



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE DESPORTOS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

JULIO FRANCISCO KLEINPAUL

**EFEITO DE DIFERENTES AJUSTES DO SELIM SOBRE O
CONFORTO E A CINEMÁTICA ANGULAR DA COLUNA
LOMBAR DE CICLISTAS**

Dissertação de Mestrado

**Florianópolis – SC
2010**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE DESPORTOS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

Julio Francisco Kleinpaul

**EFEITO DE DIFERENTES AJUSTES DO SELIM SOBRE O
CONFORTO E A CINEMÁTICA ANGULAR DA COLUNA
LOMBAR DE CICLISTAS**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito para a obtenção do título de mestre em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Antônio Renato Pereira Moro
Co-Orientador: Prof. Dr. Felipe Pivetta Carpes

**Florianópolis - SC
2010**

Catálogo na fonte pela Biblioteca Universitária da
Universidade Federal de Santa Catarina

- K64e Kleinpaul, Julio Francisco
Efeito de diferentes ajustes do selim sobre o conforto e a cinemática angular da coluna lombar de ciclistas [dissertação] / Julio Francisco Kleinpaul ; orientador, Antônio Renato Pereira Moro. - Florianópolis, SC, 2010. 114 p.: il., grafs., tabs., +; estudo piloto e anexos
- Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Desportos. Programa de Pós-Graduação em Educação Física.
- Inclui referências e apêndice
1. Educação física. 2. Ciclismo. 3. Coluna lombar. 4. Ergonomia. 5. Cinemática. I. Moro, Antônio Renato Pereira. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. III. Título.

JULIO FRANCISCO KLEINPAUL

**EFEITO DE DIFERENTES AJUSTES DO SELIM SOBRE O
CONFORTO E A CINEMÁTICA ANGULAR DA COLUNA
LOMBAR DE CICLISTAS**

Dissertação de mestrado apresentada ao
Programa de Pós-Graduação em Educação
Física da Universidade Federal de Santa
Catarina como requisito para a obtenção do
título de mestre em Educação Física.

Florianópolis, 24 de fevereiro de 2010.

MESTRE EM EDUCAÇÃO FÍSICA

Área de concentração: Cineantropometria e Desempenho Humano



Prof. Dr. Luiz Guilherme Antonacci Guglielmo
Coordenador de Pós-Graduação em Educação Física

BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. Antônio Renato Pereira Moro – UFSC (Presidente/Orientador)



Prof. Dr. Carlos Bolli Mota – UFSM (Titular)



Prof^a. Dr^a. Saray Giovana dos Santos – UFSC (Titular)

AGRADECIMENTOS

Ao final de um trabalho cabe mencionar aquelas pessoas que ao longo do processo tornaram, com suas palavras e atos, mais agradável a tarefa

A minha **Família, Armando, Ingride, Janes, Isa, Joel e Jéssica**, fonte de sustentação de minhas metas.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Antônio Renato Pereira Moro**, pela orientação técnica e pela oportunidade de crescimento profissional por meio do aprimoramento do conhecimento.

Ao meu co-orientador, **Prof. Dr. Felipe Pivetta Carpes**, por sempre confiar em minha capacidade como pesquisador e que, desde a graduação, em muito colaborou com suas sugestões e incentivos. Pelo exemplo de profissionalismo e paixão pela pesquisa.

A minha namorada, **Luana Mann**, pela leitura do texto, pela ajuda nas coletas e por estar ao meu lado em todos os momentos. Pelo amor, companheirismo e compreensão. Por ser para mim um exemplo de profissionalismo e dedicação naquilo que faz.

Aos membros da banca examinadora, **Prof. Dr. Antônio Renato Pereira Moro, Prof^a. Dr^a. Saray Giovana dos Santos, Prof. Dr. Carlos Bolli Mota**, pela leitura cuidadosa e sugestões pertinentes que contribuíram para o estudo e enriqueceram esta dissertação de mestrado.

Aos colegas do **BIOMECC** da UFSC, **Juliano, Dani, Tati, Luana, Diogo, Adri** e **Rosi**, obrigado pelo apoio e coleguismo.

Aos **Ciclistas** que formaram o grupo avaliado, obrigado, sem a colaboração de vocês a realização deste estudo não seria possível.

Ao **Grupo** que colaborou de alguma forma com as coletas, especialmente **Diogo, Luana e Adri Pacheco**, muito obrigado.

Aos **Professores e Colegas** do mestrado, foi um prazer conviver e trocar experiências com vocês.

A todas estas pessoas fica meu sincero agradecimento, vocês tornaram esta dissertação possível.

Agradecimentos por apoio financeiro



UFSC – Universidade Federal de Santa Catarina e Programa de pós-graduação em Educação Física, pelo ensino gratuito.



CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, pela bolsa de estudos concedida a mim durante os últimos 16 meses do curso de Mestrado.



BIOMECA – Laboratório de Biomecânica da UFSC, pelo apoio aos projetos de pesquisa em Biomecânica e pelo apoio técnico na coleta dos dados.

RESUMO

KLEINPAUL, Julio Francisco. **Efeito de diferentes ajustes do selim sobre o conforto e a cinemática angular da coluna lombar de ciclistas**. 2010. 114f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Programa de Pós-graduação em Educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2010.

Introdução: com base no que a literatura tem apresentado, o ajuste errôneo da bicicleta às características antropométricas do ciclista pode causar desconfortos e dores, o que pode ser um fator de risco para lesões, além de aumentar a possibilidade de abandono do esporte. Métodos quantitativos para a avaliação da coluna lombar têm interessado pesquisadores devido a frequência de associação entre desconforto no ciclismo e dor lombar. Em ciclistas recreacionais, os maiores erros no posicionamento são encontrados para a regulagem do selim, fator determinante para a postura da coluna lombar durante o ciclismo. **Objetivo:** analisar os efeitos de diferentes ajustes do selim sobre o conforto e o comportamento angular da coluna lombar. **Métodos:** Participaram deste estudo oito ciclistas recreacionais do sexo masculino (idade: 27 ± 6 anos; massa: $73,8 \pm 6,8$ kg; estatura: $1,77 \pm 0,05$ m). Antes de iniciarem as coletas de dados, os sujeitos foram esclarecidos sobre os objetivos da pesquisa, para então assinarem o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Todas as avaliações foram realizadas nas dependências do Laboratório de Biomecânica do Centro de Desportos da Universidade Federal de Santa Catarina. A avaliação cinemática bidimensional foi feita com o *software* de análise postural (SAPO), sendo utilizadas duas câmeras, que operaram em frequência de 30 Hz. Um ciclossimulador, onde foi apoiada a bicicleta, foi utilizado para garantir um melhor equilíbrio aos ciclistas durante a avaliação. Todos os sujeitos pedalarão em uma bicicleta devidamente ajustada às características corporais de cada sujeito (com exceção da altura selim) para a aquisição de cinco ciclos de pedalada para as duas situações de ajuste do selim (avaliadas randomicamente), a taxa de produção de potência de 150 W, característica do ciclismo recreacional. Foram fixados marcadores reflexivos nas referências anatômicas (processos espinhosos da primeira à quinta vértebra lombar e primeira vértebra sacral, e espinhas ilíacas póstero- e ântero-superiores), que serviram para a determinação dos ângulos avaliados. Para levantar informações acerca do conforto foi aplicado um questionário após as coletas. Para a análise estatística foi aplicado Teste *t* de Student pareado

para comparar o comportamento angular lombar durante o ciclo de pedalada nas duas posições. Os resultados de todas as análises foram considerados significativos quando $p < 0,05$. **Resultados:** em relação ao conforto, tanto geral quanto da coluna lombar, ocorreu diminuição do número de relatos de desconfortos após o ajuste correto da altura do selim. Em relação a amplitude angular dos segmentos lombares, pode-se perceber que na situação de selim ajustado ocorreram os maiores valores médios de flexão, inclinação e rotação, mas tanto na situação desajustada quanto ajustada, os valores fisiológicos não foram ultrapassados. Quanto ao comportamento ao longo do ciclo, pode-se perceber que a flexão teve um comportamento diferenciado, ou seja, ocorreram dois ciclos de flexão-extensão durante um ciclo completo do pé-de-vela (PDV) enquanto ocorreu apenas um ciclo de inclinação lateral ou de rotação neste mesmo período. A flexão apresentou, em média, na posição ajustada, os maiores valores no início e no meio do ciclo, e na posição desajustada, os maiores valores ocorreram no início e no fim do ciclo. Para a inclinação lateral e para a rotação os maiores valores foram encontrados respectivamente no Ponto Morto Inferior (PMI) e no Ponto Morto Superior (PMS), sendo que no PMI ocorreu a máxima inclinação e a máxima rotação para a direita e no PMS a máxima inclinação lateral e a máxima rotação para a esquerda em ambas as situações para todos os segmentos avaliados, demonstrando maior regularidade neste tipo de movimento. **Conclusão:** Por se tratar de um movimento cíclico, as maiores diferenças ocorreram no início, meio e fim do mesmo, confirmando a oposição de fases que ocorre ao longo de um ciclo de PDV. Ocorreu diminuição do relato de desconforto após o ajuste, indicando a importância deste.

Palavras-chave: ciclismo, cinemetria, coluna, ergonomia.

ABSTRACT

Kleinpaul, Julio Francisco. **Effect of different set saddle on comfort and angular kinematics of the lumbar spine of cyclists.** 2010. 114f. Dissertation (Master in Physical Education) - Program of Post-graduate in Physical Education of the Federal University of Santa Catarina, Florianópolis, 2010.

