 20% ocorrem entre L4 e L5. Os restantes das vértebras lombares realizam 5 a 10% da flexão (PRENTICE, 2012).

Já a extensão envolve o alongamento dos músculos abdominais e contração do músculo eretor da espinha e do glúteo máximo, que estende o quadril. A rotação do tronco é produzida pelos oblíquos externos e internos. A inclinação lateral é produzida pelo músculo quadrado lombar, juntamente com os oblíquos, latíssimo do dorso, iliopsoas e reto abdominal do lado da direção do movimento (PRENTICE, 2012).

A estabilidade da coluna acontece devido a interação de três sistemas: o passivo, o ativo e o neural. O primeiro sistema é composto pelas vértebras, discos intervertebrais, articulações e ligamentos, que fornecem a maior parte da estabilidade pela limitação passiva no fim do movimento. O segundo sistema, o ativo, é composto pelos músculos e tendões, que fornecem suporte e rigidez no nível intervertebral, para sustentar forças exercidas no dia-a-dia. Em situações normais, apenas uma quantidade de co-ativação muscular, em torno de 10%, da contração máxima, é necessária para a estabilidade; já em um segmento lesado devido a frouxidão ligamentar ou lesão discal, um pouco mais de co-ativação pode ser necessária. O último sistema, o neural, é formado pelos sistemas nervoso central e periférico, que coordenam a atividade muscular em resposta a forças esperadas ou não, fornecendo assim estabilidade dinâmica. Este sistema deve ativar os grupos musculares corretos no tempo ideal, para proteger a coluna de lesões e permitir a movimentação (PANJABI, 1992).

Existe um conceito proposto em relação à estabilização da coluna, que relata sobre diversos músculos que exercem diferentes papéis na estabilidade dinâmica. A hipótese é que existem dois sistemas atuando na estabilidade. O global consiste de grandes músculos produtores de torque, atuando no tronco e na coluna sem serem diretamente ligados a ela, em que os músculos atuantes são: o reto abdominal, o oblíquo externo, e a parte torácica do

líocostal lombar. Eles fornecem estabilidade para o tronco, não sendo capazes de influenciar diretamente a coluna. Já o sistema local é formado por músculos que estão diretamente ligados as vértebras e responsáveis pela estabilidade e controle segmentar, que são o: multifídeo lombar, transverso do abdome e as fibras posteriores do oblíquo interno. O quadrado lombar também tem funções estabilizadoras (BERGMARK, 1989).

O papel dos músculos estabilizadores segmentares consiste em fornecer proteção e suporte às articulações por meio do controle fisiológico e translacional excessivo do movimento (COMERFORD; MOTTRAM, 2001).

No entanto, com a fadiga muscular, que é definida como a redução na capacidade do sistema neuromuscular em gerar força ou realizar trabalho, ocorre uma sobrecarga sobre os elementos passivos (cápsulas, ligamentos e discos intervertebrais) responsáveis pela estabilidade da coluna vertebral durante a execução de padrões de movimento específicos de determinados esportes, resultando em danos as estruturas sensíveis à distensão e produzindo dor (BIGLAND-RITCHIE; DONOVAN; ROUSSOS, 1981; CHOK et al., 1999).

Os músculos da coluna vertebral são compostos de vários fascículos que atuam sinergicamente durante os mais variados movimentos passíveis de serem realizados por esse segmento. Sempre que um esforço em extensão da coluna é mantido de maneira constante durante uma tarefa fadigante, ocorre distribuição de carga entre esses músculos sinergistas (DIEEN et al., 1993).

Essa distribuição de carga entre os músculos eretores da espinha e o fato de alguns músculos serem mais fatigáveis que outros faz com que seja recomendada a captação do sinal EMG de um maior número de locais com o objetivo de se ter uma medida mais fidedigna do comportamento de diversos músculos da coluna vertebral. Na busca pela confiabilidade e validade de protocolos biomecânicos e índices eletromiográficos, essa natureza altamente sinérgica dos músculos da coluna precisa definitivamente ser considerada (MANNION; DOLAN, 1994; ROY et al., 1989).

Em termos biomecânicos, dependendo do tipo de esporte, os atletas frequentemente tendem a absorver cargas repetitivas de baixa magnitude ou impactos únicos de alta magnitude com maior frequência do que indivíduos não atletas. Esses resultados demonstram que, possivelmente, o tipo de esporte bem como a frequência e a intensidade com a qual o mesmo é praticado podem ser determinantes para o desenvolvimento da dor lombar (CARPENTER et al., 1994).

2.2 LOMBALGIA

O termo lombalgia refere-se a dor na coluna lombar. Essa é uma disfunção que acomete ambos os sexos, podendo variar de uma dor súbita à dor intensa e prolongada, normalmente com curta duração, porém com padrão de recidiva em 30 a 60% dos casos quando relacionados ao trabalho (BRIGANÓ; MACEDO, 2005).

A lombalgia é um conjunto de manifestações dolorosas, que pode ter como condições desencadeantes desde acometimentos degenerativos ou traumáticos no disco intervertebral ou no corpo vertebral, sobrecarga nas atividades do trabalho, movimentação excessiva, flexibilidade e forças reduzidas (TAKALA; VIKARI-JUNTURA, 2000; TSUJI et al., 2001).

Segundo dados da Organização Mundial da Saúde (OMS), 80% dos adultos sofrerão pelo menos uma crise aguda de dor nas costas durante a vida, e 90% destes sofrerão mais de um episódio de dor lombar (OMS, 2003).

A lombalgia é uma das patologias mais comuns e incapacitantes conhecidas. Para evitar a dor lombar deve-se evitar sobrecargas e distensões desnecessárias que são associadas às atividades da vida diária, como por exemplo, o movimento de levantar e abaixar. A coluna é submetida a tais sobrecargas quando em pé, sentado, deitado, trabalhando ou em exercício. Devem ser evitadas posturas que podem levar ao desenvolvimento de lesões nesta região (PRENTICE, 2012).

Na lombalgia é comum encontrar dor, fraqueza e desequilíbrios musculares, espasmo muscular, diminuição da flexibilidade, diminuição da mobilidade articular entre outros fatores (GODGES; VARNUM; SANDERS, 2002).

Com a mudança dos hábitos de vida, a coluna vem sofrendo novas adaptações devido ao aumento excessivo da curvatura lombar levando ao requerimento de exigências suplementares aos complexos musculares dorsais e pélvicos para refazer os equilíbrios compensatórios não adaptados para a execução de tarefas extras (MARTINS, R. F.; SILVA, 2003).

Como outras causas da lombalgia citam-se processos degenerativos, inflamatórios e alterações congênitas e mecânicos-posturais. Estas últimas decorrem pelo desequilíbrio entre a carga funcional (esforço para atividades da vida diária) e a capacidade funcional (potencial para a execução) (DEYO et al., 1991).

Além destas, cita-se também tarefas onde há vibração em todo o corpo, as ações de empurrar, puxar, agachamento e torção, ou levantamento repetitivo de objetos pesados,

principalmente quando as cargas ultrapassam a força do trabalhador (BRIGANÓ; MACEDO, 2005).

Diversos estudos tem demonstrado que a lombalgia pode levar a uma significativa limitação funcional, restringindo principalmente as atividades ocupacionais e de lazer, podendo levar a uma deficiência tanto no desempenho funcional quanto na capacidade física (GODGES et al., 2002; IMAMURA; KAZIYAMA; IMAMURA, 2001; NORDIN; ALEXANDRE; CAMPELLO, 2003).

Em relação ao tratamento, o profissional de saúde deve atentar a quaisquer anormalidades biomecânicas que o paciente possa apresentar. Esse conhecimento ajuda o fisioterapeuta, especificamente, a estabelecer programas individuais de correção. O condicionamento básico deve incluir ênfase na flexibilidade do tronco, assim como realizar esforço para produzir a máxima amplitude de movimento de rotação e flexão anterior e lateral. A força e flexibilidade devem ser desenvolvidas nos extensores da coluna vertebral, assim como a força abdominal é essencial para garantir o alinhamento postural adequado (PRENTICE, 2012).

A estabilização central e a manutenção de uma posição neutra são aspectos de uma técnica que pode ser usada para aumentar a estabilidade da coluna e do complexo lombo-pélvico-quadril. Essa maior estabilidade ajuda a manter a coluna e a pelve em uma posição mecânica confortável que pode auxiliar a controlar efeitos de micro traumas repetitivos e proteger as estruturas da coluna de danos adicionais. O efetivo controle da musculatura abdominal fornece ao paciente a possibilidade de estabilizar o tronco e controlar a postura (PRENTICE, 2012).

Os problemas na coluna são muito comuns, e em grande parte das vezes são resultantes de causas congênitas, presentes no nascimento, ou idiopáticas, mecânicas ou traumáticas. A dor lombar causada em atletas é normalmente associada ao esforço repetitivo, que produz distensões e entorses nos músculos e ligamentos paravertebrais (PRENTICE, 2012).

Defeitos mecânicos da postura são causados normalmente pela postura inadequada, obesidade e mecânica corporal defeituosa, afetando as atividades desenvolvidas pelo paciente. Manter um bom alinhamento corporal durante o ortostatismo, ao sentar, deitar, correr e pedalar é de extrema importância para manter o corpo em boas condições. Violações dos princípios biomecânicos corretos ocorrem em diversos esportes produzindo anomalias anatômicas que sujeitam o corpo a constante sobrecarga muscular e ligamentar anormal (PRENTICE, 2012).

As distensões e entorses repetitivas na região lombar podem fazer com que os tecidos de suporte percam sua capacidade de estabilizar a coluna, produzindo assim uma frouxidão tecidual, podendo levar ao desenvolvimento de um estado de cronicidade da lesão. Uma condição aguda nas costas é resultado do acúmulo de longa degeneração progressiva, agravada ou acentuada pela flexão, extensão ou rotação súbita (PRENTICE, 2012).

A mecânica da região lombar é inseparável da mecânica da postura global, mas especialmente da pelve e dos membros inferiores, como consequência a avaliação global deve ser realizada (KENDALL et al., 2007).

Existe participação da musculatura abdominal e torácica no suporte da coluna, tendo sido verificado que 30 a 50% das pressões exercidas sobre os discos lombares e torácicos poderiam ser diminuídas pelo enrijecimento dos músculos abdominais e torácicos (SHCON; MOSKOWITZ; GOLDBERG, 1989).

Os músculos abdominais diminuem a tensão de rotação e inclinação e de cisalhamento da coluna lombar, protegendo a medula espinhal (FARFAN, 1975).

Incluir no tratamento a educação e aconselhamento sobre anatomia e doença espinhal, dor, exercício físico, posturas adequadas, elevação e movimentação, estratégias de autoajuda e técnicas de relaxamento são meios para que os pacientes possam se ajustar à percepção de sua dor e à sua limitação, visto que a atividade e/ou educação física, princípios e cognitivas comportamentais podem conduzir a uma melhor compreensão da dor (GASKELL; ENRIGHT; TYSON, 2007).

2.3 LOMBALGIA EM CICLISTAS

A procura por bons resultados no desempenho físico em modalidades esportivas faz com que os indivíduos se preocupem com seus hábitos de vida, especialmente aqueles que podem de alguma maneira prejudicar sua performance (POLITO et al., 2003).

Diversos fatores podem alterar o desempenho físico, como por exemplo, uma boa postura, que além de um bom indicador de saúde, pode ser considerado como a postura em que o indivíduo se sente confortável, mantendo o alinhamento correto da postura e distribuindo a quantidade de forças nas partes do corpo, permitindo que o indivíduo mantenha a posição ereta com o menor esforço muscular (BRISTOT et al., 2009).

Os desvios da coluna resultam em incapacidade funcional, dor, problemas estéticos e geralmente estão associados à queda no rendimento das capacidades motoras e níveis baixos de desempenho físico, pelo fato de que podem causar encurtamentos musculares (POLITO et al., 2003; VERDERI, 2001).

Em relação à lombalgia apresentada em ciclistas, existem basicamente três mecanismos associados. O primeiro está relacionado ao fenômeno da flexão-relaxamento, que se manifesta pelo silêncio mioelétrico (não ativação) dos eretores da coluna ao final da amplitude de flexão. Quando as forças musculares são reduzidas, estruturas como ligamentos e discos intervertebrais são colocadas em maior risco de lesão. Enquanto vários ligamentos intervertebrais garantem a estabilização primária das vértebras adjacentes e limitam os movimentos de flexão da coluna vertebral, a musculatura intrínseca e extrínseca à coluna lombar garante a estabilização secundária (BURNETT et al., 2004).

Em segundo lugar, a lombalgia crônica não específica em ciclistas pode resultar em ativação excessiva dos extensores da coluna, resultando em aumento da tensão muscular de toda a coluna lombar. Esse mecanismo foi previamente sugerido como causa da lombalgia crônica não específica (BURNETT et al., 2004).

Em terceiro lugar, a flexão prolongada pode ser um importante fator etiológico para a lombalgia, pois a porção posterior do anulo fibroso pode sofrer micro lesões cumulativas (BURNETT et al., 2004; USABIAGA et al., 1997).

A postura inadequada na bicicleta, a falta de ajuste da bicicleta ao ciclista ou ajuste inadequado e a fraqueza da musculatura lombo pélvica são os fatores mais frequentemente apontados como causadores de dor lombar em ciclistas (ALENCAR; et al, 2011).

A lombalgia acomete de 30 a 60% dos ciclistas, representando uma das queixas mais comuns entre as disfunções musculoesqueléticas neste esporte (CALLAGHAN; PATLA; MCGILL, 1999; CLARSEN; KROSSHAUG; BAHR, 2010).

Um estudo relatou que a postura de flexão de tronco diminui a lordose lombar, condição esta que pode otimizar a contração muscular do psoas, músculo que durante o ciclo da pedalada também tem a função de promover a flexão lateral do corpo vertebral alternadamente entre o lado direito e esquerdo (USABIAGA et al., 1997).

Diversos estudos têm demonstrado que se a musculatura da cadeia posterior do tronco não está bem condicionada e inapta a manter a flexão de tronco, a fadiga muscular e a tensão excessiva gerada podem resultar em dor (ASPLUND; WEBB; BARKDULL, 2005; KRONISCH, 1998b; SCHWELLNUS; DERMAN, 2005)(ASPLUND et al., 2005).

Paralelamente, pedalar com marcha pesada ou em aclives por longo período pode fadigar precocemente o glúteo máximo e ísquios-tibiais promovendo uma anteroversão pélvica, aumentando a tensão sobre a musculatura lombar e resultando em dor lombar (ASPLUND et al., 2005). O posicionamento anteroposterior da pelve é controlado pelo equilíbrio entre a musculatura lombo-pélvica (MELLION, 1994).

As propostas de reabilitação das disfunções da coluna lombar são amplamente apresentadas e discutidas na literatura. A necessidade da busca pelo reequilíbrio muscular e correção biomecânica é apontada como eixo principal para a boa evolução do paciente. Os exercícios são a forma mais segura e eficaz para melhorar a flexibilidade, força e função muscular, bem como reduzir a dor lombar tanto na prevenção como na reabilitação desses pacientes (BYRNE; DOODY; HURLEY, 2006).

2.4 ERGONOMIA NO CICLISMO

A incidência das dores não está só relacionada ao dimensionamento incorreto da bicicleta, mas também com a posição do tronco, que fica totalmente projetado para a frente nas bicicletas, em desacordo com as recomendações ergonômicas para a postura sentada (PEQUINI, 2000). Uma postura adequada sobre a bicicleta é fundamental para não levar a uma redução do desempenho ou aumentar o risco de lesão no ciclista (SANNER; O'HALLORAN, 2000).

A lombalgia é um problema comum em pessoas com pernas longas, e tronco curto, e o ato de pedalar em marcha elevada, mantendo-se uma cadência considerada baixa (60 rpm) aumenta a utilização dos músculos glúteos máximos, e posteriores de coxa, causando perda da inclinação pélvica neutra, também aumentando a fadiga na região lombar (CANAVAN; ARAÚJO; GONÇALVES, 2001).

Corridas longas de bicicleta, prática de *mountain bike*, viagens longas, podem expor a coluna lombar a um estresse considerável, e os problemas tendem a aparecer ao decorrer dos anos de prática. Portanto é importante que a bicicleta esteja adequada ao ciclista que a usa, a fim de prevenir lesões. Se o tubo ou a haste do guidão for alto demais, ou baixa demais, o atleta ficará em uma posição estendida, provocando fadiga nos músculos lombares (CANAVAN et al., 2001).

O quadro constitui o esqueleto da bicicleta, e possui medidas básicas. Sua principal característica é a rigidez, a qual depende muito do material de que é construído. O diâmetro interno dos tubos de um quadro também depende do material utilizado, e geralmente, é variável para conferir segurança, flexibilidade e/ou rigidez (D'ELIA, 2009).