Introduction: Based on what the literature has shown the wrong adjustment of the bicycle to anthropometric characteristics of the rider can cause discomfort and pain, which may be a risk factor for injury, and increase the possibility of abandonment the sport. Quantitative methods for assessment of the lumbar spine have interested researchers because the frequency of association between cycling and discomfort in lower back pain. Recreational cyclists, the biggest errors in positioning are found for the adjustment of the saddle, the determining factor for the posture of the lumbar spine during cycling. **Objective:** To analyze the effects of different settings on saddle comfort and angular lumbar spine. **Methods:** A group of eight male recreational cyclists (age: 27 ± 6 years; mass: 73.8 ± 6.8 kg, height: 1.77 ± 0.05 m). Before commencing data collection, the subjects were informed about the research objectives, and then signed the Consent Form. All evaluations were conducted on the premises of the Biomechanics Laboratory Sports Center of the Federal University of Santa Catarina. The two-dimensional kinematic evaluation was performed using the posture analysis software (SAPO), and used two cameras, operating at a frequency of 30 Hz. A cycle simulator, which was supported the bike was used to ensure a better balance to cyclists during the evaluation. All subjects rode on a bicycle properly adjusted the body characteristics of each subject (except the saddle height) for the purchase of five cycles of cycling for two situations of adjustment of the saddle (randomly found), the rate of power production 150 W, characteristic of recreational cycling. Reflective markers were attached on the anatomical landmarks (spinous process of the first to the fifth lumbar and first sacral vertebrae and anterior-superior and posterior iliac spines), who served for the determination of the angles measured. To gather information about the comfort a questionnaire was administered after the collections. Statistical analysis was applied paired Student's t test for comparing angular back during the cycle ride in the two positions. The results of all tests were considered significant when $p < 0.05$. **Results:** In relation to comfort, both general and lumbar spine, a decrease in the number of reports of discomfort after the correct

adjustment of the height of the saddle. For wide-angle view of the lumbar segments, we can see that the situation occurred saddle set the highest values of bending, tilting and rotating, but inappropriate in the situation as adjusted physiological values were not exceeded. The behavior over the cycle, can be seen that the bending had behaved differently, ie, there were two cycles of flexion-extension during a complete cycle of the foot-candle (PDV) as it occurred only one cycle of inclination lateral or rotation in the same period. Flexion presented on average in adjusted position, the highest values at the beginning and middle of the cycle, and inappropriate position, the highest values occurred at the beginning and end of the cycle. For the tilt and rotation for the highest values were found respectively in the bottom dead center (PMI) and at top dead center (PMS), and the PMI was the maximum tilt to the right and the maximum rotation to the right and the PMS maximum lateral inclination to the left and the maximum rotation to the left in both cases for all segments evaluated, demonstrating greater regularity in this type of movement. **Conclusion:** because it is a cyclical movement, the major differences rushed at the beginning, middle and end of the same, confirming the opposition phase that occurs over a course of PDV. There was reduction in reported discomfort after adjustment, indicating the importance of this.

Keywords: cycling, kinematic, spine, ergonomics.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Avaliação do ângulo do joelho, informação que serviu de base para ajustes no selim.	25
Figura 2 - Avaliação do alinhamento da face anterior da patela com o eixo do pedal, informação que serviu de base para ajustes no selim.	25
Figura 3 - Posicionamento do ciclista sobre a bicicleta. Imagem ilustrativa. Adaptado de Bressel e Larson (2003).	35
Figura 4 - Disposição das câmeras para aquisição das imagens. Imagem ilustrativa. Adaptado de Kleinpaul (2007).	45
Figura 5 - Cálculo das variáveis angulares (L1-L2, L2-L3, L3-L4, L4-L5, L5-S1). Esquema dos ângulos a serem calculados nos três planos (flexão-extensão no plano sagital, inclinação lateral no plano frontal e rotação no plano transversal).	47
Figura 6 – Determinação dos ângulos de flexão-extensão.	47
Figura 7 – Determinação dos ângulos de inclinação lateral.	48
Figura 8 – Determinação dos ângulos de rotação.	48
Figura 9 - Comportamento angular da pelve no plano sagital em função do ciclo do pé-de-vela.	60
Figura 10 - Comportamento angular do segmento lombar quando todas as porções são analisadas em conjunto no plano frontal (posição ajustada), em função do ciclo do pé-de-vela.	60
Figura 11 - Comportamento angular do segmento lombar quando todas as porções são analisadas em conjunto no plano frontal (posição desajustada), em função do ciclo do pé-de-vela.	61
Figura 12 - Comportamento angular do segmento lombar quando todas as porções são analisadas em conjunto no plano sagital (posição ajustada), em função do ciclo do pé-de-vela.	61
Figura 13 - Comportamento angular do segmento lombar quando todas as porções são analisadas em conjunto no plano sagital (posição desajustada), em função do ciclo do pé-de-vela.	62
Figura 14 - Variação da curvatura geométrica do segmento lombar quando todas as porções são analisadas em conjunto no plano transversal (posição ajustada), em função do ciclo do pé-de-vela.	62

Figura 15 - Variação da curvatura geométrica do segmento lombar quando todas as porções são analisadas em conjunto no plano transverso (posição desajustada), em função do ciclo do pé-de-vela.	63
Figura 16 - Amplitude angular no plano sagital na posição ajustada.	64
Figura 17 - Amplitude angular no plano sagital na posição desajustada. .	64
Figura 18 - Amplitude angular no plano frontal na posição ajustada.	64
Figura 19 - Amplitude angular no plano frontal na posição desajustada. .	65
Figura 20 - Amplitude angular no plano transverso na posição ajustada. .	65
Figura 21 - Amplitude angular no plano transverso na posição desajustada.	65

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características dos sujeitos avaliados: idade (anos), massa corporal (kg) e estatura (m).....	42
Tabela 2 - Altura média do selim nas situações desajustado e ajustado (cm).	51
Tabela 3 - Variáveis cinemáticas das duas posições adotadas (selim ajustado e desajustado). Valores de média (\bar{X}) \pm desvio padrão (DP) (graus) para o ângulo pélvico analisado estão apresentados. Resultados de flexão-extensão (anteversão pélvica) em relação ao plano sagital.	52
Tabela 4 - Variáveis cinemáticas das duas posições adotadas (selim ajustado e desajustado). Valores de média (\bar{X}) \pm desvio padrão (DP) (graus) para cada ângulo analisado estão apresentados. Resultados de flexão-extensão em relação ao plano sagital. (continua).....	53
Tabela 4 - Variáveis cinemáticas das duas posições adotadas (selim ajustado e desajustado). Valores de média (\bar{X}) \pm desvio padrão (DP) (graus) para cada ângulo analisado estão apresentados. Resultados de flexão-extensão em relação ao plano sagital. (conclusão).....	54
Tabela 5 - Variáveis cinemáticas das duas posições adotadas (selim ajustado e desajustado). Valores de média (\bar{X}) \pm desvio padrão (DP) (graus) para cada ângulo analisado estão apresentados. Resultados da inclinação lateral em relação ao plano frontal. (continua).....	55
Tabela 5 - Variáveis cinemáticas das duas posições adotadas (selim ajustado e desajustado). Valores de média (\bar{X}) \pm desvio padrão (DP) (graus) para cada ângulo analisado estão apresentados. Resultados da inclinação lateral em relação ao plano frontal. (continuação)	56
Tabela 5 - Variáveis cinemáticas das duas posições adotadas (selim ajustado e desajustado). Valores de média (\bar{X}) \pm desvio padrão (DP) (graus) para cada ângulo analisado estão apresentados. Resultados da inclinação lateral em relação ao plano frontal. (conclusão)	57
Tabela 6 - Variáveis cinemáticas das duas posições adotadas (selim ajustado e desajustado). Valores de média (\bar{X}) \pm desvio padrão (DP) (graus) para cada ângulo analisado estão apresentados. Resultados de rotação em relação ao plano transversal. (continua)	58

Tabela 6 - Variáveis cinemáticas das duas posições adotadas (selim ajustado e desajustado). Valores de média (\bar{x}) \pm desvio padrão (DP) (graus) para cada ângulo analisado estão apresentados. Resultados de rotação em relação ao plano transversal. (conclusão)59

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

C7	7 ^a vértebra Cervical
EMG	Eletromiografia de superfície
EIPS	Espinha Ilíaca Pósterio Superior Direita
EIAS	Espinha Ilíaca Ântero Superior Direita
Hz	Hertz
L1	1 ^a vértebra Lombar
L2	2 ^a vértebra Lombar
L3	3 ^a vértebra Lombar
L4	4 ^a vértebra Lombar
L5	5 ^a vértebra Lombar
MTB	<i>Mountain Bike</i>
PDV	Pé-De-Vela
PMI	Ponto morto inferior do ciclo do pé-de-vela (180°)
PMS	Ponto morto superior do ciclo do pé-de-vela (0°)
rpm	Rotações por minuto
S1	1 ^a vértebra Sacral
T7	7 ^a vértebra Torácica
T12	12 ^a vértebra Torácica
W	Watts
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	17
1.1 PROBLEMA	17
1.2 OBJETIVOS	20
1.2.1 <i>Objetivo Geral</i>	20
1.2.2 <i>Objetivos Específicos</i>	20
1.3 HIPÓTESES DO ESTUDO.....	21
1.4 JUSTIFICATIVA.....	21
1.5 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO	22
1.6 LIMITAÇÕES DO ESTUDO.....	23
1.7 DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS	23
2 REFERENCIAL TEÓRICO.....	26
2.1 POSICIONAMENTO NA BICICLETA E CONFORTO	26
2.1.1 <i>Ajuste do Selim</i>	30
2.2 LESÕES NO CICLISMO	32
2.3 A COLUNA VERTEBRAL E O CICLISMO.....	33
2.4 CINEMÁTICA DO CICLISMO	37
3 MÉTODOS	41
3.1 TIPO DE ESTUDO	41
3.2 SUJEITOS DA PESQUISA	41
3.3 INSTRUMENTOS DE MEDIDA	42
3.4 COLETA DOS DADOS.....	43
3.5 PROCEDIMENTOS PARA A COLETA DOS DADOS.....	43
3.5.1 <i>Avaliação cinemática</i>	44
3.5.1.1 <i>Obtenção das coordenadas dos pontos da coluna lombar</i>	46
3.5.2 <i>Avaliação Antropométrica e de Conforto</i>	49
3.6 TRATAMENTOS DOS DADOS	49
3.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	49
4 RESULTADOS	51
5 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	67
6 CONCLUSÕES	81
6.1 RECOMENDAÇÕES	82
6.2 SUJESTÕES	82
REFERÊNCIAS.....	84

APÊNDICES.....	97
APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	98
APÊNDICE B - QUESTIONÁRIO DE AVALIAÇÃO.....	101
APÊNDICE C - QUESTIONÁRIO DE RE-AVALIAÇÃO	103
APÊNDICE D - ESTUDO PILOTO.....	104
APÊNDICE E – FILTRO BUTTERWORTH.....	108
ANEXOS	110
ANEXO A - DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO DA INSTITUIÇÃO PESQUISADA	111
ANEXO B - CERTIFICADO DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA.....	113

1 INTRODUÇÃO

1.1 PROBLEMA

A bicicleta é o veículo mais utilizado no mundo, tanto para o lazer, o treinamento físico, a avaliação do desempenho, a reabilitação ou esporte competitivo (CARMO et al., 2001). A prática do ciclismo não abrange somente ciclistas e triatletas profissionais como também os indivíduos em geral, para os quais esta se constitui também um excelente meio de transporte e lazer (BOYD; NEPTUNE; HULL, 1997; ROWE; HULL; WANG, 1998; CARMO, 2001). Como em qualquer outra situação de interação com uma máquina ou com o meio ambiente, existem aspectos ergonômicos que devem ser considerados. A ergonomia estuda as interações entre seres humanos e outros elementos de um sistema, e também é a profissão que aplica teoria, princípios, dados e métodos para projetar a fim de otimizar o bem-estar humano e o desempenho geral de um sistema (MORAES; MONT'ALVÃO, 1998), e dessa forma, no ciclismo, um fator ergonômico de grande importância é a posição do corpo na bicicleta. Outras questões como peças acessórios, vestimentas, e métodos de treinamento também tem importante parcela no desempenho do ciclista, mas ainda assim, é em relação ao posicionamento que os maiores índices de reclamação por dor ou desconforto ocorrem (SALAI et al., 1999; RAYMOND; JOSEPH; GABRIEL, 2005).

Para a realização de uma prática saudável deve-se levar em consideração a correta postura do ciclista (adequação das dimensões da bicicleta de acordo com as características antropométricas de quem a utiliza), principalmente o ajuste do selim, a fim de se evitar desconfortos e dor, o que pode vir a causar problemas na coluna, acabando por ser um fator de abandono ao esporte (MARTINS et al., 2006b). A posição superior do corpo dos ciclistas é ajustada de acordo com a modalidade a fim de obter-se um equilíbrio entre conforto e desempenho, o que nem sempre é possível. Outros fatores são determinantes do ajuste do posicionamento, dentre eles a distância da prova a ser percorrida e o grau de condicionamento dos músculos dorsais (ASPLUND; WEBB; BARKDULL, 2005) e abdominais (HODGES; RICHARDSON, 1996). O

ângulo de inclinação do tronco é um fator importante por poder alterar as características de recrutamento muscular dos membros inferiores durante a pedalada (SAVELBERG; VAN DE PORT; WILLEMS, 2003; RICARD et al., 2006; DOREL; COUTURIER; HUG, 2007; DIEFENTHAELER et al., 2008a). Este ângulo de inclinação, que caracteriza muitas posturas competitivas, ainda leva a posturas incorretas considerando parâmetros biomecânicos, e geram diferentes padrões de sustentação sobre a bicicleta, por vezes requerendo o reforço de musculaturas específicas a fim de minimizar e/ou evitar futuras lesões/dores na coluna vertebral, como, por exemplo, desgastes de discos intervertebrais que podem causar hérnia de disco lombar (HENNEMANN; SCHUMACHER, 1994; ADAMS et al., 2002), vindo a afetar a performance do ciclista (SAVELBERG; VAN DE PORT; WILLEMS, 2003). Por outro lado, a postura do tronco também influencia questões ergonômicas relacionadas a pressão no selim (CARPES et al., 2009a; 2009b), e por isso seu ajuste se torna um detalhe complexo e importante para o desempenho no ciclismo, seja recreacional, seja competitivo.

Por determinar a posição do tronco, a coluna vertebral tem sido o foco de estudos relacionados a dor (VAN TULDER, 1996; O'SULLIVAN, 2000; PANJABI, 2003). No esporte, os ciclistas apresentam dores frequentes nas costas, mais especificamente na região lombar (SALAI et al., 1999). Porém, poucos são os estudos que discutem essa observação (MELLION, 1994; SALAI et al., 1999; BURNETT et al., 2004). A posição do tronco dos ciclistas no ciclismo de estrada fica demasiadamente inclinada para frente pela busca de uma posição aerodinâmica a fim de diminuir o arrasto aerodinâmico (KYLE, 1994). Esta inclinação do tronco é comumente sustentada por longos períodos de tempo, o que descaracteriza a posição fisiológica ereta, podendo causar dores na região lombar (CALLAGHAN; MCGILL, 2001; ASPLUND; WEBB; BARKDULL, 2005; RAYMOND; JOSEPH; GABRIEL, 2005). Embora a presença de dor seja evidente, existem muitas hipóteses e poucas certezas sobre as causas da dor lombar (POOL-GOUZWAARD et al., 1998; PANJABI, 2003).

Uma preocupação que surge com isso é a saúde dos usuários e sua relação com a ergonomia. Os aspectos relacionados à ergonomia, nesse caso, dizem respeito ao ajuste correto da interação ciclista-bicicleta na busca tanto por conforto como por desempenho e bem-estar (BURKE, 1996; MESTDAGH, 1998). Além das perdas na técnica e na eficiência, ciclistas são regularmente confrontados com lesões e dores crônicas causadas por desvios na postura adequada na bicicleta (BURKE,

1996), o que tem sido efetivamente minimizado quando o posicionamento é correto (WELBERGEN; CLIJSEN, 1990; BURKE, 1996).

Com o intuito de diminuir o número de incógnitas nas análises da coluna, os pesquisadores têm proposto modelos simplificados para definir e quantificar as variáveis associadas a sua movimentação (DIEFENTHAELER et al., 2008b). No entanto, selecionar estruturas anatômicas para representar a coluna e acessá-las adequadamente, não é uma tarefa simples. A análise das principais características do fenômeno (como exemplo o tipo de movimento a ser analisado), dos objetivos da pesquisa, assim como dos recursos técnico-metodológicos disponíveis, têm se mostrado fundamental para a adequação e viabilidade das pesquisas. Esses fatores são levados em consideração na seleção das estruturas anatômicas a serem utilizadas como base nos modelos representativos da forma geométrica da coluna vertebral (CAMPOS, 2005).

No caso da descrição do movimento humano, a biomecânica emprega um ramo da mecânica chamado de cinemática (HAMILL; KNUTZEN, 1999). Com o emprego da cinemática, o movimento pode ser quantificado e descrito por variáveis espaciais e angulares, independente das forças que causaram este movimento (HAMILL; KNUTZEN, 1999; ENOKA, 2000). Contudo, ainda existem metodologias que não se aplicam genericamente, como no caso da coluna durante atividades dinâmicas. Dessa forma, a necessidade de estudarmos a coluna em movimento limita-se ao elenco de métodos de análise postural disponíveis (DE PAULA et al., 2009).

Os novos métodos de análise cinemática tridimensional do movimento podem ser adaptados à determinação da posição tridimensional de um número suficiente de pontos do dorso humano para permitir uma descrição bastante fiel da coluna vertebral no espaço, em função do tempo. Mesmo assim, uma das dificuldades encontradas ao utilizar a análise cinemática bi e tridimensional na análise postural reside na interpretação dos resultados fornecidos por estas metodologias. Dada a complexidade da coluna vertebral e o grande número de graus de liberdade para movimentar-se no espaço, faz-se necessária a identificação de variáveis que representem bem o comportamento da coluna vertebral em um dado instante, e suas alterações durante o movimento (BRENZIKOFER et al., 2000), pois existe uma carência de metodologias mais simples que envolvam um menor volume de aparato instrumental (DIEFENTHAELER et al., 2008b).

Diante da importância da flexibilidade lombar como fator determinante do desempenho de um ato motor vital e da escassez

metodológica para uma investigação descritiva que forneça dados quantitativos sobre a movimentação dos segmentos da coluna lombar durante o ciclismo, as questões formuladas para investigar neste estudo são:

A alteração da altura do selim influencia os movimentos nos planos sagital, frontal e transversal nos segmentos ósseos na região da coluna vertebral lombar significativamente? Qual a repercussão da mudança na altura do selim sobre o conforto durante a pedalada?

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Analisar os efeitos de diferentes ajustes do selim sobre o conforto e o comportamento angular da coluna lombar.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Caracterizar e quantificar o comportamento angular da coluna lombar durante o ciclo da pedalada;
- Relacionar o comportamento angular da coluna lombar com os diferentes ajustes do selim;
- Examinar a relação entre conforto geral e ajuste de selim utilizado;
- Examinar a relação entre conforto na região lombar e ajuste de selim utilizado.

1.3 HIPÓTESES DO ESTUDO

H1: existe diferença nos valores angulares da coluna lombar no sentido ântero-posterior entre as diferentes situações de ajuste do selim (ajustado e desajustado).

H2: existe diferença nos valores angulares da coluna lombar no sentido médio-lateral entre as diferentes situações de ajuste do selim (ajustado e desajustado).

H3: existe diferença nos valores angulares da coluna lombar no sentido transversal entre as diferentes situações de ajuste do selim (ajustado e desajustado).

H4: o ajuste correto da altura do selim melhora o conforto.

1.4 JUSTIFICATIVA

Muitos das metodologias de análise cinemática desenvolvidas ao longo da evolução ciclística não são aplicáveis para uma análise mais detalhada do gesto motor realizado pela coluna lombar durante o ciclismo, e muitas não passam somente de testes. Até hoje, nenhuma metodologia se propôs a analisar a cinemática angular da coluna lombar considerando a mesma como um conjunto de corpos articulados e considerando seus três graus de liberdade, objeto do presente estudo. Dessa forma, a necessidade de estudarmos a coluna em movimento limita-se ao elenco de métodos de análise postural disponíveis.

Tais métodos precisam ter não só sua eficiência confirmada, mas, também, serem aplicados com a certeza de não por em risco a saúde do ciclista (não ser um método de análise invasivo). Como a orientação dos segmentos corporais é um fator determinante da magnitude das forças geradas e aplicadas, a cinemática permitirá caracterizar e quantificar os movimentos característicos desta região, dos quais não se sabe ao certo quais são os limites considerados saudáveis, principalmente em relação ao eixo transversal, além de se verificar se o uso desta metodologia não acarreta movimentos muito divergentes dos observados com o uso de metodologias já existentes.

Estudos prévios desenvolvidos pelo nosso grupo de pesquisa em ciclismo (MARTINS et al., 2006b, 2007) têm demonstrado que desajustes no posicionamento ocorrem com a maioria dos ciclistas recreacionais e também os ciclistas competitivos apresentam um alto índice de erros no ajuste de seus selins, o que pode vir a causar problemas na coluna acabando por ser um fator de abandono ao esporte. A busca por um método padrão para análise cinemática da coluna lombar no ciclismo pode ser um fator motivante para uma série de estudos futuros, inclusive relacionados ao efeito desses movimentos da coluna lombar sobre a pressão no selim (DAGNESE et al., 2005; CARPES et al., 2009a; CARPES et al., 2009b) e os efeitos do fortalecimento abdominal sobre a mobilidade da lombar (HODGES; RICHARDSON, 1996; CARPES; REINEHR; MOTA, 2008).

Além disso, proporcionar uma metodologia válida e aplicável pode aumentar a possibilidade de seu uso dentre os ciclistas, por exemplo, para a avaliação do posicionamento na bicicleta, o que é comercialmente chamado de “bike-fit”.

Assim sendo, considerando a escassez de estudos sobre a área em âmbito nacional e internacional os resultados servirão de base para posteriores estudos com objetivo de prevenir lesões e desconfortos relacionados ao mau posicionamento e o excesso de carga em pontos específicos da região lombar colaborando com isso para a maximização do desempenho dos ciclistas, bem como sendo uma ferramenta para prover melhoras no conforto, que é uma variável fundamental para a aderência à prática deste esporte.