As bicicletas têm sua estrutura básica semelhante mesmo quando são de diferentes estilos. Todas elas possuem os mesmos componentes básicos, que estão apresentados na Figura 1.

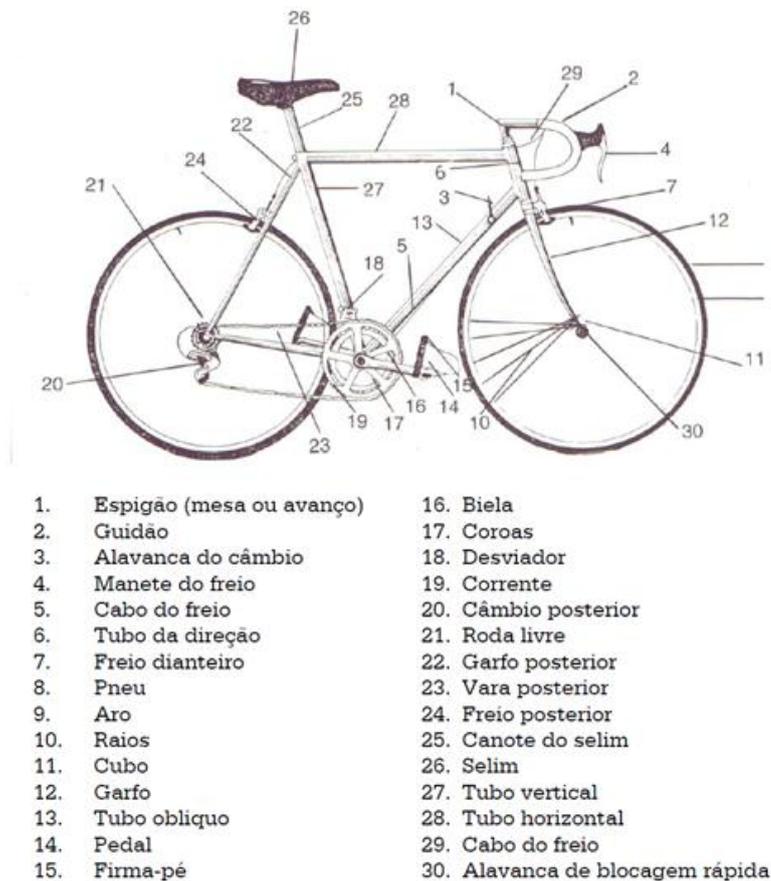


Figura 1: Componentes de uma bicicleta de estrada

Fonte: Angeli (1994)

É no quadro que todas as partes da bicicleta se fixam, ele é caracterizado pelo peso leve, mas ao mesmo tempo rígido. É o quadro que determina o tamanho da bicicleta, a forma e suporta todos os acessórios, e dele que depende também grande parte do rendimento do conjunto (HINAULT; GENZLING, 1988).

O quadro compõe-se de três tubos unidos entre eles pelos extremos por meio de solda simples, apresentado na figura 2. As partes importantes da estrutura da bicicleta são: o *top*

tube (tubo horizontal), o *seat tube* (tubo para encaixe do canote) e o *head tube* (tubo da caixa de direção) (TOO, 1990).

1. tubo do selim;
 2. tubo horizontal;
 3. tubo oblíquo;
- Compreende também:
4. o jogo da transmissão central;
 5. o jogo de direção;
 6. o garfo posterior;
 7. o garfo anterior;

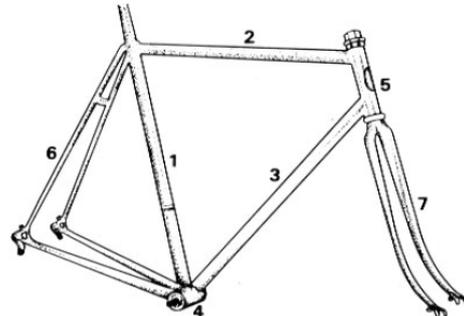


Figura 2: Componentes do quadro da bicicleta

Fonte: Noret; Bailly (1991)

Chama-se de direção o conjunto constituído pelo garfo dianteiro, o tubo do eixo e o guidão, considerada a parte de maior importância, não somente pela sua função principal de equilíbrio e estabilidade, mas pelo fato de ser também a parte que recebe primeiramente os tombos; esta parte da bicicleta deve proporcionar estabilidade, flexibilidade de direção e resistência (PEQUINI, 2000).

Uma bicicleta com dimensões que se ajustam ao ciclista é importante pois proporciona conforto e ajuda a prevenir lesões musculotendíneas. Uma bicicleta com componentes de dimensões inadequadas ou mal ajustadas aumentam a chance de desenvolver lesões por esforço repetitivo em ciclistas (KRONISCH, 1998a).

Para uma boa postura é importante que haja uma harmonia entre as três áreas de contato que o ciclista tem com a bicicleta (Figura 3), que são a interface pelve-selim, mãos-guidão e sapatilha-pedal (COHEN, 1993; MESTDAGH, 1998; XIANG et al., 2011).

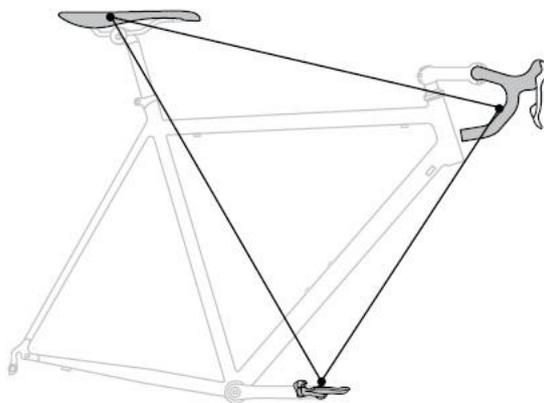


Figura 3: Triângulo que representa os três pontos de apoio do ciclista na bicicleta

Fonte: Alencar *et al* (2011)

A altura do selim, o comprimento do pé-de-vela, o posicionamento do taco na sapatilha e o ajuste anteroposterior do selim determinam a postura relacionada com a altura; já o comprimento e a angulação da mesa, a altura, o comprimento do guidão e o tubo superior efetivo constituem a postura relacionada ao comprimento, relacionando-se ao alcance atingido pelo ciclista sobre a bicicleta (MESTDAGH, 1998).

A mudança na posição de ajustes móveis da bicicleta, como é o caso do selim, tem se mostrado suficiente para alterar parâmetros biomecânicos da atividade, tais como alterações na atividade mioelétrica (DOREL; COUTURIER; HUG, 2009).

É no selim que os maiores erros no ajuste corporal do ciclista são encontrados (MARTINS; et al., 2007).

A utilização de uma bicicleta desajustada pode provocar a ocorrência de desconfortos e dores corporais, como dor lombar, pélvica e dores corporais que podem ser agravadas quando se mantém a prática, e em situações de desconforto podem ocorrer ações antecipatórias que limitam a amplitude de movimento (CALLAGHAN; et al., 1999).

Os erros no posicionamento podem apresentar efeitos deletérios, considerando a prática a médio e longo prazo, além de tornar mais comum as queixas de dor, principalmente na coluna vertebral (MARTINS; et al., 2007).

O ciclismo gera uma demanda muito grande nos membros inferiores, que são os responsáveis pela produção majoritária da energia transmitida à bicicleta. É uma atividade esportiva cujo padrão de movimento é altamente repetitivo. Um ciclista durante uma hora de treino pode ultrapassar cinco mil pedaladas (HOLMES; PRUITT; WHALEN, 1994).

Se estiver associada a esta grande repetitividade erros no posicionamento em relação aos componentes da bicicleta, desequilíbrio muscular ou erros no treinamento, a possibilidade de se desencadear uma lesão torna-se grande (BOUCHÉ; VINCENT; SULLIVAN, 2006).

Os principais ajustes recomendados são: altura do selim, anteriorização ou posteriorização do selim, altura do guidão e sua distância do ciclista (comprimento da mesa), comprimento do braço do pé-de-vela e o posicionamento do pé (MESTDAGH, 1998).

Os ajustes na distância do pedal ao topo do selim, ângulo do tubo do selim (*seat tube*), e ângulo de flexão de tronco em relação ao solo, resultam em alterações nos ângulos da coxofemoral, joelho e tornozelo, podendo com isso afetar o desempenho do praticante (TOO, 1990).

Uma adequada adaptação ergonômica na bicicleta promove boa postura, com músculos e articulações trabalhando em harmonia. Caso isto não ocorra, os ciclistas poderão

sentir dor e ficar predispostos a lesões, e podem ter seu desempenho diminuído (ASPLUND; PIERRE, 2004).

Além do adequado ajuste, é necessário conhecer adequadamente os ciclos da pedalada. Em relação ao ciclo da pedalada, este é dividido em duas fases, a fase propulsiva (de 0° a 180°) e a recuperativa (de 180° a 360°), sendo 0° o ponto mais alto do ciclo da pedalada (figura 4). O ponto motor inferior (PMI) é a posição mais baixa do pedal em relação ao ciclo da pedalada, e o ponto motor superior (PMS) é a posição mais alta do pedal em relação ao ciclo da pedalada (MESTDAGH, 1998).

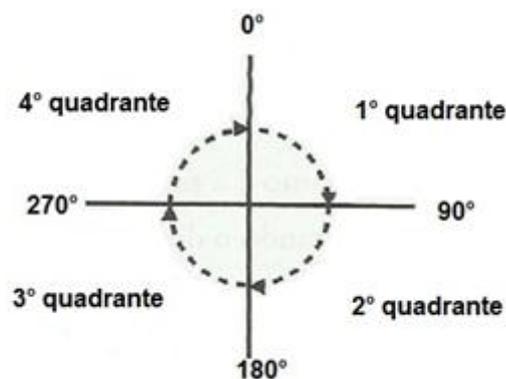


Figura 4: Quadrantes do ciclo da pedalada

Fonte: D'Elia (2009)

2.5 ELETROMIOGRAFIA

A eletromiografia é uma técnica de monitoramento utilizada para verificar a atividade elétrica das membranas excitáveis, representando a medida dos potenciais de ação do sarcolema, como efeito de voltagem em função do tempo. O sinal eletromiográfico representa a soma algébrica de todos os sinais detectados na área avaliada, e pode ser afetado por diversos fatores, como as propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas (ENOKA, 2000).

A eletromiografia destina-se ao estudo dos fenômenos bioelétricos que ocorrem nas fibras musculares esqueléticas durante o repouso, o esforço e a contração máxima, assim os eletrodos devem ser colocados sobre a pele que recobre o músculo a ser avaliado, os quais

captam a soma da atividade elétrica de todas as fibras musculares ativas. A eletromiografia tem por característica ser um método não invasivo e de fácil execução, sendo que o registro eletromiográfico permite observar o comportamento eletrofisiológico de diversos músculos em diferentes condições fisiológicas e por isso tem sido utilizado para o estudo do movimento humano (BOTELHO et al., 2010).

A eletromiografia de superfície (EMG) é amplamente utilizada para avaliação da fadiga muscular e tem importância prática na avaliação e tratamento de déficits associados com a lombalgia (KANKAANPÄÄ et al., 1998; ROY et al., 1989).

2.5.1 Aquisição do sinal eletromiográfico

O sinal EMG é adquirido por um eletromiógrafo acoplado a um computador. No ser humano este sinal é analógico (sinal contínuo no tempo) e deve ser convertido para um sinal digital (sinal discreto, definido para determinados intervalos de tempo) para então registrar no computador.

Existem diversos parâmetros que devem ser avaliados na eletromiografia como: frequência de amostragem, tipos de eletrodos, amplificadores, filtros, conversores digitais/analógicos.

Em relação à frequência de amostragem, o SENIAM, (Surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles/Eletromiografia de superfície para a avaliação não invasiva dos músculos) define como sendo a leitura de um valor do sinal em determinado instante específico (HERMENS et al., 1999).

O teorema de Nyquist ou Shannon propõe que para a correta reconstrução do sinal EMG deve ser utilizada uma frequência de amostragem de no mínimo o dobro de sua maior frequência. O sinal EMG pode ter frequências de 400Hz a 500Hz, portanto, considera-se como frequência de amostragem mínima para o sinal EMG da ordem de 1000 Hz ou mais (HERMENS et al., 2000).

Os eletrodos são considerados dispositivos de entrada e saída de corrente em um sistema elétrico, sendo o local de conexão entre o corpo e o sistema de aquisição. A interface eletrodo-tecido é chamada de superfície de detecção, e comporta-se como um filtro passa baixa, que depende do tipo de eletrodo e eletrólito utilizado (LUCA, 1997).

Os eletrodos de superfície são normalmente compostos por um sistema Ag-AgCl associados a um gel condutor, no entanto, qualquer combinação metal/gel que permita reação eletrolítica pode servir (LUCA, 1997). O SENIAM recomenda a utilização de eletrodos Ag/AgCl associados a um gel condutor, que irá promover uma transição estável com relativo baixo ruído, possuindo assim um comportamento estável em função do tempo (HERMENS et al., 2000).

O sinal EMG pode ser adquirido através de diversas combinações de eletrodos, podendo ser monopolar, bipolar e multipolar. Normalmente a configuração monopolar é utilizada para a aquisição de um sinal simples, e deve ser associado um eletrodo de referência, longe o suficiente do eletrodo ativo, para se evitar perturbações no campo elétrico ao redor do local de aquisição. Este tipo de análise normalmente é utilizado quando se objetiva comparar a morfologia interna e sinais externos ou quando o músculo é pequeno (DUCHÊNE; GOUBEL, 1993).

Os eletrodos com configuração bipolar são os mais utilizados em estudos envolvendo exercícios de contração voluntária máxima ou sob condições de estimulação elétrica. O sinal é detectado em dois locais, em que a circuitaria eletrônica subtrai os sinais e amplifica sua diferença, como resultado, qualquer sinal que é comum a ambos será removido, e os sinais que são diferentes são amplificados (LUCA, 1997). O eletrodo de referência, de acordo com o SENIAM, deve ser colocado o mais distante possível do local avaliado (Figura 5), podendo ser no punho, tornozelo ou processo espinhal de C7 (HERMENS et al., 2000).

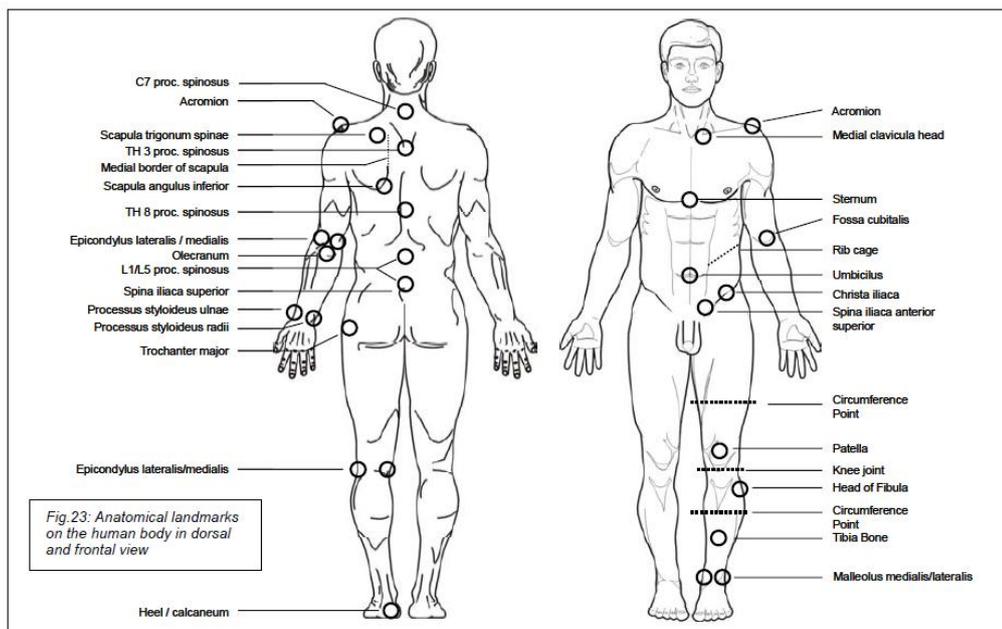


Figura 5: Pontos anatômicos para colocação do eletrodo de referência

Fonte: Konrad (2005)

Em atividades dinâmicas, onde se adiciona o ruído advindo do movimento dos cabos, utilizam-se eletrodos ativos, que realizam a amplificação do sinal detectado antes de ser enviado ao condicionador. Esses eletrodos possuem um pré-amplificador diferencial que subtrai e amplifica o sinal EMG, fazendo com que o movimento dos cabos seja menos significativo (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

A distância inter-eletrodos é definida como a distância de centro a centro entre áreas condutivas dos eletrodos, afetando o comprimento da banda das frequências e a amplitude do sinal EMG. A distância pode ser fixada para comparações quantitativas entre aquisições feitas dentro ou entre músculos. A recomendação da distância entre eletrodos propostas pelo SENIAM é de 20 mm de centro a centro (HERMENS et al., 2000).

Além de selecionar o tipo de eletrodo e sua configuração, o tamanho e a forma das superfícies de detecção devem ser considerados. Quanto maior o tamanho da superfície de detecção, maior a amplitude do sinal EMG detectado, e menor o ruído elétrico que será gerado na interface entre a pele e a superfície de detecção, no entanto, este deve ser pequeno o bastante para evitar o *cross-talk* de outros músculos (HERMENS et al., 2000).

Deve-se atentar também para o local e o posicionamento dos eletrodos. O SENIAM propõe que o eletrodo seja colocado entre o ponto motor e o tendão distal do músculo avaliado. O ponto motor é o local em que a mínima introdução de corrente elétrica causa um perceptível estímulo nas fibras musculares superficiais, e normalmente corresponde a uma zona de inervação grande do músculo. Assim, sob o ponto de vista da estabilidade do sinal de EMG, o ponto motor oferece um local péssimo para a detecção de sinal, pois nesta região os potenciais de ação vão a diferentes direções, e as fases positivas e negativas dos potenciais podem ser subtraídas, cancelando-se. Os eletrodos devem ser posicionados no sentido da fibra muscular, devido a trajetória do potencial de ação ser nesse sentido (HERMENS et al., 2000).

Além do exposto, ainda existem as formas de interferência do sinal EMG, que são as seguintes: as relacionadas ao batimento cardíaco, a aquisição do sinal de EMG de músculos vizinhos (*cross talk*) e aos artefatos eletromecânicos, como os movimentos do equipamento/cabo e influência da rede elétrica (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Devido a baixa amplitude do sinal EMG durante a aquisição, é necessário amplificar o sinal antes de realizar o processamento. Para isso, é importante saber algumas características em relação a como o amplificador afeta o sinal do EMG (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

O ruído é qualquer sinal não desejado, que pode vir de fontes distantes, outros aparelhos e até mesmo da musculatura próxima da região avaliada, para reduzi-lo é importante realizar a correta limpeza e abrasão da pele. A qualidade do sinal amplificado pode

ser mensurada pela razão sinal/ruído, na qual, quanto maior a razão, maior a redução do ruído (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

O ganho é a quantidade de amplificação aplicada ao sinal EMG. A região de frequências de trabalho é chamada de largura da banda do amplificador, e assim, os sinais dentro desse intervalo de frequência são adquiridos, enquanto outras frequências são suprimidas ou eliminadas. O limite superior pode ser ajustado em valores acima do sinal desejado, e o menor valor deste ajuste normalmente é entre 400 Hz a 500 Hz (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

A mensuração da habilidade de um amplificador diferencial para eliminar o sinal de modo comum é definido como taxa de rejeição de modo comum (*common mode rejection ratio*-CMRR). O sinal de modo comum é detectado em ambos os eletrodos, como por exemplo interferências da rede elétrica, batimentos cardíacos, considerados ruídos. Assim, quanto mais alta a CMRR melhor o cancelamento do sinal de modo comum, e um CMRR de 32 mil vezes ou 90dB é normalmente suficiente para suprimir ruídos elétricos. O *input bias corrente* é a mínima corrente constante necessária para manter o amplificador ativo, e qualquer corrente menor não é amplificada (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Em relação aos filtros, eles são dispositivos utilizados para atenuar as variações específicas de frequências, e possuem duas principais finalidades: separar e restaurar o sinal. A separação do sinal é necessária quando o sinal apresenta interferência e a restauração é utilizada quando há distorção de alguma forma. Assim, os filtros permitem a passagem de algumas frequências inalteradas e atenuam outras (KONRAD, 2005).

Na eletromiografia, normalmente são utilizados quatro filtros com características diferentes: o filtro passa alta (*high pass*) em que todas as frequências abaixo da frequência de corte (F_c) são atenuadas a zero; o filtro passa-baixa (*low pass*) em que frequências maiores que a F_c são atenuadas a zero; o filtro rejeita banda (*stop band*) em que frequências maiores que F_{c1} e menores que F_{c2} são atenuadas a zero; e filtros passa banda (*band pass*) que permitem que as frequências menores que F_{c1} e maiores que F_{c2} sejam atenuadas a zero (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

A melhor forma para o ajuste das características do filtro é analisar os dados e a partir disso adaptar o comprimento de banda do filtro ao sinal. A ordem do filtro, que é o comprimento da sua banda de transmissão, define o rigor do filtro. Um filtro de primeira ordem atenua bandas de transição com valores de sinal de entrada de 20dB/década, reduzindo o sinal de entrada de 1/10 para cada década de aumento de frequência. Um filtro de segunda ordem atenua 40dB/década (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Os filtros digitais distorcem os dados em seu início e no final, e assim, para minimizar essas distorções, é ideal coletar um tempo maior do sinal EMG. O melhor filtro para utilização é o *Butterworth*, que tem a máxima resposta plana na transmissão do passa banda e minimiza o *ripple* (zona de transição de amplitude de frequências das extremidades das bandas) (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

As recomendações do SENIAM em relação a utilização dos filtros analógicos são: filtros passa baixa com frequência de corte de 500 Hz, que é utilizado para promover atenuação dos componentes de frequência e ruído; passa alta com frequência de corte menor que 10 Hz para análise espectral e de 10 Hz a 20 Hz para análise de movimento (HERMENS et al., 2000).

Em relação aos conversores analógicos e digitais, na natureza a maior parte dos sinais são contínuos. A informação digital possui o componente de amostragem e o de quantização, e ambos restringem o quanto de informação um sinal digital pode conter (KONRAD, 2005).

O processo de digitalização de um sinal EMG analógico é realizado por conversores analógicos digitais (*analog-to-digital converter* ADC). Todos os ADC possuem um número fixo de *bits* (dígitos binários) para quantificar a voltagem do sinal de entrada detectado, e o mais comum é a utilização de resoluções em torno de 8, 12 ou 16 *bits*. A escolha do ADC deve levar em conta o ganho do sistema, o ruído de entrada e a voltagem máxima de saída do sistema (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

2.5.2 Análise do sinal eletromiográfico

As duas principais características do sinal EMG são a frequência e a amplitude, que são representadas pela análise no domínio temporal e no domínio de frequências (ROBERTSON, 2004).

Em relação ao domínio temporal, a informação representada descreve quando algo ocorre e qual a amplitude. A amplitude é um indicador de magnitude da atividade muscular, que é produzida predominantemente por aumentos na atividade das unidades motoras e em sua taxa de disparo (ROBERTSON, 2004).

O sinal EMG adquirido em função do tempo pode ser quantificado de diversas maneiras de processamento, como através do envoltório linear, retificação, *root mean square* (RMS) e integração.

A retificação consiste em pegar como base o valor absoluto do sinal EMG, ou seja, rebater as fases negativas (*full-wave*) ou remover os valores negativos do sinal bruto (*half-wave*). Quando o nível de atividade está sendo analisado, o sinal retificado pode ser analisado por um filtro passa baixa, que irá suprimir flutuações de alta frequência, permitindo uma avaliação clara da amplitude do sinal EMG (envoltório linear). O envoltório linear é um tipo de média móvel que indica a magnitude do sinal EMG. As frequências de corte recomendadas são de três hertz a 50 Hz (ROBERTSON, 2004).

Uma das técnicas utilizadas para avaliar o nível de atividade do sinal EMG é chamado de *root mean square* (RMS). Esta maneira de processamento não requer retificação, pois a amplitude do sinal EMG é elevada ao quadrado (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Assim, associar a técnica de RMS a um intervalo determinado de tempo constitui um RMS móvel, que é utilizado para observar as alterações do sinal EMG em função do tempo. Para criar um RMS móvel, a janela do tempo é movida ao longo do sinal adquirido e então é calculado. A janela típica é de 100ms a 200ms, que correlaciona com o tempo de resposta muscular (LUCA, 1997).

O SENIAM recomenda que a determinação das janelas (para contrações não dinâmicas) deve ser feita através da ativação muscular associada ao percentual de contração voluntária máxima (CVM), em que sinais maiores que 50% da CVM a janela deve ser de 0,25 a 0,5 segundos; e sinais menores que 50% devem ter janela de um a dois segundos (HERMENS et al., 2000).

Um integrador é um equipamento que soma a atividade em um período de tempo. O sinal EMG integrado (IEMG) é também utilizado para avaliar o nível de atividade, e é a área sobre a curva retificada (ROBERTSON, 2004).

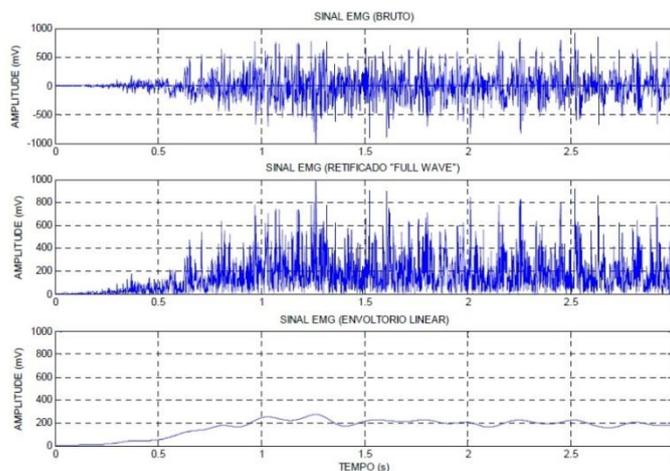


Figura 6: Gráfico do sinal EMG bruto, RMS e IEMG

Fonte: Marchetti; Duarte (2006)

As características de amplitude e de frequência do sinal EMG são sensíveis a fatores intrínsecos, como o tipo de fibra muscular, profundidade, diâmetro, localização dos eletrodos, quantidade de tecido entre o músculo e o eletrodo; e fatores extrínsecos como a localização, formato do eletrodo, e distância entre eletrodos. Assim, o sinal EMG não pode ser analisado de forma direta, sendo necessário utilizar técnicas para normalização do sinal, que irá transformar os valores absolutos da amplitude em valores relativos referentes a um valor de amplitude caracterizado como 100% (LUCA, 1997).

Existem várias maneiras de normalizar a amplitude do sinal EMG, que serão expostas a seguir. A primeira forma é através da contração voluntária máxima isométrica CVMI, utilizada para normalizar o maior valor encontrado em uma contração isométrica máxima para o músculo em análise (BURDEN; BARTLETT, 1999; WINTER, 2009).

A segunda maneira é através do pico máximo de sinal EMG, caracterizado pelo pico do sinal encontrado no movimento ou ciclo estudado (método do pico dinâmico), e a ele atribui-se 100%, e a partir disso, todo o sinal EMG é normalizado nesse valor (BURDEN; BARTLETT, 1999).

A terceira forma se dá através do valor médio do sinal EMG, que utiliza o valor médio da contração (método da média dinâmica) para a normalização. E o último método, é pelo valor fixo do sinal EMG, utilizando como referência a contração submáxima ou uma contração isométrica submáxima (ROBERTSON, 2004).

No entanto, para movimentos cíclicos, como a marcha e o ciclo da pedalada, o valor de normalização pode ser definido como o pico de cada tentativa ou seu nível médio, sendo este ajustado como 100% (ROBERTSON, 2004).

Apesar disso, outros autores citam que em trabalhos cíclicos e dinâmicos tem-se utilizado a contração isométrica voluntária máxima (CVMI) como valor de referência, mas é reconhecido que o valor de uma CVMI é menos confiável que o valor obtido numa contração isométrica submáxima (BURDEN; BARTLETT, 1999).

3 METODOLOGIA

3.1 TIPO DE ESTUDO

A presente pesquisa possui uma abordagem exploratória descritiva. Exploratória porque procurar proporcionar maior familiaridade com o problema, com vistas a torná-lo explícito e permitir a construção de hipóteses. Descritiva uma vez que delinea características de determinada população ou fenômeno, estabelecendo relações entre variáveis, sendo que uma de suas características está na utilização de técnicas padronizadas de coleta de dados (GIL, 2002).

3.2 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

A população alvo deste estudo configurou-se por ciclistas profissionais que apresentassem queixa de lombalgia, com, no mínimo um ano de prática, e cujo volume de treinamento semanal fosse igual ou superior à uma hora.

A amostra foi composta por 35 ciclistas voluntários, do sexo masculino, com idade entre 18 a 35 anos, com pelo menos um ano de prática, e que apresentassem queixa de dor/desconforto lombar.

Esta foi calculada pela estimativa de que a população de ciclistas no município de Curitiba seja composta por cerca de 200 atletas (estimativa da Federação Paranaense de Ciclismo). Assim, este número supera as recomendações de Trischler (2003) que descreve a seguinte abordagem para a seleção de amostras: para populações com mais de 150 pessoas, uma amostra significativa deve representar pelo menos 10% desta população e para populações com menos de 150 pessoas, deve-se investigar um mínimo de 20% da população (TRITSCHLER, 2003).

Além disso, os critérios de inclusão abrangeram: gênero masculino, participação ativa em competições, idade entre 18 a 35 anos, residentes na cidade de Curitiba-PR e que aceitaram participar do estudo após a assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A).

A exclusão de um atleta, da amostra, abrangeu a presença de uma ou mais condições: ter efetuado cirurgia de coluna; estar sob tratamento clínico e/ou fisioterapêutico; utilize medicamento contínuo para dor; ciclistas com amputação de algum membro e utilização de órteses ou próteses; ciclistas que possuem a bicicleta sem regulagem na altura do selim.

A coleta de dados foi realizada no mesmo dia em três etapas subsequentes: avaliação antropométrica, avaliação eletromiográfica e avaliação pela biofotogrametria.

Esse estudo atendeu as recomendações éticas da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, e foi aprovado no Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Tecnológica Federal do Paraná sob o número 243.231 em abril de 2013.

3.3 AVALIAÇÃO ANTROPOMÉTRICA

Numa primeira etapa, para a determinação da massa corporal e estatura dos indivíduos os atletas realizaram a avaliação antropométrica, em que foi utilizado um estadiômetro portátil com resolução de 1,0mm (Wood Portátil Compact - WCS), uma balança digital com resolução de 100g (Bioland) e um adipômetro científico (Cescorf), com resolução de 0,1mm, para mensurar as dobras cutâneas. Para determinar o percentual de gordura corporal foram mensuradas as seguintes dobras: tricipital, subescapular, axilar média, peitoral, supra ilíaca, abdominal e coxa (JACKSON; POLLOCK, 1978; SIRI, 1961).

O cálculo da estimativa da densidade corporal foi feito pela equação do somatório de sete dobras, desenvolvidas por Jackson e Pollock (1978):

$$DC = 1,11200000 - [0,00043499 (X1) + 0,00000055 (X1)^2] - [0,0002882 (X3)]$$

Nesta equação, “X1” é o somatório das sete dobras avaliadas, e “X3” é a idade em anos. Após a obtenção do valor da densidade corporal, calculou-se o percentual de gordura através da fórmula proposta de Siri:

$$\%G = [(4,95/Densidade\ Corporal) - 4,50] \times 100$$

Na etapa seguinte foi mensurada a altura do cavalo, que corresponde a distância do chão ao entrepernas (sínfise púbica) do ciclista. O protocolo de coleta para essa medida estabeleceu que o ciclista deveria ficar posicionado em pé, com o calçado que utiliza para pedalar, e mantinha um livro na região inguinal entre as pernas, para indicar a altura máxima.

O avaliador mediu a distância em centímetros do chão ao ponto mais superior do livro e essa distância correspondeu à altura do cavalo (Figura 7).

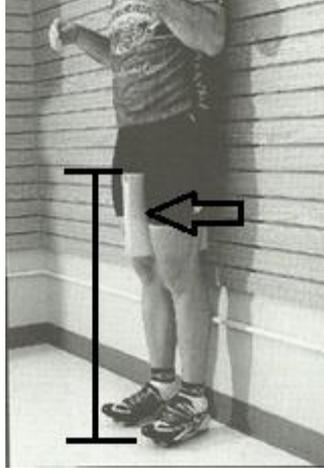


Figura 7: Medida do entrepernas/cavalo do ciclista
Fonte: Adaptado de Burke e Pruitt (2003)

3.4 AVALIAÇÃO DA DOR

A percepção subjetiva da intensidade da dor foi a variável de acompanhamento longitudinal na pesquisa, utilizada como balizador para a quantificação do impacto provocado pelo ajuste ergonômico do selim.