1.5 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

Este estudo delimitou-se a avaliar o comportamento angular da região lombar da coluna vertebral de oito ciclistas recreacionais universitários, que voluntariamente aceitaram participar do projeto. O experimento foi conduzido em situação de Laboratório, onde cada participante executava uma rotina de pedaladas, em situações diferenciadas do posicionamento (ajuste) do selim, utilizando para isso uma bicicleta.

1.6 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Alguns fatores podem ter influenciado nos resultados deste estudo:

- A bicicleta não ser do próprio ciclista a ser avaliado;
- Em alguns casos, o ajuste da altura do selim atingiu o limite do comprimento máximo do canote do selim;
- A digitalização das imagens em 2D (bidimensional) em um *software* diferente do previamente definido para as coletas e processamento dos dados, limitou algumas análises, mesmo adotando todos os procedimentos recomendados para a realização da coleta e digitalização de dados com videogrametria e fotogrametria;
- Pouco tempo para a percepção de conforto durante as avaliações.

1.7 DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS

• Altura do selim

Conceitual: altura do banco da bicicleta.

Operacional: a altura do selim foi determinada através da mensuração da maior distância entre a parte superior do selim e o centro do pedal, de acordo com o protocolo de Burke (1996).

• Ângulos lombares

Conceitual: posição relativa entre os segmentos lombares, ou a posição absoluta em relação a uma referência fixa (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

Operacional: após a digitalização dos pontos referentes às articulações lombares envolvidas no *software* SAPO® 0.68, foi identificado o ângulo absoluto entre os segmentos lombares ou as hastes e o plano de referência.

a) **Flexão**: foi determinada pelo ângulo formado entre a vertical e o segmento formado por duas vértebras sequenciais, na vista lateral (Figura 6). A anteversão pélvica foi determinada pelo ângulo formado entre a horizontal e o segmento formado pelas espinhas ilíacas ântero e pósterio-superior, também na vista lateral.

b) **Inclinação lateral**: foi determinada pelo ângulo formado entre a horizontal e o segmento formado por duas vértebras sequenciais, na vista posterior (Figura 7).

c) **Rotação**: foi determinada pelo ângulo formado entre a horizontal e a haste posicionada sobre cada vértebra, na vista posterior (Figura 8).

• **Conforto**

Conceitual: “é a sensação de bem-estar, comodidade e segurança percebida pelo usuário nos níveis físico e sensorial” (GOMES FILHO, 2003, p. 29).

Operacional: o nível de conforto do selim foi determinado através de uma escala subjetiva que varia de zero a 10, sendo que zero indica “não confortável” e 10 indica “muito confortável”. A ocorrência de desconforto/dor também foi detectada através de um questionário (APÊNDICE B).

• **Selim ajustado**

Conceitual: situação na qual o ângulo relativo do joelho do ciclista encontra-se entre 150° e 155° no momento de maior extensão do membro inferior, quando o ciclista encontra-se sentado (BURKE; PRUITT, 1996) (Figura 1), além de encontrar-se na posição neutra quando o pé-de-vela encontra-se na horizontal, ou seja, a 90° . A posição neutra do joelho ocorre quando a face anterior da patela está alinhada com o eixo do pedal (Figura 2).

Operacional: o ângulo relativo do joelho foi determinado com a utilização de um goniômetro e o alinhamento da patela com o centro do pedal foi verificado com um fio de prumo.



Figura 1 - Avaliação do ângulo do joelho, informação que serviu de base para ajustes no selim. Imagem ilustrativa. Adaptado de Martins et al. (2007).

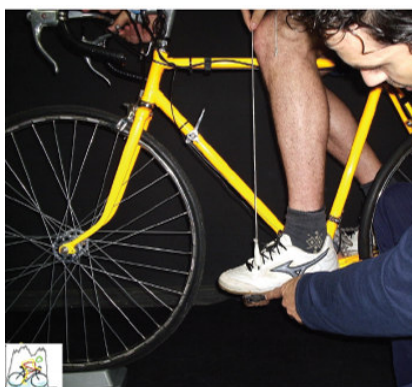


Figura 2 - Avaliação do alinhamento da face anterior da patela com o eixo do pedal, informação que serviu de base para ajustes no selim. Imagem ilustrativa. Adaptado de Martins et al. (2007).

• **Selim desajustado**

Conceitual: situação em que o ângulo relativo do joelho não se encontra dentro dos ângulos recomendados (150° a 155°) para a maior extensão ou não respeita a posição neutra (BURKE; PRUITT, 1996).

Operacional: é a posição (altura) do selim utilizada normalmente pelo ciclista avaliado.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

Com a finalidade de fundamentar o estudo e subsidiar a discussão dos resultados, selecionaram-se os seguintes tópicos para compor o referencial teórico:

- Posicionamento na bicicleta e conforto;
- Ajuste do Selim;
- Lesões no ciclismo;
- A coluna vertebral e o ciclismo;
- Cinemática do ciclismo.

Este capítulo foi submetido à publicação como um artigo de revisão*.

2.1 POSICIONAMENTO NA BICICLETA E CONFORTO

Muitas vezes o ajuste da bicicleta ainda é feito numa base de tentativa e erro. Ajustes incorretos da posição do selim, guidom ou cliques das sapatilhas, podem aumentar o risco de lesão (SWAIN, 1996). O pedalar é um movimento que não é natural na ergonomia do ser humano e como consequência disso, a menor irregularidade no campo da simetria física pode levar a desconfortos e dores.

Groenendijk, Christiaans e van Hulten (1992) relatam em seu estudo que mais de 1 milhão de ciclistas na Holanda reportam desconfortos no selim. Cerca de 36% dos homens e 42% das mulheres de um total de 900 avaliados reportaram queixas. As queixas mais comuns entre os homens eram: dor nos ossos pélvicos, parestesia da região genital, e dor na região do períneo. As queixas específicas mais frequentes entre as mulheres foram: dor nos ossos pélvicos, irritação na região genital, queimadura na pele e dor no cóccix. Desconfortos tanto para homens quanto para mulheres ocorreram mesmo durante curtos percursos de

* KLEINPAUL, J. F.; MANN, L.; DIEFENTHAELER, F.; MORO, A. R. P.; CARPES F. P. Aspectos determinantes do posicionamento corporal no ciclismo: uma revisão sistemática. **Revista Motriz**, (no prelo).

ciclismo (de 3 a 10 km).

A pesquisa científica e empírica tem mostrado que a posição correta numa bicicleta é determinada por vários fatores. O sistema que ilustra a correlação entre eles é formado pelos seguintes fatores: fricção, eficiência, maximização da potência da pedalada e conforto. Contudo, aparentemente muitos ciclistas amadores e até mesmo ciclistas profissionais continuam a adotar posições incorretas nas suas bicicletas (BURKE; PRUITT, 1996; MARTINS et al., 2006b, 2007).

As diferentes posições tomadas pelos atletas em função de diferentes modelos de guidom e assento também vêm sendo um tópico de muito interesse. Bressel e Larson (2003) verificaram os efeitos de diferentes modelos de selins sobre os ângulos de tronco e pelve e conforto de ciclistas do sexo feminino. Foram avaliadas 20 ciclistas que pedalarão em uma bicicleta estacionária com as mãos posicionadas na parte superior e inferior do guidom e com a utilização de três modelos de selim (plano, parcialmente vazado e vazado). O ângulo pélvico foi mensurado por um inclinômetro e o ângulo do tronco foi quantificado através de digitalização de imagens de vídeo. O nível de conforto foi mensurado subjetivamente através de um ranqueamento do mais para o menos confortável. Seus principais resultados mostraram que a inclinação pélvica foi aumentada em 8% com a utilização do selim parcialmente vazado e em 16% com a utilização do selim vazado em relação ao selim plano. Os ângulos de flexão do tronco foram maiores com a utilização do selim vazado em comparação com os outros modelos. As participantes apresentaram um aumento de 77% na anteversão pélvica e 11% na flexão do tronco quando utilizaram a posição aerodinâmica em relação a posição mais elevada no guidom. Um total de 55% dos sujeitos classificou o selim parcialmente vazado como o mais confortável, e 30% classificaram o selim plano como o mais confortável. Estes dados indicam que os modelos de selim parcialmente vazado e vazado aumentam a inclinação pélvica anteriormente e que o selim vazado pode aumentar o ângulo de flexão do tronco em algumas condições durante o ciclismo. Um selim parcialmente vazado pode ser mais confortável que os modelos planos e vazados.

Com relação aos diferentes tipos de guidom Grappe et al. (1998) verificaram a influência das posições do tronco vertical (tronco ereto na vertical), inclinada (usada em provas de velocidade, onde o atleta segura o guidom na porção inferior) e a aerodinâmica (usada em provas contra-relógio, a fim de diminuir a resistência do ar) sobre variações fisiológicas. O objetivo do estudo foi analisar os efeitos dessas posições

sobre variáveis ventilatórias e metabólicas. Nove ciclistas competitivos foram avaliados em um cicloergômetro para as três condições enquanto pedalando 10 minutos a 70% do VO_{2max} . As variáveis ventilatórias (ventilação, índice de troca respiratória, média inspiratória e percepção de esforço) foram significativamente maiores na posição inclinada do que na posição vertical. VO_2 , volume relativo, produção de gás carbônico, taxa respiratória, ciclo de débito inspiratório, frequência cardíaca e pH permaneceram inalterados entre todas as posições analisadas. Estes resultados mostram que as maiores mudanças nas variáveis ventilatórias e metabólicas ocorreram na posição inclinada. A posição aerodinâmica parece ser a posição mais satisfatória quando o arrasto aerodinâmico é predominante.

Seguindo esta mesma linha de pesquisa, Dorel, Couturier e Hug (2007) testaram a hipótese de que, em comparação com a postura padrão, a postura aerodinâmica modifica a coordenação dos músculos dos membros inferiores durante a pedalada e, por conseguinte influencia a produção de força no pedal. Foram avaliados 12 triatletas que pedalaram em duas intensidades: limiar ventilatório + 20%; e zona de compensação respiratória (ZCR). Para cada intensidade, os sujeitos foram testados em três posições: (1) postura vertical (de descanso), (2) posição inclinada (agarre na parte inferior do guidom), e (3) posição aerodinâmica. As trocas gasosas foram registradas continuamente, assim como a eletromiografia de superfície (EMG) e a força efetiva aplicada ao pedal. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada para as trocas gasosas entre as três posições. Por outro lado, os dados ilustram um aumento estatisticamente significativo da ativação elétrica dos músculos glúteo máximo e vasto medial e diminuição estatisticamente significativa da atividade do reto femoral na posição aerodinâmica quando comparada com a posição de descanso na intensidade ZCR. Uma troca significativa nos padrões do sinal EMG em postura mais inclinada foi observada para o reto femoral (em ambas as intensidades), glúteo máximo, vasto lateral, e vasto medial (ZCR) comparando-se a postura aerodinâmica com a de descanso. Estas mudanças no sinal EMG estão intimamente relacionadas com a alteração do perfil de aplicação da força na posição aerodinâmica (picos de força positiva maior na fase de propulsão e picos menores de força negativa na fase de recuperação do ciclo de pedalada, e ocorrência posterior destes picos ao longo do ciclo).