Foi utilizada a escala visual analógica (EVA), adimensional, que consistiu de um instrumento válido para a quantificação da percepção subjetiva da intensidade da dor/desconforto (Figura 8). Tal percepção foi relatada numa escala de zero a dez, em que o zero correspondeu a nenhuma dor/desconforto, e o dez à presença de uma dor/desconforto muito forte (NORRIS, 1971). Cada atleta classificou sua dor/desconforto percebido no posicionamento sobre a bicicleta, no momento em que chegou para a avaliação, antes de serem realizadas as intervenções ergonômicas propostas pelo protocolo de pesquisa. Os atletas foram orientados a classificar novamente a percepção da dor/desconforto após trinta dias de uso da bicicleta com os novos ajustes propostos e, numa terceira classificação, após cinco meses de uso.

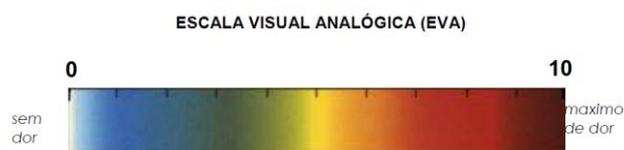


Figura 8: Escala visual analógica da dor

Fonte: Norris (1971)

3.5 PROTOCOLOS DE REGULAGEM DO SELIM

A regulagem da altura do selim é considerado o elemento determinante da performance na biomecânica da pedalada, no ciclismo (DIEFENTHAELER,2004). Por essa razão, a análise do recrutamento muscular específico, por meio da eletromiografia, foi realizada a partir do posicionamento corporal durante a dinâmica do gesto de pedalada. Para isso, foram selecionados dois protocolos descritos na literatura, comparativamente à regulagem utilizada pelo atleta espontaneamente.

Dessa maneira, ficou estabelecido um protocolo de referência REF, no qual a altura do selim, regulada pelo próprio atleta e sobre a qual ele estava acostumado a pedalar, este foi o ponto inicial para análise eletromiográfica dos músculos tratados neste estudo. No protocolo REF, o ciclista montou em sua própria bicicleta com o calçado que utilizava para pedalar, e pedalou de forma confortável e centrado na bicicleta. Os pés mantiveram contato com o pedal sem que houvesse o balançar dos quadris excessivamente, de um lado para o outro, mesmo quando atingida a parte inferior da pedalada, momento onde deveria permanecer uma ligeira flexão de joelho. O calcanhar, neste posicionamento, encostava no pedal em seu ponto mais inferior (D'ELIA, 2009).

O segundo protocolo adotado foi proposto por Burke (1994). E aqui foi denominado P1 e teve como princípio o ajuste da altura do selim baseado em uma equação que multiplica a altura do cavalo pela constante “1,09”. Dessa maneira foi calculada uma distância, em centímetros, do centro do pedal até o topo do selim, quando o pé-de-vela ou pedal estava alinhado com o tubo do selim (BURKE, 1994).

O terceiro protocolo aplicado foi proposto por Holmes, Pruitt e Whalen (1994), e aqui denominado P2. Neste protocolo, o cálculo da altura do selim foi relacionado com a flexão de

joelho (figura 9). De tal modo que , quando o pedal encontrou-se no ponto motor inferior (PMI), o ponto mais baixo do ciclo da pedalada, o ciclista deveria manter uma flexão de joelho entre 25° a 30°, num ângulo formado pelo trocânter maior, o côndilo lateral e o maléolo lateral., Esta posição, com a perna semi-estendida é recomendada por diminuir o estresse anterior do joelho, devido à diminuição da compressão patelar (BURKE; PRUITT, 2003).



Figura 9: Protocolo de flexão de joelho entre 25° a 30°

Fonte: Burke e Pruitt (2003)

3.6 AVALIAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA

Para cada um dos protocolos propostos neste estudo, foram realizadas avaliações eletromiográficas dinâmicas, nas quais a bicicleta ficou acoplada a um rolo de treinamento da marca Tranz X Jd-113 (Figura 10), com a roda traseira fixa ao rolo, o que permitia seu movimento, enquanto a roda dianteira permaneceu estática sobre um apoio, para manter o alinhamento e estabilidade da bicicleta, durante a avaliação dinâmica. Essa avaliação dinâmica foi equalizada no nível de esforço dependido pelos atletas durante as coletas, sendo padronizada uma relação de marchas de 53x13, assim como uma cadência de 60 rotações por minuto (60 rpm), controlado pelo ciclo ergômetro de cada bicicleta .



Figura 10: Rolo de treinamento

Fonte: Autor (2014)

A coleta eletromiográfica de cada atleta teve a duração de trinta segundos, para cada protocolo de posicionamento do selim aplicado. Cada atleta pedalou durante 60 segundos iniciais para atingir o ritmo desejado na padronização das coletas e, a partir do segundo 61, foi iniciada a aquisição dos sinais eletromiográficos, realizado de forma dinâmica. Os sinais eletromiográficos foram registrados duas vezes para cada um dos protocolos utilizados, e para cada músculo analisado foram considerados os maiores valores encontrados.

Os atletas foram orientados a não realizar nenhum tipo de atividade física 24 horas antes da avaliação, e a avaliação eletromiográfica foi realizada durante a pedalada, ou seja, em posição de desenvolvimento de trabalho muscular, com os atletas trajando roupas leves e adequadas, e que deixassem a região da coxa e lombar livre.

Para a implantação dos eletrodos de eletromiografia, procedeu-se à tricotomia, que correspondeu à raspagem de pelos do local a ser avaliado. Além disso, foi necessária a abrasão da pele com lixa fina e limpeza do local com álcool (GONÇALVES; BARBOSA, 2005) para que os sinais eletromiográficos pudessem ser registrados sem interferência.

Foi utilizado um equipamento da marca EMG System do Brasil modelo 1600-U12, de 16 canais, e eletrodos de superfície de Ag/AgCl, em configuração bipolar, posicionados a 3cm do ponto motor no sentido de orientação das fibras do músculo analisado. O eletrodo de referência ficou localizado no processo espinhoso de C7. A frequência de amostragem foi de 2000 Hz por canal.

Para cada um dos três protocolos, foram avaliados os músculos (Figura 11): quadrado lombar (QL), eretor da coluna lombar (EL), eretor da coluna torácica (ET), reto abdominal (RA), reto femoral (RF), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), isquiotibiais (IT), gastrocnêmio (GT).



Figura 11: Atleta durante a avaliação eletromiográfica

Fonte: Autor (2014)

3.7 AVALIAÇÃO POR BIOFOTOGRAMETRIA

Para a analisar a geometria do movimento em relação aos 3 protocolos foi utilizada a métrica em fotogramas digitais, por meio do processamento denominado Biofotogrametria (RICIERI, 2008). A métrica foi feita sobre fotogramas adquiridos por uma câmera digital (Sony DSC-WX50), posicionada sobre um tripé a 1,50m de altura do solo, distante entre 1,80m e 2,20m da bicicleta. Com este posicionamento, os fotogramas adquiridos corresponderam à vista lateral da pedalada (Figura 12) em duas posições do pedal para cada um dos protocolos em estudo.

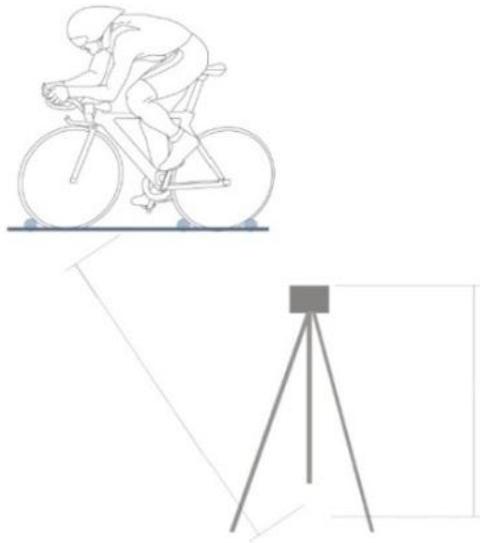


Figura 12: Relação entre câmera e avaliador na aquisição de imagens

Fonte: Autor, 2014

Marcadores de superfície foram utilizados para destacar referências anatômicas padrão que serviram de âncora para balizar o traçado angular na imagem. Esses marcadores foram compostos por meias esferas de isopor, brancas, opacas, de 20 mm de diâmetro, fixados com fita dupla face e posicionadas no hemitórax direito nos seguintes pontos anatômicos: maléolo lateral, côndilo lateral, trocânter maior do fêmur, e no arco costal (Figura 13). A partir dessas referências anatômicas, foram traçados ângulos relativos correspondentes aos arcos de movimento do quadril, joelho e tornozelo em cada uma das duas posições do pedal.



Figura 13: Marcadores posicionados no atleta

Fonte: Autor (2014)

Os fotogramas foram capturados de forma estática, para cada um dos protocolos analisados. No ponto motor superior (PMS) o atleta posicionou o seu pé no ponto mais alto do ciclo da pedalada, enquanto no ponto motor inferior (PMI). No momento dois o atleta posicionou-se no ponto motor inferior (PMI), o atleta posicionou o pé no ponto mais baixo do ciclo da pedalada (Figura 14). Em ambos os momentos, a mão permaneceu no guidão, na posição de ataque, ou seja, com a mão na parte mais baixa do guidão, e as medidas angulares do arco de movimento das articulações do membro inferior direito foram relacionadas com cada um desses momentos.



Figura 14: Atleta posicionado no Ponto Motor Superior (PMS) e no Ponto Motor Inferior (PMI)

Fonte: Autor (2014)

Os fotogramas foram processados no programa Suíte CorelDraw®, versão 12 para medidas dos seguintes ângulos: (1) quadril, com vértice estabelecido no trocânter maior do fêmur; (2) joelho, com o vértice determinado no côndilo femoral lateral; (3) tornozelo, com o vértice centrado no maléolo lateral (Figura 15).



Figura 15: Angulações analisadas nos ciclos de pedalada

Fonte: Autor (2014)

3.8 METODOLOGIA DE ANÁLISE DOS DADOS

Para analisar os registros obtidos pela aplicação da metodologia proposta, foi realizada a análise descritiva e exploratória, com distribuição de frequências, que, segundo Barbetta (2008, p. 10) “compreende a organização dos dados de acordo com as ocorrências dos diferentes resultados observados”. Outras medidas descritivas utilizadas foram as de posição: média, mediana e moda, e de dispersão: desvio padrão e amplitude (BARBETTA, 2008).

As medidas de posição segundo Costa Neto (1977, p. 20), "servem para localizar a distribuição de frequências sobre o eixo de variação" do evento em questão, enquanto que as medidas de dispersão indicam em quanto os dados se apresentam dispersos em torno da região central (NETO, 1977).

A estatística inferencial teve por finalidade a identificação de relações entre as variáveis. O teste de *Kolmogorov-Smirnov* foi aplicado para verificar o tipo de distribuição dos dados, sendo que para os dados com distribuição não normal foi empregada a estatística não-paramétrica, com o teste de Wilcoxon para análises pré e pós adaptações ergonômicas. Para registros com distribuição normal, foram aplicadas análises paramétricas, sendo o teste t pareado na comparação entre a eletromiografia muscular nos diferentes protocolos, e o teste de correlação de Pearson para verificação de relação entre a atividade eletromiográfica e os ajustes na bicicleta. Todos os procedimentos estatísticos foram realizados no software *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS) versão 17, sendo assumida como significância estatística valores de $p < 0,05$ (MAROCO, 2007).

4 RESULTADOS

4.1 CARACTERÍSTICAS ANTROPOMÉTRICAS DA AMOSTRA E RESULTADOS DA ESCALA VISUAL ANALÓGICA DE DOR

A amostra foi constituída por 35 homens, com média de idade de $26 \pm 4,97$ anos, com peso médio de $75,03 \pm 6,34$ kg e altura média de $1,79 \pm 0,05$ m, apresentando um IMC médio de $23,48 \pm 2,22$ kg/m². Em relação à altura do cavalo a média foi de $83,54 \pm 3,24$ cm; sendo a variabilidade de 76 cm a 92 cm (amplitude de 16 cm). Calculou-se, ainda, o percentual de gordura, através das fórmulas de densidade corporal, propostas por Jackson e Pollock e de percentual de gordura, proposto por Siri. A média encontrada foi de $10,90 \pm 4,03\%$, que pela classificação dos autores refere-se à classe “excelente”, considerada a média de idade dos atletas neste estudo. Estes resultados encontram-se compilados na Tabela 1.

Em relação aos dados de treino, os ciclistas apresentaram em média $5 \pm 4,91$ anos de prática, treinavam em média de $4 \pm 1,51$ dias por semana, percorriam uma quilometragem média de $50 \pm 24,88$ km/dia e semanalmente $200 \pm 176,26$ km. Quanto as bicicletas, o tamanho de quadro médio era de $54 \pm 2,90$ cm, variando de 48 cm a 60 cm (amplitude de 12 cm).

Tabela 1: Dados antropométricos referentes aos homens e as bicicletas e dados relativos ao treino dos ciclistas avaliados

	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
Idade (anos)	35	18,00	34,00	26,00	4,97
Peso (Kg)	35	59,80	87,60	75,03	6,34
Estatura (m)	35	1,68	1,93	1,79	0,05
IMC (Kg/m ²)	35	18,87	28,72	23,48	2,22
Altura do Cavalo (cm)	35	76,00	92,00	83,54	3,24
Tamanho Quadro (cm)	35	48,00	60,00	54,00	2,90
Tempo de prática (anos)	35	1,00	20,00	5,00	4,91
Tempo de treino (dias)	35	2,00	7,00	4,00	1,51
Km diária (km)	35	30,00	120,00	50,00	24,88
Km semanal (km)	35	80,00	840,00	200,00	176,26

Quanto à dor lombar referida, classificada pela EVA, a média pré ajustes ergonômicos foi de $4,77 \pm 1,61$. Na etapa de reavaliação em 30 dias após a implementação dos ajustes, os valores relatados foram reduzidos para $0,97 \pm 0,89$, sendo esta diferença estatisticamente significativa ($p=0,000$). Após cinco meses, somente quatorze atletas participaram da reavaliação das queixas de dor/desconforto; foram encontradas diferenças significativas ($p=0,023$) em que a média encontrada para os relatos foi de $0,14 \pm 0,36$, estes dados estão apresentados na Tabela 2.

Tabela 2: Dados referentes à dor músculo esquelética na região lombar dos ciclistas

	n	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão
Dor pré (adimensional)	35	2,00	8,00	4,77	1,61
Dor pós 30 dias (adimensional)	35	0,00	3,00	0,97	0,89
Dor pós 5 meses (adimensional)	14	0,00	1,00	0,14	0,36

Dos que fizeram a última avaliação pela EVA, oito mantiveram a mesma classificação da dor após os ajustes, ou seja, continuaram com um índice muito baixo ou inexistente ($0 \pm 0,33$), e seis deles apresentaram diminuição da dor após 30 dias ($0 \pm 0,37$), o que representou uma melhora significativa da dor, após os ajustes dos selim proposto pelos protocolos deste estudo.

Alguns atletas relataram melhoras após os ajustes, como a seguir:

“ Após os ajustes, minha dor diminuiu, e passei a aguentar mais km sem dor”.

“Após a regulagem, melhorou muito, não sinto mais dor. Antes, incomodava todo dia”.

“Não sinto mais desconforto, nem na lombar e nem em outros locais, sentia principalmente após o treino, e agora isso não acontece”.

4.2 ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA COMPARATIVA GERAL ENTRE OS PROTOCOLOS

Em cada protocolo, os registros eletromiográficos foram divididos por regiões, quais sejam: lombar, membros inferiores-anterior (MI-A) e membros inferiores-posterior (MI-P). No protocolo REF foi constatada a existência de correlação entre os registros da região

lombar e dos membros inferiores-posterior ($r^2=0,448$). Após ajustes ergonômicos, no P1 esta correlação foi menor, ou seja, houve mais independência entre os grupos musculares, ($r^2=0,362$) do que para P2 ($r^2= 0,404$).

Comparando os posicionamentos entre REF e P1, resultante do ajuste do selim, foram encontradas diferenças significativas para as regiões abdominal ($p= 0,002$), lombar ($p=0,006$) e MIP ($p=0,003$). Esses resultados falam a favor de que esta regulagem apresentou impacto positivo na eficiência do atleta, o que corresponde a um menor recrutamento muscular para a realização do mesmo trabalho. Não foram encontradas diferenças significantes para MI-A ($p=0,455$).

A mesma comparação entre resultados para REF e P2 mostrou haver eficiência mecânica apenas para a região abdominal ($p=0,009$), não tendo sido encontrada significância estatística para os dados das outras regiões: região lombar ($p=0,086$), MI-P ($p=0,060$) e MI-A ($p=0,111$). Contudo, ao comparar P1 e P2 verificou-se que não existiram diferenças significativas entre eles. Na regulagem P1 foram registradas as menores médias de sinais eletromiográficos, o que correspondeu a menores índices de recrutamentos de fibras musculares, exceto para MI-A, onde a regulagem P2 obteve o melhor resultado (Tabela 3).

Tabela 3: Valores médios obtidos na análise eletromiográfica, nas regiões analisadas (μV)

	ABDOMINAL	LOMBAR	MI-A	MI-P
REFERENCIA	74,18 \pm 66,64	19,62 \pm 9,64	134,42 \pm 60,10	130,59 \pm 39,03
P1 (1,09)	46,20 \pm 47,50*	17,26 \pm 7,63*	131,97 \pm 61,99	116,30 \pm 33,04*
P2 (JOE)	52,38 \pm 50,86*	18,32 \pm 8,15	127,06 \pm 55,01	121,91 \pm 36,58

* diferença significativa através do teste t pareado.

Na região lombar (Tabela 4), foram analisados os músculos: eretor lombar, eretor torácico e quadrado lombar, sendo que apenas para o músculo eretor torácico foi encontrada uma diferença significativa ($p=0,025$) quando comparados os protocolos REF e P1.

Tabela 4: Valores médios obtidos na análise eletromiográfica para os músculos da região lombar, em cada protocolo (μv)

	Eretor lombar	Eretor torácico	Quadrado lombar
REFERÊNCIA	18,27±15,24	19,43±14,36	21,17±15,23
P1 (1,09)	13,00±7,69	13,46±11,39*	15,77±15,18
P2 (JOE)	14,03±9,71	13,43±11,50	16,27±14,94

* diferença significativa através do teste t pareado.

Os músculos isquiotibiais e gastrocnêmio integraram a região denominada membro inferior posterior (Tabela 5). Ao comparar os protocolos P1 e P2 com REF, diferenças significantes foram encontradas no músculo gastrocnêmio para P1 ($p=0,00$) e para P2 ($p=0,029$). Por outro lado, a comparação entre P1 e P2, apenas, encontrou diferenças significativas para ambos os músculos dessa região ($p=0,030$), sendo menores as médias encontradas em P1. Esse fato é denotativo de uma maior eficiência no recrutamento muscular promovido pelo ajuste calculado por P1.

Tabela 5: Valores médios obtidos na análise eletromiográfica para os músculos da região de MMII posterior, de cada um dos protocolos (μv)

	ISQUIO	GASTRO
REFERÊNCIA	113,08±49,56	148,51±60,36
P1 (1,09)	107,77±41,33	124,68±49,71*
P2 (JOE)	110,22±42,15	133,59±56,02*

* diferença significativa através do teste t pareado.

Pela abordagem de superfície, na eletromiografia, apenas três dos quatro músculos que compõem o grupo quadríceps femoral apresentam pontos motores acessíveis. Por esta razão, a região aqui denominada membro inferior anterior foi composta pela média dos sinais dos músculos reto femoral, vasto lateral e vasto medial (Tabela 6). Nenhuma das comparações estatísticas realizadas entre os músculos e os protocolos estudados mostrou significância estatística.

Tabela 6: Valores médios obtidos na análise eletromiográfica para os músculos da região de MMII anterior de cada um dos protocolos (μv)

	VASTO LATERAL	VASTO MEDIAL	RETO FEMORAL
REFERÊNCIA	107,59 \pm 35,33	130,10 \pm 58,84	165,56 \pm 60,11
P1 (1,09)	102,83 \pm 36,04	134,34 \pm 60,61	158,75 \pm 158,26
P2 (JOE)	104,25 \pm 42,08	136,77 \pm 62,57	140,14 \pm 136,08

A análise dos resultados para o músculo reto abdominal, que compôs a região denominada abdominal (Tabela 7) mostrou diferenças significativas entre REF e P1 ($p=0,002$) e entre REF e P2 ($p=0,009$). Não foram encontradas diferenças significativas quando comparados os protocolos P1 e P2; não obstante, foram encontrados em P1 registros médios menores, indicando assim um menor recrutamento muscular para o ajuste de selim realizado segundo esse protocolo.

Tabela 7: Valores médios obtidos na análise eletromiográfica para os músculos da região abdominal de cada um dos protocolos (μv)

	RETO ABDOMINAL	p valor
REFERÊNCIA	50,16 \pm 66,64	
P1 (1,09)	25,38 \pm 47,50*	0,002
P2 (JOE)	30,33 \pm 50,86*	0,009

* diferença significativa através do teste t pareado.

4.3 ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA COMPARATIVA ENTRE OS PROTOCOLOS PÓS AJUSTE ERGONÔMICO

O protocolo denominado REF, em todos os casos avaliados, apresentou a maior média de sinais para todos os músculos avaliados, o que significa um maior recrutamento muscular

no todo. A recomendação ergonômica, relacionada ao ajuste da altura do selim, para P1 ou P2 foi realizada de maneira individual para cada atleta.

A regulagem ideal foi recomendada a partir de verificação dos menores recrutamentos musculares, tomados nos protocolos. Essa evidência foi extraída a partir do cálculo somatório dos registros eletromiográficos dos nove músculos avaliados, quais sejam: três músculos lombares, três de MI-A, dois de MI-P e o reto abdominal. Assim, para recomendar o ajuste ideal do selim, individualmente para cada atleta, foi assumido o protocolo com somatório de menor valor.

Dessa forma, entre ambos os protocolos estudados, P1 foi recomendado para 22 atletas, enquanto P2 foi indicado para os outros 13. Essa nova divisão gerou dados antropométricos para ambos os protocolos, a partir dos perfis dos atletas que os compuseram (Tabela 8).

Sob essa nova perspectiva de divisão de resultados, foram comparados os resultados da aplicação da EVA. Os registros dos atletas que compuseram P1 mostraram um média menor de classificação da dor/desconforto antes dos ajustes recomendados, comparado com o P2.

Tabela 8: Estatística descritiva do agrupamento dos atletas, a partir da recomendação do ajuste ergonômico por P1 e P2

	IDADE	PESO	ALTURA	IMC	H Cavalo	DOR PRÉ	DOR PÓS
P1 (1,09) n=22	25,09±4,79	74,95±5,91	1,79±0,06	23,47±2,24	83,20±3,79	4,55±1,57	0,91±0,81
P2 (JOE) n=13	27,54±5,08	75,15±7,27	1,79±0,04	23,50±2,27	84,12±2,01	5,15±1,68	1,08±1,04

Quando foram comparadas as médias dos registros eletromiográficos para todos os músculos estudados, correspondendo ao recrutamento muscular para cada protocolo, não foram encontradas diferenças significantes entre P1 e P2, embora os números de componentes de cada um desses grupos tenham sido muito díspares (Tabela 9). Ressalte-se que foram registrados menores recrutamentos musculares em P1 para as regiões lombar, MI-A e MI-P,

assim como na média geral das regiões, enquanto em P2 o menor recrutamento foi encontrado apenas para a região abdominal.

Tabela 9: Valores médios obtidos na análise eletromiográfica para as regiões avaliadas após a subdivisão da regulação entre os dois protocolos (μv)

	REGIÃO ABDOMINAL	REGIÃO LOMBAR	MMII ANTERIOR	MMII POSTERIOR
P1 (1,09) n=22	44,00±42,23	15,58±6,31	118,53±58,90	112,98±31,39
P2 (JOE) n=13	34,71±43,04	19,08±8,75	134,02±55,43	116,85±35,94

Uma vez que a queixa de lombalgia foi o eixo longitudinal que esclareceu sobre a melhor recomendação ergonômica, devido ao importante impacto que a dor causa no desempenho esportivo do ciclista, um bom protocolo de ajuste deveria ser sensível o suficiente para revelar recrutamentos musculares lombares excessivos, indesejáveis nesse caso. Os protocolos estudados consideraram a análise de cada um dos músculos da região lombar (Tabela 10), identificando com precisão que o músculo quadrado lombar apresentou o maior recrutamento de fibras musculares em ambos os protocolos, enquanto que o músculo eretor lombar apresentou o menor recrutamento, também em ambos os protocolos.

Tabela 10: Valores médios obtidos na análise eletromiográfica para os músculos da região lombar entre os dois protocolos após a subdivisão da regulação (μv)

	ERETOR LOMBAR	ERETOR TORACICO	QUADRADO LOMBAR	MEDIA DA REGIAO
P1 (1,09) n=22	12,04±4,73	15,12±12,29	19,88±11,93	15,68±6,30
P2 (JOE) n=13	16,82±9,43	19,03±8,44	21,40±19,45	19,08±8,75

Considerando os resultados para a região MI-A (Tabela 11), em ambos os protocolos o músculo vasto lateral mostrou as menores médias de registro eletromiográfico, mas o mesmo não aconteceu para os outros dois músculos dessa região. Em P1 o músculo vasto medial foi o mais recrutado, enquanto que em P2 esse comportamento foi do músculo reto femoral. Na média do MI-A, P1 apresentou os menores recrutamentos musculares, enquanto P2 mostrou que os músculos vasto lateral e o vasto medial tiveram menor recrutamento, comparado a P1.

Tabela 11: Valores médios obtidos na análise eletromiográfica para os músculos da região de membro inferior anterior entre os dois protocolos após a subdivisão da regulagem (μv)

	VASTO LATERAL	VASTO MEDIAL	RETO FEMORAL	MEDIA DA REGIAO
P1 (1,09) n=22	104,33±41,93	134,67±70,59	116,59±98,96	118,53±58,90
P2 (JOE) n=13	92,90±19,85	122,70±38,33	186,46±189,95	134,02±55,43

Os resultados para a região do membro inferior posterior (Tabela 12) mostraram que o músculo isquiotibial apresentou o menor recrutamento muscular em ambos os protocolos. Novamente, o P1 apresentou os menores valores médios de recrutamento muscular.

Tabela12: Valores médios obtidos na análise eletromiográfica para os músculos da região de membro inferior posterior entre os dois protocolos após a subdivisão da regulagem (μv)

	ISQUIOTIBIAIS	GASTROCNÊMIO	MEDIA DA REGIÃO
P1 (1,09) n=22	106,69±41,73	119,26±51,59	112,98±31,39
P2 (JOE) n=13	102,80±35,77	130,91±52,33	116,85±35,94

Na região abdominal, em P1, a média de recrutamento muscular do reto abdominal foi de 44,00±42,23 μv , maior do que em P2, cuja média foi de 34,71± 43,04 μv .

4.4 AVALIAÇÃO CINEMÁTICA (BIOFOTOGRAMETRIA)

Para a análise cinemática, foi determinado o uso do processo de Biofotogrametria (RICIERI, 2012), como descrito na metodologia. Os ângulos medidos, bem como o tratamento estatístico descritivo dos mesmos, em cada um dos protocolos estudados foram distribuídos por articulação e pontos motores da pedalada, nas Tabelas 12 a 17.

Para o ângulo do quadril no PMS (Tabela 13 e Figura 16), as médias entre os protocolos não apresentaram diferença estatística. No entanto, o REF teve a maior angulação média, e P2 apresentou os menores ângulos, tanto mínimos como máximos.

Tabela 13: Descrição do ângulo (em graus) do quadril no PMS em cada um dos protocolos

PMS Quadril	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	p valor
REF	35	41,83	108,5	56,37	11,73	
P1	35	36,93	101,99	55,56	11,94	0,160
P2	35	33,67	77,9	54,57	8,39	0,244



Figura 16: Ângulo do Quadril no PMS no REF, P1 e P2

Fonte: Autor (2014)

Para o ângulo do quadril no PMI (Tabela 14 e Figura 17), não foram encontradas diferenças estatísticas entre os protocolos. O P1 apresentou a menor média e o P2 a maior. A maior média máxima foi encontrada no REF.

Tabela 14: Descrição do ângulo (em graus) do quadril no PMI em cada um dos protocolos

PMI Quadril	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	p valor
REF	35	63,23	124,56	97,21	11,465	
P1	35	63,05	120,73	96,17	10,84	0,395
P2	35	75,13	119,57	97,69	9,39	0,776



Figura 17: Ângulo do Quadril no PMI no REF, P1 e P2

Fonte: Autor (2014)

No ângulo do joelho no PMS (Tabela 15 e Figura 18), comparando os posicionamentos entre REF e P1, foram encontradas diferenças significativas ($p=0,003$). A posição de referência apresentou, na média, a maior angulação. O P2, dentre os dois protocolos analisados, apresentou a menor angulação média.

Tabela 15: Descrição do ângulo (em graus) do joelho no PMS em cada um dos protocolos

PMS Joelho	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	p valor
REF	35	69,84	149,81	82,56	13,67	
P1	35	67,58	131,43	79,12	10,56	0,003*
P2	35	68,09	89,52	78,62	4,91	0,065



Figura 18: Ângulo do Joelho no PMS no REF, P1 e P2

Fonte: Autor (2014)

No ângulo do joelho no PMI (Tabela 16 e Figura 19), comparando REF e P1 foi encontrada diferença significativa ($p=0,012$). O posicionamento de referência apresentou o menor mínimo, máximo e a maior média.

Tabela 16: Descrição do ângulo (em graus) do joelho no PMI em cada um dos protocolos

PMI Joelho	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	p valor
REF	35	89,67	171,88	147,48	13,62	
P1	35	78,83	164,8	143,02	14,31	0,012*
P2	35	128,12	169,34	147,45	8,18	0,988



Figura 19: Ângulo do Joelho no PMI no REF, P1 e P2

Fonte: Autor (2014)

No ângulo do tornozelo no PMS (Tabela 17 e Figura 20), não foram encontradas diferenças significativas. O P1 apresentou o menor máximo, o P2 o menor mínimo, e o REF apresentou a maior angulação média.

Tabela 17: Descrição do ângulo (em graus) do tornozelo no PMS em cada um dos protocolos

PMS Tornozelo	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	p valor
REF	35	82,76	129,71	99,22	10,98	
P1	35	82,63	120,53	97,22	8,11	0,110
P2	35	80,92	129,78	96,86	9,49	0,133



Figura 20: Ângulo do Tornozelo no PMS no REF, P1 e P2

Fonte: Autor (2014)

No ângulo do tornozelo no PMI (Tabela 18 e Figura 21), não foram encontradas diferenças significativas entre os protocolos. O P1 apresentou o menor ângulo mínimo e máximo, e o REF apresentou a maior angulação média.

Tabela 18: Descrição do ângulo (em graus) do tornozelo no PMI em cada um dos protocolos

PMI Tornozelo	N	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	p valor
REF	35	103,36	135,01	118,64	8,40	
P1	35	94,20	196,67	117,03	15,85	0,591
P2	35	102,03	129,28	117,24	6,41	0,293



Figura 21: Ângulo do Tornozelo no PMI no REF, P1 e P2

Fonte: Autor (2014)

5 DISCUSSÃO

As pesquisas referentes à modalidade do ciclismo no Brasil não são escassas, e abordam principalmente aspectos fisiológicos e, de forma secundária, a biomecânica relativa ao posicionamento (ALENCAR; MATIAS, 2009; BINI; CARPES; DIEFENTHAELER, 2009; CARPES et al., 2006; DIEFENTHAELER; BINI; VAZ, 2012; DIEFENTHAELER; VAZ, 2008; KLEINPAUL et al., 2012; MARTINS et al., 2007).

Em uma revisão sistemática de trinta estudos realizados em diferentes países, referentes ao posicionamento corporal do ciclista (KLEINPAUL et al., 2010), foi encontrado que dez estudos utilizaram ajustes gerais da bicicleta para o melhor posicionamento dos ciclistas, quatro referiram-se apenas ao ajuste do selim, cinco ao posicionamento do tronco do ciclista sobre a bicicleta e um ao posicionamento do tronco e o tipo de selim. Nessa mesma revisão, ciclistas competitivos foram alvo de sete estudos, em outros seis, foram pesquisados ciclistas recreacionais, e os sete restantes, estudaram características de ambos os tipos de ciclistas.

Assim, sabe-se desse estudo de Kleinpaul *et al.* (2010) que tanto ciclistas recreacionais quanto os profissionais apresentavam incorreções no ajuste do selim para a prática do ciclismo. No presente estudo, a opção de analisar os resultados em ciclistas profissionais teve o objetivo de reunir atletas com um mesmo perfil de treinamento, de consciência muscular, bem como de tempo de prática de esporte constituindo uma amostra homogênea do ponto de vista de domínio do esporte. Porém, não obstante esses fatores, os mesmos erros de ajustes foram constatados quando se analisou os resultados do posicionamento de referência.

Identificar os ajustes que devem ser realizados nas diversas partes da bicicleta, dentre eles a altura do selim, o posicionamento dos pés sobre o pedal, e o tamanho adequado do quadro da bicicleta, contribuem para o bom posicionamento do ciclista. Porém, várias pesquisas já mostraram que o ajuste da bicicleta deve ser individualizado, para que seja alcançado o melhor desempenho, conforto, e satisfação do atleta, importantes fatores na prevenção de lesões (ALENCAR et al., 2011; BURKE; PRUITT, 2003; MESTDAGH, 1998; PEQUINI, 2000).