Ashe et al. (2003) compararam variáveis cardiovasculares e respiratórias de homens fisicamente ativos, assumindo-se duas posições no guidom (posição mais elevada e posição aerodinâmica). Os resultados demonstram que na posição com tronco mais elevado, foi

observado maior consumo de oxigênio, ventilação, batimento cardíaco e carga máxima de trabalho, o que mostra o efeito de simples ajustes da bicicleta para ciclistas recreacionais. Savelberg, Van de Port e Willems (2003) estudaram os efeitos da posição do tronco de ciclistas sobre o padrão de recrutamento muscular. Mudanças no posicionamento do tronco, para frente ou para trás, afetaram a cinemática do tornozelo e do quadril, bem como a orientação da coxa. Um padrão semelhante foi encontrado para a atividade elétrica muscular. Tanto para os músculos que cruzam a articulação do quadril quanto os que cruzam a articulação do tornozelo foram encontradas alterações no período de ativação e na amplitude do sinal eletromiográfico.

Burke e Pruitt (1996) e Hinault e Genzling (1988) constataam que o mais importante ângulo na bicicleta é a inclinação do tubo do selim. Um bom posicionamento deste requer que o joelho esteja sobre o eixo do pedal quando o pé-de-vela (PDV) está na horizontal (90°). A inclinação do tubo do selim é geralmente desenhada para satisfazer isso. Geralmente este ângulo fica entre 72° e 74° e os ajustes necessários são feitos com o posicionamento a frente e atrás do selim. A inclinação do tubo do selim está relacionada também ao comprimento do fêmur.

Para o posicionamento da parte superior do corpo os ciclistas tipicamente ajustam seu alcance de acordo com seu conforto, de acordo com o nível de condicionamento dos músculos das costas e a distância a ser percorrida. Burke e Pruitt (1996) ressaltam que no ciclismo *mountain bike* (MTB), a posição superior do corpo é, na maior parte dos casos, estendida. Em ciclismo de estrada, a posição mais inclinada funciona para diminuir a altura do centro de gravidade e distribuir melhor o peso entre a roda dianteira e traseira. Neste sentido, um fato a ser analisado é a relação do posicionamento com o conforto. Segundo Usabiaga et al. (1997) a carga mecânica global sobre a coluna é reduzida quando se apóia o peso sobre os membros superiores (posição aerodinâmica), fato este que pode repetir-se com a elevação do selim (ajuste), já que isto irá projetar o peso do ciclista para frente. Porém uma posição mais inclinada pode aumentar a compressão anterior dos discos intervertebrais, vindo a causar desconfortos e dor nesta região (HENNEMANN; SCHUMACHER, 1994; NACHEMSON, 1999; ADAMS et al., 2002; ASPLUND; WEBB; BARKDULL, 2005).

A rotação da porção inferior da coluna lombar em posturas fletidas é um fator de risco no desenvolvimento de danos nos anéis fibrosos (NACHEMSON, 1999). Além disso, altos graus de tensão são responsáveis por aumentar o risco de danos lombares, porém não é conhecida a angulação lombar assumida pelos ciclistas, nem qual é a sua

relação com a amplitude angular desta região. É possível que a prolongada tensão da coluna provocada pelo grau de flexão e de rotação seja um fator causador de dor (MCGILL; CHOLEWICKI, 2001).

Christiaans e Bremner (1998) verificaram se as condições ambientais e a experiência afetam o nível de conforto dos ciclistas: resistência ao rolamento, chuva e vento, e também a roupa do ciclista. Roupa inadequada pode levar, por exemplo, através da fricção com o selim, a possíveis lesões. O vestuário também pode ser usado como uma medida preventiva do desconforto; luvas de ciclismo, por exemplo, são usados para ajudar a prevenir neuropatia ulnar. A área mais fundamental, em termos de conforto no ciclismo, é a que se relaciona diretamente com o indivíduo. Aspectos biomecânicos e fisiológicos e, em especial as características pessoais como idade, sexo, comprimento dos segmentos corporais e postura na bicicleta são relevantes. A área de biomecânica engloba a relação ciclista-bicicleta e sugere a melhor forma de posicionamento ou adaptação das partes de uma bicicleta ao comprimento dos segmentos corporais de cada indivíduo.

2.1.1 Ajuste do Selim

Segundo Mestdagh (1998), o ajuste do selim deve ser o primeiro a ser realizado ao se ajustar uma bicicleta às características antropométricas do ciclista. Ele é o principal apoio para o ciclista, e a sua posição relativa à transmissão central (eixo do pé-de-vela) determinará as condições ergonômicas do movimento das pernas. A seguir vem o guidom, que deve estar posicionado de modo que o ciclista possa pedalar em posição de procura de velocidade (aerodinâmica) e em posição mais elevada para períodos de tempo mais longo, com as mãos repousando na parte superior, para caso do ciclismo de estrada. Não é possível corrigir uma postura errada do selim manipulando a posição do guidom, a qual, aliás, pode variar de acordo com as modalidades.

O comprimento do pé-de-vela é relacionado com o comprimento do membro inferior. Este ajuste pode afetar o conforto e a amplitude de movimento e flexão do joelho e quadril. Em caso de mudança no tamanho do pé-de-vela a altura do selim deve ser reajustada (BURKE; PRUITT, 1996; MESTDAGH, 1998).

Diefenthaler et al. (2008a) analisaram os efeitos de diferentes

posicionamentos do selim no padrão de ativação elétrica de músculos do membro inferior durante a pedalada. Três ciclistas de elite foram submetidos a um protocolo que constou da avaliação de quatro diferentes posições de selim (para frente, para trás, para cima e para baixo), assumindo como posição de referência a posição usada pelos atletas durante os treinos e competições. O deslocamento do selim foi de 1 cm para todas as posições. A atividade elétrica do glúteo máximo, reto femoral, bíceps femoral, vasto lateral, gastrocnêmico medial, e tibial anterior foi analisada. Os resultados demonstram que pequenos ajustes na posição do selim podem afetar os padrões de ativação elétrica e provavelmente a técnica de pedalada.

No estudo de Peveler, Pounders e Bishop (2007) o propósito foi determinar se há uma diferença no desempenho dos ciclistas quando adotam o método que recomenda usar o ângulo do joelho entre 25 a 35° (0° extensão completa; para a prevenção de lesões) e o que recomenda utilizar 109% da altura entre pernas (para o ótimo desempenho) para ajustar a altura do selim. Ciclistas treinados (n = 9) e não ciclistas (n = 18) foram avaliados por meio de um teste anaeróbico de produção de potência de 30 s, que serviu para comparar os dois protocolos. Não houve nenhuma diferença significativa para o pico e para a média de potência produzida nos dois casos. O ângulo de 25° do joelho produziu uma potência significativamente mais alta comparado com 109% da altura entre pernas. Por isto recomendam que a altura do selim seja regulada através da angulação do joelho entre 25 a 35° para ciclistas destreinados, o que é relevante tanto para a prevenção de lesões quanto para o aumento do desempenho.

Peveler et al. (2005) compararam três métodos de ajuste da altura do selim existentes na literatura, a fim de verificar qual deles garantia que a angulação do joelho ficasse entre 25 e 35° quando o pé encontra-se no ponto morto inferior do ciclo de pedalada (PMI). Os resultados sugeriram que o método que garante esta angulação é aquele em que a altura do selim é determinada usando-se um ângulo de joelho entre 25 e 35°. Este método é recomendado por reduzir o risco de lesões por excesso de treinamento.

Um dos objetivos do estudo de Gregor e Rugg (1986) foi verificar as alterações decorrentes da manipulação do selim sobre os movimentos do quadril e joelho variando de 100% para 115% da altura da cintura pélvica. Baseando-se nesses dados, muitos ciclistas de estrada adotam como referência a altura do selim entre 106 e 109% da altura da sínfise púbica como uma posição que proporciona melhor conforto. Conclusões dos autores indicaram que a articulação do joelho foi a mais afetada

pelas alterações na altura do selim, sendo as outras articulações analisadas (quadril e tornozelo) menos afetadas.

2.2 LESÕES NO CICLISMO

Uma boa bicicleta deve ter conforto e minimizar o potencial para lesões (BURKE, 1996). Alguns milímetros errados no ajuste de uma bicicleta já levaram ciclistas a uma grave lesão no joelho (HINAULT; GENZLING, 1988), bem como promovem alterações na biomecânica da pedalada (DIEFENTHAELER, 2004).

Em outros casos, pequenos ajustes no desenho e no ângulo de inclinação do selim podem minimizar as dores relacionadas ao ciclismo (SALAI et al., 1999; LOWE; SCHARADER; BREINTENSTEIN, 2004), a fim de minimizar os riscos a problemas urológicos e andrológicos que o estresse pela pressão no selim pode causar aos praticantes (LEIBOVITCH; MORAN, 2005; CARPES et al., 2009a, b).

As principais reclamações dos ciclistas acerca das dores existentes durante a pedalada podem ser apresentadas em ordem crescente, como: dores causadas pela posição sentada (3%), dores no pescoço (9% combinadas com dores lombares e 5% sem dores nas costas), dores nas pernas ou joelhos (18%) e dores lombares (65%) (LOWE; SCHARADER; BREINTENSTEIN, 2004; LEIBOVITCH; MORAN, 2005).

Salai et al. (1999) avaliaram as possíveis causas da dor lombar em ciclistas e sugeriram uma solução para o ajuste apropriado da bicicleta. Os achados da análise biomecânica, quando aplicados em um grupo de ciclistas, mostraram que após os ajustes adequados da angulação do selim, a maioria dos ciclistas (>70%) apresentou diminuição na incidência e na magnitude das dores lombares. A dor lombar é uma patologia frequente entre ciclistas. Em estudo de Fanucci et al. (2002) foram avaliados 10 ciclistas recreacionais saudáveis em dois protótipos de bicicleta. Ângulos dorso-lombares em duas posições foram medidos através de cinemetria usando como referência o limite superior a 11^a ou 12^a vértebra dorsal e o limite inferior a terceira vértebra lombar. A análise estatística dos ângulos medidos demonstrou que as diferenças entre o ângulo dorso-lombar nas diferentes posições do selim são estatisticamente significativas e apresentam coeficiente de correlação

igual a 0,64. Fanucci et al. (2002) concluíram que a incidência da dor lombar pode ser reduzida em ciclistas com o posicionamento adequado da unidade do pedal; a posição com pedais atrás do eixo do selim permite ângulos mais fisiológicos da coluna em comparação com o modelo clássico que tem os pedais na frente do eixo do selim. Este fato é devido a uma posição pélvica diferente.