No ciclismo, a ergonomia tem como objetivo principal aumentar a segurança, a satisfação e o bem-estar dos ciclistas, isto é, procura adaptar a bicicleta à estrutura humana para que se alcance o melhor rendimento na pedalada (PEQUINI, 2000). Embora pequenas

mudanças na posição do selim pareçam insignificantes, um centímetro, apenas, é capaz de alterar as características biomecânicas da pedalada, em ciclistas de elite. O selim desajustado altera o padrão de atividade muscular, a aplicação de forças no pedal e a efetividade da pedalada (DIEFENTHAELER, 2004; DIEFENTHAELER et al., 2006). Esta foi a motivação para estabelecer os protocolos tratados no presente estudo, de tal maneira a explorar as evidências biomecânicas e ergonômicas que pudessem esclarecer a melhor alternativa para recomendar o melhor ajuste do selim, do ponto de vista ergonômico.

Salai *et al.* (1999) avaliaram as possíveis causas da dor lombar em ciclistas para sugerir um ajuste adequado do selim. A angulação pélvica e lombar foi medida, assumindo-se posições diferentes sobre a bicicleta, e relatando os vetores de força atuando no períneo. A hiperextensão lombopélvica resultou em um aumento nas forças tensivas no períneo, que foram reduzidas com o apropriado ajuste da angulação do selim. No mesmo estudo, Salai *et al.* mostraram que, após os ajustes da angulação do selim, 70% dos ciclistas apresentaram diminuição na incidência e na magnitude das dores lombares. Os autores sugeriram que um dos principais fatores relacionados à dor lombar no ciclismo era dependente do ajuste do selim (SALAI et al., 1999). Essa constatação fortaleceu a incorporação do acompanhamento longitudinal da dor, por meio da aplicação da EVA, na metodologia do presente estudo.

Neste estudo, a classificação da dor/desconforto antes dos ajustes recomendados era alta (média $4,77 \pm 1,61$), e isso interferia diretamente no desempenho esportivo. Os atletas utilizavam uma posição inadequada da altura do selim e assim realizavam movimentos biomecanicamente incorretos. Com os ajustes, a intensidade da dor/desconforto diminuiu significativamente (média $0,14 \pm 0,36$; $p = 0,023$), e os atletas passaram a pedalar com maior eficiência muscular pela redução do componente algico.

A flexão do tronco sustentada por períodos longos pode ser considerada um dos fatores da ocorrência de dor lombar, principalmente quando o ciclista assume uma postura mais aerodinâmica (ASPLUND; PIERRE, 2004; CALLAGHAN, M. J., 2005; MELLION, 1994; SANNER; O'HALLORAN, 2000). Em um estudo realizado na Austrália, os autores relatam que apesar da grande maioria dos ciclistas apresentarem dor lombar, existem poucas evidências de anormalidades radiográficas na maioria das disfunções lombares dolorosas, implicando assim em um diagnóstico clínico de lombalgia crônica não-específica (BURNETT et al., 2004).

Embora a flexão do tronco aumentada resulte em uma vantagem mecânica para os glúteos hiperestenderem a coluna lombar, esta postura associada à grande extensão do joelho no ciclo da pedalada eleva a tensão dos glúteos, que, conseqüentemente, tentam hiperestender

a coluna lombar resultando em dor (SANNER; O'HALLORAN, 2000). Na presente pesquisa, foram encontradas diferenças significativas quando foram realizados os ajustes apropriados em relação à altura do selim, demonstrando que o ajuste levou a um menor recrutamento muscular lombar para a realização da pedalada, principalmente em P1, onde foram encontradas diferenças nas médias dos traçados para as regiões lombar, abdominal e membro inferior posterior, enquanto para P2 as diferenças restringiram-se à região abdominal.

Em um estudo eletromiográfico realizado na Índia com 14 ciclistas de estrada foram avaliados os músculos bíceps braquial, trapézio, grande dorsal e eretor da espinha, todos bilateralmente. A ativação muscular foi mensurada antes de pedalar, e após 15 e 30 minutos de pedalada em dois grupos: com e sem relato de lombalgia. Os resultados revelaram diferenças significativas para a ativação muscular do trapézio e eretores da espinha do grupo com lombalgia comparado com o grupo sem lombalgia, e os autores concluíram que houve maior fadiga dos músculos posteriores do tronco no grupo com lombalgia (AKUTHOTA et al., 2008; SRINIVASAN; BALASUBRAMANIAN, 2007).

Uma vez que a flexão do tronco implica, biomecanicamente, no tensionamento lombar, e que essa região é subvalorizada no preparo físico do ciclista, tem-se que a prevalência da lombalgia encontra-se diretamente relacionada à intensidade de recrutamento dos músculos da região lombar. Além dos estudos citados anteriormente, a favor dessa hipótese de encadeamento de constatações teóricas, têm-se ainda duas outras evidências: (1) no presente estudo, o protocolo de análise dos registros eletromiográficos médios dos músculos da região lombar permitiu a identificação dos recrutamentos específicos relacionados à lombalgia, qual seja, a tensão do músculo quadrado lombar (AKUTHOTA et al., 2008; SRINIVASAN; BALASUBRAMANIAN, 2007); (2) no estudo de MACEDO *et al.* (2013) foi constatado que o fortalecimento dos músculos abdominais pelo protocolo CORE levou à redução significativa da dor, sendo essa redução justificada pelo melhor alinhamento da pelve no pós-tratamento, obtida pelo equilíbrio das forças musculares abdominais e paravertebrais, sendo que entre os paravertebrais, o teste de desempenho do músculo quadrado lombar também apresentou melhoras (MACEDO et al., 2013; PREIS et al., 2012).

Deixando o *locus* lombar, é preciso voltar à atenção às importantes relações entre membros inferiores e suas influências biomecânicas no posicionamento da pelve e no desempenho da pedalada. O grupo muscular quadríceps femoral, em especial o reto femoral, quando atua em elevada tensão, tende a realizar uma anterversão da pelve. No entanto, se os ísquios-tibiais estiverem tensionados ocorre uma restrição da anterversão pélvica, resultando em aumento da flexão da coluna lombar. Isso pode ocorrer devido ao posicionamento

inadequado (ASPLUND et al., 2005; MELLION, 1994). Nesta pesquisa, após a realização dos ajustes, verificou-se que os valores de ativação dos músculos isquiotibiais diminuíram, mostrando que houve uma diminuição neste tensionamento. Ao mesmo tempo, houve uma diminuição da angulação média do quadril para o PMS, essa diminuição permaneceu apenas no P1, devido ao melhor posicionamento adotado.

Finalmente é preciso destacar que a regulagem da altura do selim está entre os principais ajustes de posicionamento realizados pelos ciclistas, e esta aparente simples regulagem mecânica pode levar a modificação do padrão de ativação muscular. Essas alterações ocorrem devido à mudança do ângulo de produção de força dos músculos envolvidos no movimento da pedalada. Até o presente momento, os estudos realizados com EMG, em diferentes posicionamentos do selim, mostraram resultados diversos e sem um consenso lógico. Pesquisas apontaram aumentos na ativação muscular em função da diminuição da altura do selim, principalmente para os músculos isquiotibiais e quadríceps femoral (DESIPRÉS, 1974; GREGOR, R. J.; BROKER; RYAN, 1991; HULL; JORGE, 1985).

No presente estudo todos os selins precisaram ser rebaixados para a adequação ergonômica e essa conduta, *de per se*, pode ser a razão da condução dos resultados das análises eletromiográficas a pólos conclusivos diferentes daqueles apresentados pelos autores consultados. Tem-se que o rebaixamento do selim inicia uma sequência de fatos biomecânicos previsíveis e, entre eles, o mais óbvio é o fato de que os membros inferiores não mais alcançarão uma amplitude articular de extensão na mesma magnitude da REF. Como consequência desse novo fato na pedalada, tem-se que as articulações do quadril e do joelho, que atuam em concomitância oposta pela atuação dos músculos biarticulares isquiotibiais e quadríceps femoral, também alterarão seus arcos totais de movimento, como facilmente se pode observar na Figura 25.

Um estudo realizado no Rio Grande do Sul avaliou a ativação muscular durante a pedalada em quatro ciclistas, em diferentes posicionamentos do selim, dividindo-a em quatro quadrantes. No primeiro quadrante da pedalada, definido de zero a 90°, o glúteo máximo atuou como principal extensor do quadril, e os músculos reto femoral e vasto lateral como principais extensores do joelho. No segundo quadrante, definido de 90 a 180°, ocorreu ativação do gastrocnêmio medial na flexão plantar, e do bíceps femoral na flexão do joelho. No terceiro quadrante, de 180 a 270°, o bíceps femoral e o gastrocnêmio medial foram os mais ativados, como flexores do joelho, e o tibial anterior, como flexor dorsal. Por fim, no quarto

quadrante, houve a ativação do reto femoral atuando como flexor do quadril e do vasto lateral, no final desse quadrante, realizando a extensão do joelho (DIEFENTHAELER et al., 2008).

Os achados eletromiográficos e medidas angulares pela Biofotogrametria, do presente estudo, foram ao encontro dos relatos de Diefenthaler *et al.* (2008) no comportamento da pedalada pós ajuste ergonômico, porém diferiu dos outros relatos da literatura anteriormente citados. A diminuição da média de ativação do músculo isquiotibial e a diminuição em dois dos três músculos quadricipitais aqui estudados, exceção feita aos registros do músculo vasto medial, pode ser justificada pela ação biarticular desempenhada por esses músculos junto ao joelho e quadril. Em outras palavras, com a diminuição do arco de movimento do joelho e do quadril, que permaneceram mais fletidos com a redução da altura do selim, a tarefa de flexo-extensão de ambas as articulações igualmente foi reduzida pelos músculos, resultando em diminuição da ativação do sinal eletromiográfico para a maioria deles. Ressalte-se que as análises eletromiográficas aqui realizadas comparam-se às transições do quarto para primeiro quadrante, no PMS, e de segundo para terceiro quadrante, no PMI, no estudo de Diefenthaler.

Ainda, essa adequação do posicionamento pelo rebaixamento do selim, parece também justificar as modificações angulares significativas encontradas no posicionamento do joelho no PMS, onde, exatamente neste momento da pedalada, foi registrado um menor recrutamento do músculo vasto lateral, uma vez que este músculo é mais ativo em maiores graus de extensão. Tal conjunto de resultados deixou clara a importância em se analisar isoladamente músculos que compõem grupos musculares importantes como o quadríceps femoral, quando se trata de buscar recomendações ergonômicas baseadas em evidências.

No presente estudo, o protocolo recomendado para um melhor ajuste do ciclista-bicicleta foi o protocolo de Burke, em que a maior parte dos ciclistas demonstrou um menor recrutamento muscular e assim um menor risco de sobrecargas músculo esqueléticas.

Mudanças na altura do selim levam a alterações cinemáticas na pedalada, pois modificam a amplitude de movimento articular nos membros inferiores, assim como o comprimento e alavanca muscular. A força responsável por realizar o giro do pé-de-vela é tangente à trajetória realizada pelo eixo do pedal (BERTUCCI; GRAPPE, 2009; BURKE; PRUITT, 2003; HULL; JORGE, 1985; TOO, 1990; ZAJAC; NEPTUNE; KAUTZ, 2002).

De acordo com Gregor, Conconi e Broker a ocorrência de simetria na técnica de pedalada é rara e a falta de ajuste da bicicleta ao ciclista pode intensificar a assimetria (GREGOR, RJ; CONCONI; BROKER, 2000).

A avaliação cinemática através da biofotogrametria permitiu identificar no posicionamento dos ciclistas sobre a bicicleta, em cada um dos protocolos, as médias angulares assim como a angulação máxima e mínima nas articulações do quadril, joelho e tornozelo, nos dois pontos da pedalada: PMS e PMI.

No estudo realizado por Jorge e Hull (1986), também avaliou a amplitude de movimento do quadril, joelho e tornozelo e os autores observaram variações conforme foram realizados os ajustes na altura do selim (ERICSON et al., 1984; JORGE; HULL, 1986; NORDEEN-SNYDER, 1976; TIMMER, 1991).

A articulação do quadril apresentou um ângulo de 71 graus no PMS e de 28 graus no PMI realizando assim uma amplitude de movimento de 43 graus. A máxima extensão alcançada pelo quadril e joelho ocorreu simultaneamente (HOUTZ; FISCHER, 1959). No tornozelo a máxima dorsiflexão coincidiu com a máxima flexão do joelho e quadril entre a posição do quarto para o primeiro quadrante do ciclo da pedalada (LEFEVER-BUTTON, 2001; TIMMER, 1991).

Os músculos flexores do joelho, ou seja, os isquiotibiais e o gastrocnêmio deixam de funcionar em sua plena competência quando determinada altura do selim faz com que a articulação do joelho se estenda no PMI, podendo ocorrer também um bloqueio desta articulação (MESTDAGH, 1998).

Acredita-se que a escassez de estudos da cinematria da pedalada, deva-se a dificuldades metodológicas para quantificar a geometria vertebral em movimento e de forma precisa e acurada. Métodos tridimensionais que poderiam resultar em dados interessantes para a prevenção de lesões esbarram em dificuldades metodológicas, como fixação de muitos marcadores de referência, afetando significativamente o conforto do atleta e, conseqüentemente, a fidedignidade dos dados (KLEINPAUL et al., 2012).

A biofotogrametria apresenta vantagens na avaliação da cinemática, por ser um recurso de análise do movimento humano, pois fornece valores precisos fundamentais no direcionamento do tratamento para correções das alterações biomecânicas do corpo. Sua área de aplicação é extensa, pois sendo um sistema aberto, é possível analisar os movimentos, quantificar a amplitude articular e determinar a eficácia da aplicação de determinada técnica através da comparação entre o antes e depois. Trata-se de uma ferramenta para o diagnóstico preventivo de alterações posturais e déficits biomecânicos, podendo ser utilizado na recomendação de ajustes ergonômicos no ciclismo.

Um estudo realizado por Carpes *et al* (2006), avaliou através da cinemática, alterações no comportamento angular dos membros inferiores de oito ciclistas. Para a análise cinemática

dos ângulos do quadril, joelho e tornozelo foram colocados marcadores reflexivos (CARPES et al., 2006). Na articulação do joelho, em nenhum dos casos foi realizada a extensão máxima durante o ciclo da pedalada, característica que está ligada à capacidade de produção de força em função do ângulo de inserção muscular e minimização da compressão patelar (BURKE; PRUITT, 2003). No presente estudo, a angulação do joelho em P1 e P2 apresentou o mesmo comportamento, no entanto, somente em P1 essa característica foi estatisticamente significativa.

Neste mesmo estudo, realizado no Rio Grande do Sul, os autores observaram alterações significativas na articulação do tornozelo ao longo do ciclo da pedalada. Eles sugeriram que esta característica poderia ser um dos fatores que explicou as diferenças encontradas na aplicação de força nos pedais, principalmente na fase propulsiva da pedalada. Assim, os ciclistas poderiam otimizar seu desempenho usando estratégias de movimentação do tornozelo, por esta ser a articulação com maior grau de movimento articular em relação às outras do membro inferior durante a pedalada (AMOROSO; SANDERSON; HENNING, 1993; CARPES et al., 2006).

Carpes *et al.*, indicaram que na articulação do tornozelo, o comportamento diferenciado entre os ciclistas, demonstrou que mesmo atletas de nível competitivo, possuem estratégias musculares diferenciadas, as quais podem implicar em diferenças na sua técnica de pedalada, principalmente a aplicação de força nos pedais (CARPES et al., 2006).

Uma vez que diversas metodologias têm sido sugeridas, mas não aplicadas regularmente, o objetivo do estudo de Kleinpaul *et al.* (2012) foi analisar os efeitos de diferentes ajustes do selim sobre o comportamento angular da coluna lombar utilizando ferramentas de cinemática bidimensional (KLEINPAUL et al., 2012). Foram avaliados oito ciclistas com dados antropométricos médios semelhantes ao deste estudo ($27,63 \pm 6,1$ anos, $73,81 \pm 6,8$ Kg e $1,77 \pm 0,05$ m). A coluna lombar foi analisada em segmentos a partir do posicionamento de marcadores adesivos, colocados nos pontos de referência anatômica. A avaliação cinemática foi realizada no posicionamento usual do selim, ou seja, que correspondeu ao ajuste voluntário feito pelo ciclista, e a posição do selim que foi ajustada de acordo com parâmetros biomecânicos. Neste estudo realizado em Florianópolis, também foram encontrados erros no posicionamento, no entanto, o posicionamento do selim recomendado foi aumentado ao invés de diminuído, acarretando assim no aumento da flexão da coluna lombar. Os autores concluíram que esta alteração não apresentou efeitos significantes sobre a cinemática da coluna lombar, mas foram encontradas diferenças

significativas em relação a inclinação e rotação da coluna, evidenciando assim a importância da utilização do ajuste correto do selim (KLEINPAUL et al., 2012).