De acordo com Amâncio (2005), as lesões decorrentes do ciclismo competitivo geralmente ocorrem na coluna, nos membros inferiores e de joelho. Essas, comumente ocorrem devido ao mau posicionamento do atleta ou de treinos com cargas acima do esforço habitual ou sem intervalos de descanso. Já as lesões do ciclismo de lazer são consequências de quedas que causam abrasões, contusões, fraturas, luxações e traumas (craniano, abdominal e perineal).

2.3 A COLUNA VERTEBRAL E O CICLISMO

A coluna vertebral é uma das constituições do sistema esquelético do corpo humano mais complexo. Sua estrutura deve se portar por horas de forma rígida e por outras de maneira flexível. Os movimentos articulares são permitidos pela deformação dos discos intervertebrais. Arcos, apófises vertebrais, músculos, ligamentos, articulações interapofisárias e os discos intervertebrais constituem um sistema que estabiliza, limita e controla as rotações e translações relativas entre os corpos vertebrais. Consequentemente a variação da forma geométrica da coluna está vinculada a este complexo sistema. Cada articulação intervertebral apresenta mobilidade discreta e as adaptações geométricas da coluna, nas regiões flexíveis, ocorrem pela integração dos comportamentos individuais dos segmentos móveis, os quais são definidos pelo conjunto formado por duas vértebras adjacentes e os tecidos moles entre elas (GARDNER-MORSE; STOKES, 2004).

A coluna participa ativamente e desempenha um importante papel na mecânica da locomoção humana. O tronco e os membros superiores providenciam parte do apoio e inércia necessários à geração do movimento dos membros inferiores. A força aplicada propaga-se pelos membros inferiores e, ao chegar à cintura pélvica, atua sobre o sacro

causando efeitos que se distribuem pelo restante da coluna (CAMPOS, 2005).

A coluna forma o eixo primordial de movimentação do corpo humano e suas estruturas possibilitam movimentos de flexão, extensão e rotação (PEQUINI, 2005) que, quando combinados, aumentam a sobrecarga nos discos intervertebrais lombares (NORDIN; FRANKEL, 1989) e são potencialmente causadores de lesão (LIMA; PINTO, 2006). A rotação da porção inferior da coluna lombar em posturas fletidas é um fator de risco no desenvolvimento de danos nos anéis fibrosos (NACHEMSON, 1999). Além disso, altos graus de tensão são conhecidos por aumentar o risco de danos lombares, porém não é conhecida a angulação lombar assumida pelos ciclistas, nem qual é a sua relação com a amplitude angular desta região. É possível que a prolongada tensão da coluna provocada pelo grau de flexão e de rotação seja um fator causador de dor (MCGILL; CHOLEWICKI, 2001).

O objetivo do estudo de Burnett et al. (2004) foi examinar se existem diferenças na cinemática da coluna e na atividade dos músculos do tronco em ciclistas com e sem dor lombar crônica inespecífica. Os possíveis fatores causadores da dor podem ser a prolongada flexão anterior, flexão-relaxamento ou o excesso de ativação dos eretores da coluna e a geração de altas cargas mecânicas enquanto a coluna se encontra em uma posição fletida ou rotacionada. Foram avaliados nove ciclistas assintomáticos e nove ciclistas com dor lombar. Avaliou-se a cinemática da coluna e a eletromiografia foi registrada bilateralmente nos músculos do tronco selecionados. Foram coletados dados a cada cinco minutos até a ocorrência da dor ou desconforto geral. Ciclistas no grupo de dor mostraram uma tendência para o aumento da flexão e rotação lombar apresentando maiores ângulos de flexão na porção inferior da coluna lombar ($38,6^{\circ} \pm 19,4^{\circ}$) e na porção superior da lombar ($18,9^{\circ} \pm 20,9^{\circ}$) quando comparado ao grupo sem dor ($25,1^{\circ} \pm 19,8^{\circ}$ e $27,2^{\circ} \pm 13,5^{\circ}$) respectivamente, com uma perda associada de contração do músculo multifido lombar. Este músculo é conhecido como um estabilizador fundamental da coluna lombar. Os achados sugerem que a cinemática e o controle motor alterado na região inferior da coluna lombar são associadas com o desenvolvimento da dor lombar em ciclistas.

O posicionamento do ciclista sobre a bicicleta gera um padrão de orientação da coluna que altera a posição natural do ser humano (Figura 3). A posição do ciclista na bicicleta em qualquer que seja a modalidade, produz uma inversão do ângulo intervertebral e modifica a transmissão de pressão para os discos vertebrais (USABIAGA et al., 1997)

comprimindo a parte anterior do disco e distendendo os ligamentos da parte posterior, implicando em dores na região lombar (ASPLUND; WEBB; BARKDULL, 2005).

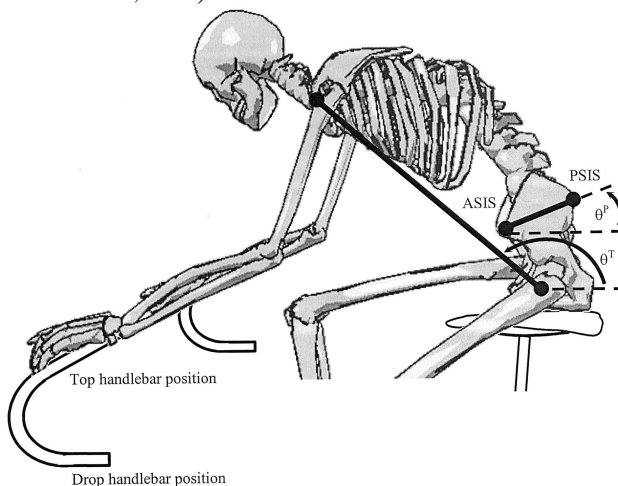


Figura 3 - Posicionamento do ciclista sobre a bicicleta. Imagem ilustrativa. Adaptado de Bressel e Larson (2003).

Usabiaga et al. (1997) através de radiologia e de eletromiografia mensuraram as variações angulares e a ativação muscular da coluna lombar de três ciclistas de elite a diferentes posições adotadas sobre diferentes tipos de bicicletas usadas para competição. As posições envolveram uma mudança de lordose para cifose discal. Para obter uma posição mais aerodinâmica, os ciclistas flexionaram o quadril e posicionaram a pélvis horizontalmente sem alterar os ângulos interdiscais. A amplitude angular encontrada na posição aerodinâmica entre os segmentos avaliados (L1-L2, L2-L3, L3-L4, L4-L5, L5-S1) apresentou aumento gradativo na direção de L4-L5 (de 3° para 6°), decrescendo em L5-S1 (3°) e na posição mais elevada de agarre do guidom a amplitude manteve-se semelhante entre os segmentos para o movimento de flexão-extensão (4°). Concluíram que as mudanças observadas podem modificar a biomecânica normal da coluna lombar, mas a carga mecânica global sobre a coluna é reduzida quando se apóia o peso sobre os membros superiores (posição aerodinâmica). O desequilíbrio que ocorre entre a atividade dos músculos flexores e extensores pode causar dor lombar em indivíduos sem preparo físico. Concluíram também que o ciclismo não gera forças biomecânicas

prejudiciais a coluna lombar, até mesmo em condições de ciclismo profissional.

Resultados semelhantes foram encontrados no estudo de Kleinpaul (2007) ao verificar os efeitos de diferentes posições de agarre do guidom (posição de descanso e inclinada) sobre a cinemática tridimensional da coluna lombar. A amplitude angular de flexão-extensão encontrada na posição inclinada entre os segmentos avaliados (L1-L2, L2-L3, L3-L4, L4-L5, L5-S1) apresentou aumento gradativo na direção de L5-S1 (de 6° para 10°) e na posição de descanso (posição mais elevada de agarre do guidom) o comportamento foi semelhante, mas com amplitudes maiores (de 5° para 18°). Para os resultados da inclinação lateral encontraram-se amplitudes de 1° a 6° na posição de descanso e de 2° a 6° para a posição inclinada e de 5° e 6° respectivamente para os resultados de rotação na altura das espinhas ilíacas pósterio superiores. Os resultados mostram grandes semelhanças no comportamento angular da lombar nas duas posições avaliadas e frequentemente utilizadas pelos ciclistas e indicaram que o início e o meio do ciclo do pé-de-vela apresentaram maior influência na cinemática da pedalada, visto que trata-se de um movimento cíclico e os membros inferiores encontram-se em oposição de fase, o que gera uma situação simétrica no início e na metade do ciclo onde os mesmos encontram-se ou mais flexionados ou mais estendidos. Concluiu que houve grande variabilidade, em média, nos resultados obtidos para a flexão/extensão, o que pode estar diretamente relacionado com o número e a distribuição dos pontos. Já para movimentos de inclinação lateral e rotação notou-se uma relativa rigidez nesta região da coluna. Quanto a este aspecto, percebeu-se que esta região não realizou movimentos biomecanicamente desfavoráveis a mesma, ou seja, que agredam as estruturas que compõem esta região, pois os mesmos estavam dentro dos padrões esperados e também considerados normais.

O ângulo de inclinação do tronco é um fator importante por alterar as propriedades e recrutamento muscular durante a pedalada (SAVELBERG; VAN DE PORT; WILLEMS, 2003; RICARD et al., 2006). Este ângulo de inclinação que caracteriza muitas posturas competitivas ainda causa posturas biomecânicas incorretas que podem levar a lesões na região dorsal, vindo a afetar a performance do ciclista (SAVELBERG; VAN DE PORT; WILLEMS, 2003).

A posição adotada por ciclistas de diferentes modalidades gera diferentes padrões de sustentação sobre a bicicleta, por vezes então requerendo o reforço de musculaturas específicas a fim de minimizar e/ou evitar futuros problemas/dores na coluna vertebral, como, por

exemplo, desgastes de discos intervertebrais que podem causar hérnia de disco lombar (HENNEMANN; SCHUMACHER, 1994; ADAMS et al., 2002).

2.4 CINEMÁTICA DO CICLISMO

Para que um movimento possa ser descrito corretamente, algumas variáveis são necessárias para determinar com precisão sua localização no espaço, tanto para a translação quanto para a rotação. Dentre elas encontram-se: posição num dado instante, deslocamento, velocidade e aceleração. As causas da origem dessas variáveis são desprezíveis em se tratando de avaliações cinemáticas (ENOKA, 2000) e, em biomecânica, geralmente estas avaliações são conduzidas com a análise de imagens (videografia, videogrametria, videofotogrametria) para uma posterior reconstrução do movimento em duas ou três dimensões.