CONCLUSÃO

O objetivo geral desta pesquisa foi verificar o impacto das adequações ergonômicas no sistema homem-bicicleta na dor lombar de ciclistas com o suporte da eletromiografia. Os ajustes ergonômicos se mostraram adequados para impactar positivamente no quadro algico, mostrando que após as recomendações ergonômicas, os atletas diminuíram os relatos de dor lombar. Os relatos de dor lombar na EVA pré-ajustes tiveram uma média de $4,77 \pm 1,61$, e após os ajustes foram encontradas diferenças significativas, tanto trinta dias após os ajustes ($0,97 \pm 0,89$; $p=0,000$) como cinco meses após, período em que os atletas já estavam adaptados à nova regulagem, onde os relatos de dor apresentaram-se em níveis ainda mais baixos ($0,14 \pm 0,36$; $p=0,023$).

Na avaliação antropométrica dos 35 ciclistas, verificou-se que nesta modalidade estes eram jovens uma vez que a idade média foi de 26 anos ($\pm 4,97$ anos), altos ($1,79 \pm 0,05$ m) e magros (massa corporal média de $75,03 \pm 6,43$ kg, e IMC $23,48 \pm 2,22$ kg/m²). O percentual de gordura foi de $10,90 \pm 4,03\%$.

Em relação aos protocolos analisados, comparando-se com a regulagem de referência, aquela em que o ciclista chegava, verificou-se através da eletromiografia que o P1 apresentou diferenças significativas quanto ao recrutamento muscular para nos músculos da região lombar ($p=0,006$), membros inferiores posteriores ($p=0,003$) e região abdominal ($p=0,002$), enquanto que para o P2 esta diferença foi observada apenas na região abdominal ($p=0,009$). Entre os protocolos não foram encontradas diferenças significativas. A partir destes resultados, pode-se dizer que a regulagem impactou positivamente na eficiência do atleta, uma vez que gerou menor recrutamento muscular para a realização do mesmo trabalho, e assim foi possível verificar o impacto direto das adequações ergonômicas propostas e que o protocolo P1 poderia ter sido prescrito para todos os atletas analisados.

Foi possível identificar com a avaliação eletromiográfica, para cada região avaliada, os músculos com a maior solicitação durante o movimento da pedalada: o quadrado lombar em ambos os protocolos, o vasto lateral no P1 e o reto femoral no P2. Foram identificados também os músculos com as menores solicitações: eretor lombar, vasto lateral e isquiotibiais. Com esta informação, os treinamentos podem focar o fortalecimento desta musculatura de maneira específica, buscando um efeito protetor ao se evitar sobrecargas.

A avaliação cinemática, realizada pela biofotogrametria, determinou claramente as mudanças na geometria do movimento da pedalada, e quantificou a angulação média em cada

uma das articulações analisadas em dois pontos da pedalada: PMS, ponto motor superior, e PMI, ponto motor inferior. O posicionamento de referência apresentou os maiores ângulos médios nos dois momentos da pedalada em cada articulação: ângulo do quadril no PMS 56,37° e PMI 97,21°; ângulo do joelho no PMS 85,56° e PMI 147,03°; ângulo do tornozelo no PMS 99,22° e PMI 118,64°. O P1 apresentou os menores ângulos no PMI, e as angulações médias foram: ângulo do quadril no PMS 55,56° e PMI 96,17°; ângulo do joelho no PMS 79,12° e PMI 143,02°; ângulo do tornozelo no PMS 97,22° e PMI 117,03°. Além disso as adequações apresentaram diferenças significativas para o ângulo da articulação do joelho para o P1 ($p=0,003$) no PMS e PMI ($p= 0,012$). Estes achados podem explicar porque o P1 demonstrou-se superior nas análises eletromiográficas, uma vez que exigiu menores extensões em todas as articulações analisadas. E por fim em P2, foram encontrados os menores ângulos no PMS, em que as angulações médias avaliadas foram: ângulo do quadril no PMS 54,57° e PMI 97,69°; ângulo do joelho no PMS 78,62° e PMI 147,45°; ângulo do tornozelo no PMS 96,86° e PMI 117,24°.

A metodologia adotada neste estudo envolvendo a eletromiografia e a biofotogrametria mostrou três pontos relevantes: (1) a realização da quantificação da geometria de movimentos foi insuficiente, sozinha, para sustentar a opção entre um dos protocolos; (2) a eletromiografia dinâmica foi fundamental na identificação do recrutamento muscular para cada um dos protocolos e, portanto, essencial na sustentação das recomendações ergonômicas que resultaram em redução significativa do quadro algico lombar; (3) a associação entre os registros de cinemática e eletromiografia tornam mais fortes conclusões sobre movimentos complexos, tanto do ponto de vista ergonômico quanto do ponto de vista de prescrições para melhoria do desempenho muscular.

A hipótese inicial do estudo era que a interação entre as características antropométricas do usuário e o ajuste ergonômico adequado ao equipamento seriam capazes de diminuir sobrecargas musculoesqueléticas sobre a região lombar em ciclistas, possíveis de serem observadas através dos sinais eletromiográficos, o que foi confirmado não somente através da análise eletromiográfica como também pelos relatos quanto a diminuição das queixas dolorosas.

Este estudo pode ser utilizado por atletas e técnicos que atuam na modalidade do ciclismo, uma vez que fornece as informações quanto ao melhor ajuste no sistema homem-bicicleta para evitar o risco biomecânico capaz de gerar lesões. Este aspecto ganha relevância com o fato do Brasil sediar a próxima olimpíada e o país estar vivenciando um apoio para o desenvolvimento de várias modalidades esportivas, entre elas o ciclismo.

Para os participantes da pesquisa, contribuiu-se com uma melhora na qualidade de vida advinda da redução da dor lombar.

Para estudos futuros, sugere-se que sejam avaliados a musculatura requisitada no movimento da pedalada bilateralmente, a fim de verificar se existem diferenças entre o recrutamento das musculaturas avaliadas; podem ser realizados também trabalhos comparando o recrutamento muscular entre bicicletas de *mountain-bike*, estrada e de contra-relógio, a fim de identificar como a musculatura se comporta em cada uma das bicicletas utilizadas no ciclismo.

REFERÊNCIAS

- ADAMS, M. A.; BURTON, K. The biomechanics of back pain. **Elsevier health sciences**, 2006.
- AKUTHOTA, V. ET AL. Core stability exercise principles. **Current sports medicine reports**, v. 7, n. 1, p. 39-44, 2008.
- ALENCAR, T. A. M. D. ET AL. Revisão etiológica da lombalgia em ciclistas. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 33, n. 2, 2011.
- ALENCAR, T. D.; MATIAS, K. F. D. S. Bike fit e sua importância no ciclismo. **Revista Movimenta**, v. 2, n.2, p. 59-64, 2009.
- AMOROSO, A.; SANDERSON, D.; HENNING, E. Kinematic and kinetic changes in cycling resulting from fatigue. Proceedings of 14th international congress of biomechanics. Paris, 1993. P.94-5.
- ASPLUND, C.; PIERRE, P. S. Knee pain and bicycling. **The Physician and Sports Medicine**, v. 32, n. 4, p. 1-12, 2004.
- ASPLUND, C.; WEBB, C.; BARKDULL, T. Neck and back pain in bicycling. **Current Sports Medicine Reports**, v. 4, n. 5, p. 271-274, 2005.
- BARBETTA, P. A. **Estatística aplicada às ciências sociais**. Ed. UFSC, 2008.
- BERGMARK, A. Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering. **Acta orthopaedica**, v. 60, n. S230, p. 1-54, 1989.
- BERTUCCI, W.; GRAPPE, F. **Biomécanique du pédalage**. De boeck université, 2009. 195-208

BIGLAND-RITCHIE, B.; DONOVAN, E.; ROUSSOS, C. Conduction velocity and emg power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. **Journal of Applied Physiology**, v. 51, n. 5, p. 1300-1305, 1981.

BINI, R. R.; CARPES, F. P.; DIEFENTHAELER, F. Efeitos da posição dos joelhos no plano frontal sobre as forças aplicadas no ciclismo: estudo preliminar. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 11 (2), p. 142-150, 2009.

BOTELHO, A. L. ET AL. Avaliação eletromiográfica de assimetria dos músculos mastigatórios em sujeitos com oclusão normal. **Revista da faculdade de odontologia-upf**, v. 13, n. 3, 2010.

BOUCHÉ, R.; VINCENT, P.; SULLIVAN, K. Bike fit evaluation: can it help diagnose and prevent cycling injuries. **Podiatry today**, v. 19, n. 12, p. 28-34, 2006.

BRIGANÓ, J. U.; MACEDO, C. D. S. G. Análise da mobilidade lombar e influência da terapia manual e cinesioterapia na lombalgia. **Semina: ciências biológicas e da saúde**, v. 26, n. 2, p. 75-82, 2005.

BRISTOT, C.; CANDOTTI, C.; FURLANETO, T. A influencia da prática do ballet clássico sobre a postura estática de bailarinas. **Revista Brasileira de Educação física, Esporte, Lazer e Dança**, v. 4, p. 34-45, 2009.

BURDEN, A.; BARTLETT, R. Normalisation of emg amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. **Medical Engineering & Physics**, v. 21, n. 4, p. 247-257, 1999.

BURKE, E. R. Proper fit of the bicycle. **Clinics in Sports Medicine**, v. 13, n. 1, p. 1, 1994.

BURKE, E. R.; PRUITT, A. Body positioning for cycling. **High tech cycling. Champaign, il.: Humans kinetics**, p. 69-92, 2003.

BURNETT, A. F. ET AL. Spinal kinematics and trunk muscle activity in cyclists: a comparison between healthy controls and non-specific chronic low back pain subjects—a pilot investigation. **Manual Therapy**, v. 9, n. 4, p. 211-219, 2004.

BYRNE, K.; DOODY, C.; HURLEY, D. A. Exercise therapy for low back pain: a small-scale exploratory survey of current physiotherapy practice in the republic of ireland acute hospital setting. **Manual Therapy**, v. 11, n. 4, p. 272-278, 2006.

CALLAGHAN, J. P.; PATLA, A. E.; MCGILL, S. M. Low back three-dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking. **Clinical Biomechanics**, v. 14, n. 3, p. 203-216, 1999.

CALLAGHAN, M. J. Lower body problems and injury in cycling. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 9, n. 3, p. 226-236, 2005.

CANAVAN, P. K.; ARAÚJO, M. A. Q. B.; GONÇALVES, J. D. P. **Reabilitação em medicina esportiva: um guia abrangente**. 2001. Isbn 8520410510.

CANDOTTI, C. T.; SOARES, V. R.; NOLL, M. A influência da postura sobre as capacidades motoras: agilidade, força e velocidade. **Revista Brasileira Ciência e Movimento**, v. 18, p. 11-18, 2010.

CARMO, J. D. ET AL. Instrumentação para aquisição e avaliação das forças exercidas nos pedais por ciclistas; **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 2, n. 3, p. 31-37, 2001.

CARPENTER, D. ET AL. Low back strength comparison of elite female collegiate athletes. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 26, n. 5, p. S113, 1994.

CARPES, F. ET AL. Características cinemáticas da pedalada em ciclistas competitivos de diferentes modalidades. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 6, n. 1, p. 7-14, 2006.

CHOK, B. ET AL. Endurance training of the trunk extensor muscles in people with subacute low back pain. **Physical Therapy**, v. 79, n. 11, p. 1032-1042, 1999.

CLARSEN, B.; KROSSHAUG, T.; BAHR, R. Overuse injuries in professional road cyclists. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 38, n. 12, p. 2494-2501, 2010.

COHEN, G. Cycling injuries. **Canadian family physician**, v. 39, p. 628, 1993.

COMERFORD, M. J.; MOTTRAM, S. L. Movement and stability dysfunction—contemporary developments. **Manual Therapy**, v. 6, n. 1, p. 15-26, 2001.

D'ELIA, J. R. Ciclismo: treinamento, fisiologia e biomecânica. **São paulo: Phorte**, 2009.

DESIPRÉS, M. An electromyographic study of competitive road cycling conditions simulated on a treadmill. **Biomechanics iv**, p. 349-355, 1974.

DEYO, R. A. ET AL. Cost, controversy, crisis: low back pain and the health of the public. **Annual review of public health**, v. 12, n. 1, p. 141-156, 1991.

DIEEN, J. V. ET AL. Trunk extensor endurance and its relationship to electromyogram parameters. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 66, n. 5, p. 388-396, 1993.

DIEFENTHAELER, F. **Avaliação dos efeitos da posição do selim na técnica da pedalada de ciclistas: estudo de casos**. 2004. Universidade Federal do Rio Grande do Sul

DIEFENTHAELER, F. ET AL. Assessment of the effects of saddle position on cyclists' pedaling technique. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 38, n. 5, p. S181, 2006.

DIEFENTHAELER, F.; BINI, R. R.; VAZ, M. A. Análise da técnica de pedalada durante o ciclismo até a exaustão. **Motriz**, v. 18, n. 3, p. 476-486, 2012.

DIEFENTHAELER, F. ET AL. Ativação muscular durante a pedalada em diferentes posições do selim. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 10 (2), p. 161-169, 2008.

DIEFENTHAELER, F.; VAZ, M. A. Aspectos relacionados à fadiga durante o ciclismo: uma abordagem biomecânica. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 14 n.5, set/out, p. 472-476, 2008.

DOREL, S.; COUTURIER, A.; HUG, F. Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 19, n. 1, p. 44-54, 2009.

DUCHÊNE, J.; GOUBEL, F. Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events. **Critical reviews in biomedical engineering**, v. 21, n. 4, p. 313, 1993.

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. Manole, 2000.

ERICSON, M. O. ET AL. Muscular activity during ergometer cycling. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 17, n. 2, p. 53-61, 1984.

FARFAN, H. Muscular mechanism of the lumbar spine and the position of power and efficiency. **The Orthopedic Clinics of North America**, v. 6, n. 1, p. 135, 1975.

GASKELL, L.; ENRIGHT, S.; TYSON, S. The effects of a back rehabilitation programme for patients with chronic low back pain. **Journal of Evaluation in Clinical Practice**, v. 13, n. 5, p. 795-800, 2007.

GIL, A. C. **Como elaborar projetos de pesquisa**. São paulo: atlas, 2002.

GODGES, J. J.; VARNUM, D. R.; SANDERS, K. M. Impairment-based examination and disability management of an elderly woman with sacroiliac region pain. **Physical Therapy**, v. 82, n. 8, p. 812-821, 2002.

GONÇALVES, M.; BARBOSA, F. S. S. Análise dos parâmetros de força e resistência dos músculos eretores da espinha lombar durante a realização de exercício isométrico em diferentes níveis de esforço. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 11, n.2, mar/abr, p. 109-114, 2005.

GOULDIII, J. A. **Fisioterapia na ortopedia e na Medicina do Esporte**. 2. Manole, 1993.

GREGOR, R. IN: (ED.). **A ciência do exercício e dos esportes**. Porto alegre: Artmed, 2003. P.547-571.

GREGOR, R.; CONCONI, F.; BROKER, J. Biomechanics of road cycling. **Road cycling. Oxford, united kingdom: blackwell sciences ltd**, p. 18-39, 2000.

GREGOR, R. J.; BROKER, J. P.; RYAN, M. M. The biomechanics of cycling. **Exercise and sport sciences reviews**, v. 19, n. 1, p. 127-170, 1991.

HERMENS, H. J. ET AL. Development of recommendations for semg sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 361-374, 2000.

HERMENS, H. J. ET AL. **European recommendations for surface electromyography**. Roessingh research and development the netherlands, 1999.

HINAULT, B.; GENZLING, C. **Ciclismo de estrada**. Lisboa: Editora Presença, 1988.

HOLMES, J.; PRUITT, A.; WHALEN, N. Lower extremity overuse in bicycling. **Clinics in Sports Medicine**, v. 13, n. 1, p. 187, 1994.

HOUTZ, S.; FISCHER, F. J. An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, v. 41, n. 1, p. 123-131, 1959.

HULL, M.; JORGE, M. A method for biomechanical analysis of bicycle pedalling. **Journal of Biomechanics**, v. 18, n. 9, p. 631-644, 1985.

IMAMURA, S. T.; KAZIYAMA, H. H. S.; IMAMURA, M. Lombalgia; lumbalgia. **Rev. Med.(são paulo)**, v. 80, n. Ed. Esp., pt. 2, p. 375-390, 2001.