Atualmente, os estudos biomecânicos acessam a movimentação da estrutura óssea de forma indireta, identificando e medindo posições específicas, demarcadas na pele. Geralmente é utilizada a videogrametria, uma técnica não invasiva, que possibilita estimar a posição óssea indiretamente através de marcadores aderidos diretamente na pele, ou em suportes, em posições estrategicamente escolhidas. A reconstrução bidimensional (2D) ou tridimensional (3D), através da videogrametria, é vantajosa por permitir medir o movimento à distância, interferindo minimamente no fenômeno a ser estudado (CAMPOS, 2005).

A grande maioria das pesquisas que utilizam a cinemática no ciclismo demonstra avaliações em relação aos movimentos que ocorrem no plano sagital, como os de extensão e flexão tendo como protagonistas principais as articulações do quadril, joelho e tornozelo. Com essas informações pode-se afirmar que as variáveis necessárias para determinação da localização de um ponto no espaço (deslocamentos, velocidades, aceleração) parecem ficar prejudicadas em função de alterações na cadência e na configuração da bicicleta (selim e suas possibilidades de regulagem, comprimento do pé-de-vela, posição do pé no pedal) (GREGOR; CONCONI, 2000).

A proposta do estudo de Diefenthaler et al. (2008b) é a melhoria na metodologia para análise cinemática do movimento do tronco no plano sagital em ciclistas aplicando um marcador de referência anatômico

adicional. Para este propósito, foi acrescentado aos pontos de referência anatômicos comumente usados em avaliações relativas à cinemática do plano sagital da coluna durante o ciclismo (grande trocanter e acrômio), o marco anatômico da última costela que foi usado para calcular o ângulo de inclinação do tronco, ângulo de flexão da coluna e o ângulo de inclinação lombar. Com isso, foi possível descrever a cinemática da coluna em três diferentes formas. Observou-se que esta nova metodologia traz informações úteis para uma análise detalhada do movimento do tronco no plano sagital sem a necessidade de um grande número de marcadores ou de uma análise tridimensional. Os autores concluíram que este método pode ser usado durante a avaliação no ciclismo, principalmente em relação ao posicionamento do corpo.

A rotação pélvica durante o ciclismo é importante porque influencia a aerodinâmica, a eficiência e a ocorrência de lesões por excesso de treino. Mueller, McEvoy e Everett (2005) verificaram se a posição pélvica sofre influência devido ao longo período sentado durante o ciclismo. Trinta ciclistas de elite internacional, 15 da categoria estrada e 15 da categoria MTB participaram dos testes. Em posição estática sobre a bicicleta aferiu-se em graus a inclinação sacra em relação a horizontal. Em situação dinâmica, utilizou-se análise cinemática de marcadores de superfície reflexivos fixados nas espinhas ilíacas póstero e ântero superiores para obter a medida em graus da rotação pélvica anterior, pelo ângulo entre estes dois marcadores e a horizontal. Não foram encontradas relações estatísticas entre as duas posições de prova. Concluíram que a amplitude angular alcançada durante longo período sentado no ciclismo pode ter pequena relevância para a posição que o ciclista utiliza nesta modalidade.

Durante a pedalada, um movimento significativo da pelve foi observado por Sauer et al. (2007) investigando os efeitos de gênero, potência, e posição das mãos no guidom sobre o movimento da pelve ao longo de um ciclo de pedalada. Eles também investigaram se fatores antropométricos poderiam explicar qualquer diferença inter-individual observada. Foram avaliados ciclistas experientes (12 homens e 14 mulheres). Cada sujeito foi avaliado em uma bicicleta estacionária em três produções de potência (100, 150 e 200 W), com as mãos na posição de descanso e aerodinâmica. A cinemática de uma tríade de marcadores, situados em marcos pélvicos posteriores, foi usada para caracterizar o movimento tridimensional. As excursões angulares maiores foram observadas com a pélvis rodando internamente ($\sim 3^\circ$) e lateralmente ($\sim 2^\circ$) para a posição aerodinâmica. A posição aerodinâmica causou no quadril inclinação nas direções anterior e inferior. Comparado com

homens, as mulheres exibiram maior média de rotação pélvica anterior na posição aerodinâmica (homens: $21 \pm 3^\circ$; mulheres: $24 \pm 4^\circ$). A média do movimento pélvico anterior foi correlacionada negativamente com a flexibilidade lombar entre os homens, sugerindo que isto pode ser um importante fator a ser considerado ao se ajustar a bicicleta. Os autores concluíram que o movimento pélvico é esperado durante o ciclismo, mas é influenciado pelo modelo de selim, seu material ou pela potência de pedalada. Esse efeito foi mais pronunciado em mulheres do que em homens. A explicação encontrada pelos pesquisadores é que quando diferentes ciclistas são avaliados à mesma produção de potência absoluta, mulheres com variáveis antropométricas menos pronunciadas, como por exemplo massa corporal, foram submetidas a uma porcentagem maior de produção de potência máxima, e isso reflete em um movimento pélvico maior para sustentar a intensidade de exercício.

Neptune e Hull (1995) examinaram o movimento pélvico durante o ciclismo utilizando análise de vídeo através da fixação de marcadores refletivos na espinha íliaca ântero superior e uma tríade de marcadores fixados em uma haste metálica inserida na crista íliaca lateral. Um dos objetivos foi avaliar a precisão de dados cinéticos derivados da análise de vídeo. Embora eles não tenham informado os ângulos de inclinação pélvicos para comparação, eles sugeriram que o movimento de tecidos macios pode desalinhar os marcadores e introduzir erros em subsequentes cálculos cinemáticos e cinéticos. Além disso, afirmam que os resultados irão depender das variáveis biomecânicas de interesse avaliadas.

O estudo de Cappello et al. (1997) revelou que algumas participantes femininas apresentam uma camada de tecido adiposo grossa em cima de suas espinhas íliacas superiores anterior e posterior que podem acentuar o movimento e desalinhar os marcadores. Estas limitações e o movimento dinâmico mínimo esperado da pélvis durante o ciclismo (isto é, $< 3^\circ$) conduziram Neptune e Hull (1995) a usar um inclinômetro em seu estudo. Embora o ângulo pélvico avaliado neste estudo pareça estar seguro e válido, a técnica é limitada porque requer uma postura estática que restringe a avaliação do movimento dinâmico da coluna e da pélvis. Cabe lembrar que o vínculo entre a movimentação da pele e os segmentos ósseos adjacentes, pode variar dependendo da região a ser estudada, do tipo de movimento e do biotipo das pessoas. No caso de medir a coluna vertebral, o movimento da pele tende a seguir o movimento dos ossos mais fielmente do que em outras regiões do corpo, uma vez que a aponeurose superficial se insere sobre as apófises

espinhosas, fazendo com que a pele dorsal seja relativamente fixa aos processos vertebrais adjacentes (BIENFAIT, 1989; LUNDBERG, 1996).

Avaliações que envolvam movimentos ocorrentes nos três planos de movimento (x, y, z) estão sendo aos poucos estudadas pelos pesquisadores. Para Chaudhari et al. (2001), compreender a cinemática das articulações é particularmente importante na detecção de movimentos rotatórios e translatórios na possibilidade de causarem graves lesões articulares, especialmente em diferentes atividades, as quais dependem diretamente de forças externas.

Várias metodologias de análise dos movimentos da coluna foram propostas (STOKES; ANDERSSON; FORSSBERG, 1989; WHITTLE; LEVINE, 1999; VACHERON et al., 1999; BREZIKOFER et al., 2000), mas a maioria delas possui limitações em seu método, seja em relação a simplicidade da análise (STOKES; ANDERSSON; FORSSBERG, 1989; WHITTLE; LEVINE, 1999; VACHERON et al., 1999) ou em relação a análise de apenas um plano de movimento (DIEFENTHAELER et al., 2008b). Neste ponto, o presente estudo procura responder como ocorrem os movimentos da coluna lombar considerando-se todos os seus segmentos (BREZIKOFER et al., 2000) e também seus três graus de liberdade, já que pouquíssimos estudos procuraram caracterizar este tipo de movimento (WHITE; PANJABI, 1978a; KLEINPAUL, 2007), sendo este um assunto inédito devido a sua especificidade de análise do movimento durante o ciclismo.

3 MÉTODO

3.1 TIPO DE ESTUDO

Esta pesquisa caracteriza-se como aplicada quanto à natureza, quantitativa quanto à abordagem do problema, descritiva quanto aos seus objetivos e empírica do tipo descritivo correlacional quanto aos procedimentos técnicos, envolvendo a busca por relações entre variáveis que procurem explicar e manipular os pontos de maior angulação lombar.

Gil (2002) afirma que quando uma pesquisa procura produzir conhecimentos para aplicações práticas e dirigidas a solução de problemas específicos ela deve ser classificada como sendo uma pesquisa aplicada, ainda, quando esta pesquisa parte do pressuposto que tudo é quantificável o autor a classifica como sendo quantitativa. Gil (2002) afirma ainda que a pesquisa descritiva tem como objetivo descrever as características de determinada população ou fenômeno ou o estabelecimento de relações entre variáveis. Também é correto dizer que esta pesquisa se caracteriza por ser de cunho correlacional (THOMAS; NELSON, 2002), pois procura determinar o relacionamento entre duas ou mais variáveis.

3.2 SUJEITOS DA PESQUISA

Foram avaliados ciclistas recreacionais residentes na cidade de Florianópolis. A seleção dos sujeitos foi do tipo não probabilístico intencional. O grupo de estudo foi composto por oito sujeitos do sexo masculino sem patologias nem dor lombar (nem histórico dela).

A Tabela 1 apresenta as características dos sujeitos avaliados.

Tabela 1 - Características dos sujeitos avaliados: idade (anos), massa corporal (kg) e estatura (m).

Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (m)
27,63 ± 6,1	73,81 ± 6,8	1,77 ± 0,05

3.3 INSTRUMENTOS DE MEDIDA

Entre os instrumentos para as avaliações estavam:

- Uma bicicleta *Mountain Bike*;
- Um ciclosimulador (*CompuTrainer Pro Lab 3D, Racermate Inc., EUA*), para fixar a bicicleta, gerar a sobrecarga mecânica para o teste (potência fixa de 150 W), controlar a cadência de pedalada (entre 70 e 80 rpm), e garantir a estabilidade do ciclista na mesma;
- Um questionário (APÊNDICES B e C) com o qual foram adquiridas informações acerca da prática de ciclismo para cada ciclista e também em relação ao conforto durante a prática;
- Fita métrica da marca Cardiomed com resolução de 1 mm para medir dimensões da bicicleta e parâmetros corporais necessários à avaliação;
- Goniômetro da marca Carci com resolução de 5° para medir e ajustar os ângulos corporais do avaliado na bicicleta;
- Balança eletrônica da marca Toledo com resolução de 100 g para mensurar a massa dos sujeitos do estudo;
- Estadiômetro da marca Seca com resolução de 1 mm para mensurar a estatura dos sujeitos do estudo;
- *Software* de análise postural (SAPO) utilizado para determinar os ângulos absolutos dos segmentos em relação à vertical ou à horizontal a cada decil (10%) do ciclo do pé-de-vela (PDV), para a avaliação cinemática bidimensional que foi feita utilizando duas câmeras digitais (SONY HVR-VIU) sincronizadas, que operaram em frequência de 30 Hz;
- Planilhas para anotações e organização das coletas.