JACKSON, A. S.; POLLOCK, M. L. Generalized equations for predicting body density of men. **British journal of Nutrition**, v. 40, n. 03, p. 497-504, 1978.

JORGE, M.; HULL, M. Analysis of emg measurements during bicycle pedalling. **Journal of Biomechanics**, v. 19, n. 9, p. 683-694, 1986.

KANKAANPÄÄ, M.; TAIMELA, S.; AIRAKSINEN, O. Reference change limits of the paraspinal spectral emg in evaluation of low back pain rehabilitation. **Pathophysiology**, v. 5, n. 3, p. 217-224, 1998.

KENDALL, F. P. ET AL. **Músculos provas e funções com postura e dor**. Barueri- sp: manole, 2007.

KLEINPAUL, J. F. ET AL. Aspectos determinantes do posicionamento corporal no ciclismo: uma revisão sistemática. **Revista motriz**, v. 16, n. 4, p. 1013-1023, out/dez 2010.

KLEINPAUL, J. F. ET AL. Efeito da altura do selim na cinemática da dor lombar de ciclistas. **Revista Motriz**, v. 18 n.4 out/dez, p. 783-794, 2012.

KONRAD, P. **THE ABC OF EMG. A practical introduction to kinesiological electromyography**, v. 1, 2005.

KRONISCH, R. L. How to fit a mountain bike. **The Physician and Sportsmedicine**, v. 26, n. 3, p. 71, 1998a.

_____. Mountain biking injuries: fitting treatment to the causes. **The Physician and Sportsmedicine**, v. 26, n. 3, p. 64, 1998b.

LEFEVER-BUTTON, S. Cycling. **Shamus e, shamus j. Sports injury-prevention & rehabilitation. 1st ed. Mcgraw-hill**, p. 459-83, 2001.

LI, L.; CALDWELL, G. E. Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture. **Journal of Applied Physiology**, v. 85, n. 3, p. 927-934, 1998.

LUCA, C. J. D. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, p. 135-163, 1997.

MACEDO, C. D. S. G.; SASSAKI, A. T.; CERANTO, C. P. Influência da fisioterapia na dor e depressão de indivíduos com lombalgia; influence of physiotherapy in the pain and depressive problems in individuals with low back pain. **Reabilitar**, v. 7, n. 28, p. 22-27, 2005.

MACEDO, R. M. B. D. ET AL. Análise cinemática 2d da postura ortostática de ciclistas lombálgicos. **Revista Uniandrade**, v. 14, n. 1, p. 07-23, 2013.

MANNION, A. F.; DOLAN, P. Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. **Spine**, v. 19, n. 11, p. 1223-1229, 1994.

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. Instrumentação em eletromiografia. **Laboratório de biofísica, escola de educação física e esporte. São paulo: universidade de são paulo**, 2006.

MAROCO, J. **Statistical analysis with spss application**. Lisboa: 2007.

MARTINS, E. D. A. ET AL. Avaliação do posicionamento corporal no ciclismo competitivo e recreacional. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 9, n. 2, p. 183-188, 2007.

MARTINS, R. F.; SILVA, J. L. P. Algas posturais na gestação: prevalência, aspectos biomecânicos e tratamento; postural pain in pregnancy: prevalence, biomechanical aspects and treatment. **Femina**, v. 31, n. 2, p. 163-167, 2003.

MELLION, M. B. Neck and back pain in bicycling. **Clinics in sports medicine**, v. 13, n. 1, p. 137, 1994.

MESTDAGH, K. D. V. Personal perspective in search of an optimum cycling posture. **Applied ergonomics**, v. 29, n. 5, p. 325-334, 1998.

MORITANI, T.; MURO, M.; NAGATA, A. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. **Journal of Applied Physiology**, v. 60, n. 4, p. 1179-1185, 1986.

NETO, P. L. D. O. C. Estatística, são paulo. **Sp, edgard blücher**, 1977.

NORDEEN-SNYDER, K. S. The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. **Medicine and Science in Sports**, v. 9, n. 2, p. 113-117, 1976.

NORDIN, M.; ALEXANDRE, N. M. C.; CAMPELLO, M. Measures for low back pain: a proposal for clinical use. **Revista latino-americana de enfermagem**, v. 11, n. 2, p. 152-155, 2003.

NORRIS, H. The action of sedatives on brain stem oculomotor systems in man. **Neuropharmacology**, v. 10, n. 2, p. 181-191, 1971.

PANJABI, M. M. The stabilizing system of the spine. Part i. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. **Journal of spinal disorders & techniques**, v. 5, n. 4, p. 383-389, 1992.

Pequini, s. M. **A evolução tecnológica da bicicleta e suas implicações ergonômicas para a máquina humana: problemas na coluna vertebral x bicicletas dos tipos " speed" e " mountain bike."**. Dissertação de mestrado. Faculdade de Arquitetura e Urbanismo da Universidade de São Paulo, 2000.

POLITO, M.; NETO, G. M.; LIRA, V. Componentes da aptidão física e sua influência sobre a prevalência de lombalgia. **Revista Brasileira Ciência e Movimento**, v. 11, p. 35-40, 2003.

PREIS, C. ET AL. Core exercises in cyclists and triathletes. **Physical Therapy in Sport**, v. 13, n. 3, p. E5-e6, 2012.

PRENTICE, W. E. **Fisioterapia na prática esportiva: uma abordagem baseada em competências**. Porto alegre: 2012.

RICIERI, D. D. V. **Biofotogrametria - a ciência e seus segredos** Curitiba: Inspirar, 2005. 90

_____. **Princípios processuais da biofotogrametria e sua adaptação para medidas em estudos sobre movimentos respiratórios toracoabdominais**. Tese de Doutorado. Universidade Federal do Paraná. 2012.

RIGLER, I.; PODNAR, S. Impact of electromyographic findings on choice of treatment and outcome¹. **European Journal of Neurology**, v. 14, n. 7, p. 783-787, 2007.

ROBERTSON, D. G. E. Research methods in biomechanics. **Human Kinetics**, 2004.

ROY, S. H.; LUCA, C. J. D.; CASAVANT, D. A. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. **Spine**, v. 14, n. 9, p. 992-1001, 1989.

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**, v. 33, n. 6, p. 398-400, 1999.

SANNER, W.; O'HALLORAN, W. The biomechanics, etiology, and treatment of cycling injuries. **Journal of the American Pediatric Medical Association**, v. 90, n. 7, p. 354-376, 2000.

SAÚDE, O. M. D. **Classificação internacional de funcionalidade, incapacidade e saúde**: Ed. Usp São Paulo, 2003.

SCHWELLNUS, M. P.; DERMAN, E. Cpd: common injuries in cycling: prevention, diagnosis and management. **South African Family Practice**, v. 47, n. 7, 2005.

SHCON, R. P.; MOSKOWITZ, R. W.; GOLDBERG, V. M. **Dor reumática dos tecidos moles**. Rio de janeiro: revinter, 1989.

SIRI, W. E. Body composition from fluid spaces and density: analysis of methods. **Techniques for measuring body composition**, v. 61, p. 223-44, 1961.

SRINIVASAN, J.; BALASUBRAMANIAN, V. Low back pain and muscle fatigue due to road cycling—an semg study. **Journal of bodywork and movement therapies**, v. 11, n. 3, p. 260-266, 2007.

TAKALA, E.-P.; VIIKARI-JUNTURA, E. Do. Functional tests predict low back pain? **Spine**, v. 25, n. 16, p. 2126-2132, 2000.

TIMMER, C. A. W. Cycling biomechanics: a literature review. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 14, n. 3, p. 106-113, 1991.

TOO, D. Biomechanics of cycling and factors affecting performance. **Sports medicine**, v. 10, n. 5, p. 286-302, 1990.

TRITSCHLER, K. A. **Medida e avaliação em educação física e esportes**. Barueri: manole, 2003.

TSCHAENER, V. Time-frequency and principal component methods for the analysis of emgs recorded during a mildly fatiguing exercise on a cycle ergometer. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 2, p. 479-492, 2002.

TSUJI, T. ET AL. Epidemiology of low back pain in the elderly: correlation with lumbar lordosis. **Journal of Orthopaedic Science**, v. 6, n. 4, p. 307-311, 2001.

ULBRICHT, L. **Fatores de risco associados à incidência de dor entre ordenhadores em santa catarina**. Tese de Doutorado. Universidade federal de Santa Catarina, 2003.

USABIAGA, J. ET AL. Adaptation of the lumbar spine to different positions in bicycle racing. **Spine**, v. 22, n. 17, p. 1965-1969, 1997.

VERDERI, E. **Programa de educação postural**. São paulo: phorte editora, 2001.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement.** Wiley. Com, 2009.

XIANG, Z. ET AL. Optimal design of bicycle frame parameters considering biomechanics. **Chinese journal of mechanical engineering**, V. 24, P. 1-5, 2011.

ZAJAC, F. E.; NEPTUNE, R. R.; KAUTZ, S. A. Biomechanics and muscle coordination of human walking: part i: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. **Gait & posture**, V. 16, N. 3, P. 215-232, 2002.

APÊNDICES
APÊNDICE A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

Título da pesquisa: ERGONOMIA APLICADA NA REDUÇÃO DA DOR LOMBAR EM CICLISTAS COM O SUPORTE DA ELETROMIOGRAFIA

Pesquisador(es), com endereços e telefones: Leandra Ulbricht; Laboratório de Ergonomia e Qualidade de Vida (LAERG) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Avenida Sete de Setembro, 3165 - Rebouças, Curitiba – PR, Tel (41)33104545
Regina Moreira Borges de Macedo; Laboratório de Ergonomia e Qualidade de Vida (LAERG) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Avenida Sete de Setembro, 3165 - Rebouças, Curitiba – PR, Tel (41)33104545

Engenheiro ou médico ou orientador ou outro profissional responsável: Leandra Ulbricht
Local de realização da pesquisa: Laboratório de Ergonomia e Qualidade de Vida da Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Endereço, telefone do local: Avenida Sete de Setembro, 3165 - Rebouças, Curitiba – PR, Tel (41)33104545

A) INFORMAÇÕES AO PARTICIPANTE

1. Apresentação da pesquisa.

Este é um estudo com ciclistas profissionais, no qual pretendemos realizar avaliações eletromiográficas e ergonômicas a fim de esclarecer mais sobre o posicionamento ideal na bicicleta e auxiliar no desempenho dos atletas, visando o alívio da dor lombar que acomete frequentemente os ciclistas.

2. Objetivos da pesquisa.

Os objetivos da pesquisa é verificar o impacto das adequações ergonômicas no sistema homem-bicicleta na dor lombar de ciclistas com o suporte da eletromiografia, que é uma técnica de monitoramento da atividade muscular, através de sinais elétricos captados por eletrodos que são colocados na pele. Além disso, serão realizadas uma análise postural por biofotogrametria (análise postural através de fotografia digital), e análise ergonômica da bicicleta (ajustes da altura do selim), para prevenção de dor lombar em ciclistas.

3. Participação na pesquisa.

Você está sendo convidado para participar desta pesquisa, que consiste em alguns passos para sua completa realização. Todos os procedimentos serão realizados de forma individual, e na sala de avaliação somente estarão presentes você e os pesquisadores. Inicialmente você responderá um questionário que consta de dados pessoais (nome, idade, telefone para contato), após esta etapa inicial, poderá se trocar em um ambiente reservado, colocando o traje adequado para iniciarmos a avaliação (shorts de ciclismo), e em seguida iremos realizar mensuração do seu peso, sua altura; composição corporal (dobras cutâneas) através de um adipômetro, que é um equipamento que auxilia na estimativa de sua taxa de gordura corporal, isto é, quanto de gordura você tem em cada região avaliada. Após realizada esta etapa, iremos fazer a avaliação através da biofotogrametria (imagem digital através de marcadores – meia esferas de isopor brancas- pelo corpo) em três alturas de selim. Os marcadores serão colocados em algumas partes do corpo, como por exemplo, na lateral da coxa e no tornozelo. Coletadas as imagens, você irá responder um questionário sobre Dor,

classificando a dor/desconforto que sente quando realiza treinos/competições na bicicleta e você deverá marcar com um "x" no número correspondente, que descreva melhor as características de sua dor. Após responder o questionário, iremos realizar a primeira avaliação eletromiográfica, para isso, realizaremos uma raspagem de pelos do local a ser avaliado, abrasão da pele com lixa fina e limpeza da pele com álcool; serão colocados eletrodos de superfície descartáveis (não invasivo, é autoadesivo) em alguns músculos da região. Você ficará posicionado sobre a sua bicicleta de treino/competição, e realizar algumas pedaladas para captação da atividade muscular; depois será realizada a avaliação ergonômica, que consistirá em adequar para o seu uso a altura do selim, assim, realizaremos os ajustes necessários para adaptar a postura ideal. Após passar por estas adaptações, repetiremos a avaliação eletromiográfica, para ver se existiram diferenças no sinal eletromiográfico após os ajustes na bicicleta. Por fim, você responderá novamente ao questionário de dor. A avaliação terá duração de aproximadamente 2 horas e será realizada toda no mesmo dia, conforme a sua disponibilidade.

4. Confidencialidade.

Estou ciente de que minha privacidade será respeitada, ou seja, meu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possa, de qualquer forma, me identificar, será mantido em sigilo.

5. Desconfortos, Riscos e Benefícios.

5a) Desconfortos e ou Riscos: posso sentir desconforto, como por exemplo cansaço, câimbras, devido ao tempo prolongado em pé para realizar as avaliações, fui informado que devo avisar caso isso ocorra, para que a avaliação seja interrompida. Os métodos realizados para a avaliação não apresentam riscos para o participante, visto que não são métodos invasivos.

5b) Benefícios: Espera-se adequar a bicicleta ao ciclista (você), visando assim, a diminuição de impactos biomecânicos sobre a sua postura e articulações, levando assim a um maior conforto na prática da atividade física, após realizadas as avaliações propostas neste estudo. Assim, você sairá das avaliações já com as orientações relativas ao melhor posicionamento na bicicleta assim como os devidos ajustes realizados em seu equipamento de treino.

6. Critérios de inclusão e exclusão.

6a) Inclusão: Ciclistas, entre 18 a 35 anos, de ambos os sexos, com pelo menos 1 ano de prática, e que estejam participando de eventos competitivos, e apresentem queixa de desconforto lombar de pelo menos 1 ano de duração.

6b) Exclusão: Ciclistas que já tenham realizado cirurgia de coluna, que estejam realizando tratamento farmacológico ou fisioterapêutico atualmente, que possuam próteses ou órteses, e que tenham algum membro amputado.

7. Direito de sair da pesquisa e a esclarecimentos durante o processo.

Fui informado de que posso me recusar a participar do estudo, ou retirar meu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar, e de, por desejar sair da pesquisa, não sofrerei qualquer prejuízo à assistência que venho recebendo. É assegurada a assistência durante toda pesquisa, bem como me é garantido o livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo e suas conseqüências, enfim, tudo o que eu queira saber antes, durante e depois da minha participação.

8. Ressarcimento ou indenização.

Este estudo é de participação voluntária, não existindo pagamento pela participação neste, assim como ressarcimento de gastos com transporte e alimentação para o desenvolvimento das avaliações.

B) CONSENTIMENTO

Eu declaro ter conhecimento das informações contidas neste documento e ter recebido respostas claras às minhas questões a propósito da minha participação direta (ou indireta) na pesquisa e, adicionalmente, declaro ter compreendido o objetivo, a natureza, os riscos e benefícios deste estudo. Minha participação é de forma voluntária e não receberei auxílio para participar deste estudo.

Após reflexão e um tempo razoável, eu decidi, livre e voluntariamente, participar deste estudo. Estou consciente que posso deixar o projeto a qualquer momento, sem nenhum prejuízo.

Nome

completo: _____

RG: _____ Data de Nascimento: ___/___/_____

Telefone: _____

Endereço: _____

_____ CEP: _____ Cidade: _____ Estado: _____

Assinatura:

Data: ___/___/_____

Eu declaro ter apresentado o estudo, explicado seus objetivos, natureza, riscos e benefícios e ter respondido da melhor forma possível às questões formuladas.

Assinatura

pesquisador: Data:

(ou seu representante)

Nome

completo: _____

Para todas as questões relativas ao estudo ou para se retirar do mesmo, poderão se comunicar com Regina Moreira Borges de Macedo, via e-mail: re.mbmacedo@gmail.com

Endereço do Comitê de Ética em Pesquisa para recurso ou reclamações do sujeito pesquisado: Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (CEP/UTFPR)

REITORIA: Av. Sete de Setembro, 3165, Rebouças, CEP 80230-901, Curitiba-PR, telefone: 3310-4943, e-mail: coep@utfpr.edu.br