Foram utilizados recursos materiais e humanos pertencentes ao Laboratório de Biomecânica da Universidade Federal de Santa Catarina (BIOMECC) e ao Laboratório de Esforço Físico (LAEF).

3.4 COLETA DOS DADOS

Os testes foram realizados no Laboratório de Biomecânica da Universidade Federal de Santa Catarina (BIOMECC) pelo próprio mestrando e por uma equipe de apoio. Todas as coletas de cada ciclista (antropométrica, cinemática e de conforto) foram realizadas no mesmo dia, sendo que as duas avaliações cinemáticas foram realizadas em ordem aleatória de avaliação. As coletas foram agendadas previamente com data e hora pré-determinadas.

3.5 PROCEDIMENTOS PARA A COLETA DOS DADOS

Este estudo foi submetido à apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina (Anexo B) (projeto aprovado e protocolado sob o processo nº 208/2009). Todos os participantes da pesquisa assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A) concordando em submeterem-se ao protocolo e que os resultados sejam divulgados, permanecendo suas identidades não reveladas, conforme a Resolução nº 196 de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde. Os procedimentos experimentais foram realizados no Laboratório de Biomecânica da Universidade Federal de Santa Catarina (BIOMECC).

As coletas foram realizadas, para cada sujeito, em um único dia, conforme data e hora pré-determinadas. Inicialmente eram mensuradas a massa corporal e a estatura do ciclista e a bicicleta do sujeito era acoplada ao ciclo simulador. Em seguida, eram fixados os marcadores reflexivos no dorso de cada ciclista para posteriormente serem realizadas a calibração e aquisição das imagens de interesse em cada uma das duas situações. Após as filmagens, o ciclista respondia aos questionários (Apêndices B e C).

Antes de iniciarem os procedimentos para a coleta dos dados, os ciclistas que aceitaram participar do estudo foram informados sobre o protocolo de avaliação e esclarecidos sobre os objetivos e os métodos da pesquisa. Não havendo dúvidas foram marcados horários para as avaliações.

3.5.1 Avaliação cinemática

Todos os sujeitos pedalarão em uma bicicleta devidamente ajustada às características corporais de cada sujeito (com exceção da altura do selim) durante 1 minuto após a estabilização da cadência de pedalada para a aquisição de cinco ciclos de pedalada para cada uma das duas situações de ajuste do selim (ajustado e desajustado), com cadência entre 70 e 80 rpm e em uma taxa de produção de potência de 150 W, característica do ciclismo recreacional (Burke e Pruitt 2003). Houve um período mínimo de acomodação de 30 s após ser atingida a cadência de 70 rpm, em cada posição, que antecedeu os ciclos selecionados para análise.

Os procedimentos utilizados para as duas situações de coleta foram os mesmos, o que os diferenciou foi a altura do selim, ou seja, na situação que utilizou o selim desajustado, o mesmo estava da mesma forma que o ciclista o utiliza normalmente e, na situação selim ajustado, a altura do mesmo foi definida de acordo com o protocolo de Burke e Pruitt (1996) para adaptar a bicicleta às características corporais de cada ciclista (Figuras 1 e 2).

Os testes envolveram a avaliação cinemática bidimensional (2D) da coluna lombar que foi feita utilizando duas câmeras digitais sincronizadas e posicionadas posteriormente e lateralmente ao voluntário e perpendiculares entre si (3,10 m de distância do plano de calibração e 1,20 m de altura), de modo que uma delas ficasse perpendicular ao plano sagital (lado direito) e a outra perpendicular ao plano frontal (vista posterior) durante todo o experimento, evitando erros de paralaxe. O ambiente experimental está ilustrado na Figura 4. O foco, a inclinação lateral, assim como os outros parâmetros das câmeras foram ajustados manualmente e foram mantidos fixos durante todo o experimento.

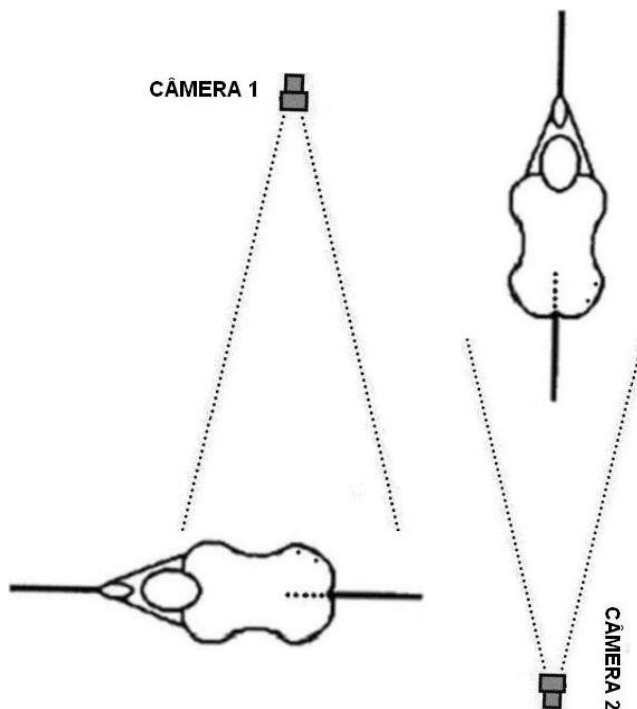


Figura 4 - Disposição das câmeras para aquisição das imagens. Imagem ilustrativa. Adaptado de Kleinpaul (2007).

Depois de ajustadas, as câmeras registraram ininterruptamente as atividades determinadas no protocolo até o final do experimento. As seqüências de imagens geradas foram inicialmente armazenadas na memória das filmadoras digitais. Após uma pré-escolha dos trechos de interesse, estes foram transferidos para o disco rígido do computador. Todo o tratamento de imagem subsequente para análise 2D, descrito a seguir, foi realizado através do *Software* de Análise Postural (SAPO) versão 0.68.

3.5.1.1 Obtenção das coordenadas dos pontos da coluna lombar

A metodologia para a descrição dos movimentos da coluna lombar consistiu nas seguintes etapas: (a) construção de um modelo de representação da coluna lombar como um sistema de corpos rígidos articulados, sendo utilizado um conjunto de 13 marcadores posicionados sobre os acidentes ósseos desta região do corpo; (b) obtenção das coordenadas espaciais dos marcadores por meio da cinemetria bidimensional; (c) determinação dos ângulos propostos para a avaliação da mobilidade nesta região da coluna vertebral. Esta metodologia apresenta um bom grau de confiabilidade das medidas de repetibilidade, de acordo com o Apêndice D.

A coluna lombar foi reconstruída em segmentos a partir do posicionamento de marcadores adesivos retro-reflexivos, em forma de hastes para permitir também a análise dos ângulos de rotação, com 5 mm de diâmetro posicionados sobre a pele, seguindo o alinhamento dos processos espinhosos das vértebras, avaliados por palpação. Os pontos de referência anatômica foram: processos espinhosos da primeira à quinta vértebra lombar e primeira sacral, espinha ílaca pósterior superior direita (EIPS) e espinha ílaca anterior superior direita (EIAS), que serviram para o cálculo dos ângulos avaliados, apresentados nas Figuras 5, 6, 7 e 8. Os marcadores semi-esféricos das espinhas ílacas anterior e posterior superiores serviram para controlar o ângulo de inclinação da pelve, para assegurar que não é o posicionamento da mesma que estava alterando a posição da coluna lombar. Foram analisadas posições dinâmicas (ciclista pedalando) assumindo-se diferentes posições do selim (desajustado e ajustado). As mesmas foram testadas randomicamente.

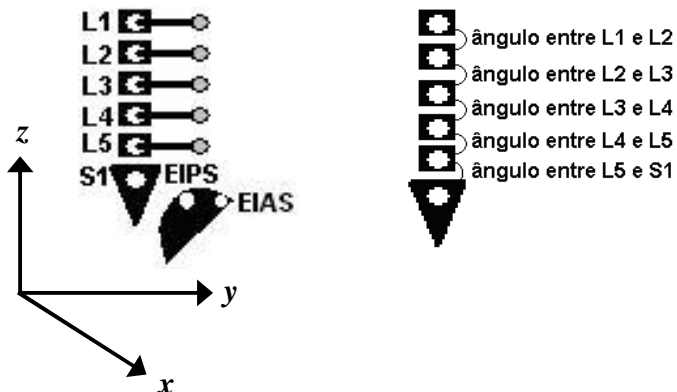


Figura 5 - Cálculo das variáveis angulares (L1-L2, L2-L3, L3-L4, L4-L5, L5-S1). Esquema dos ângulos a serem calculados nos três planos (flexão-extensão no plano sagital, inclinação lateral no plano frontal e rotação no plano transverso).

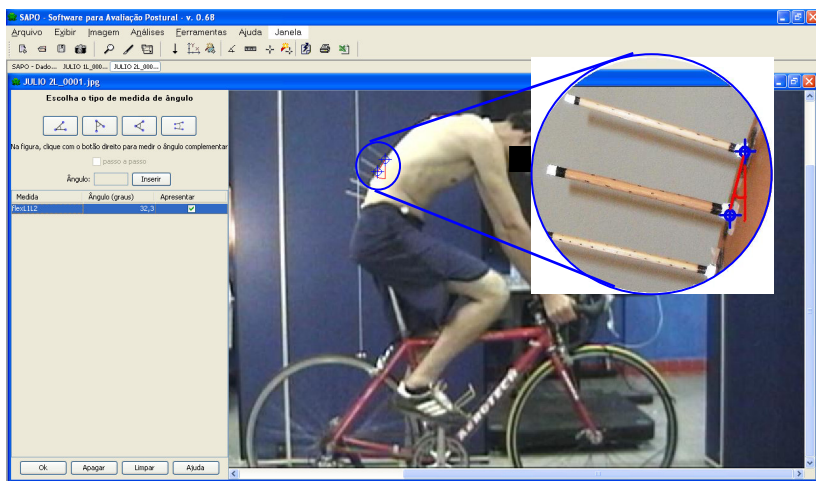


Figura 6 – Determinação dos ângulos de flexão-extensão.

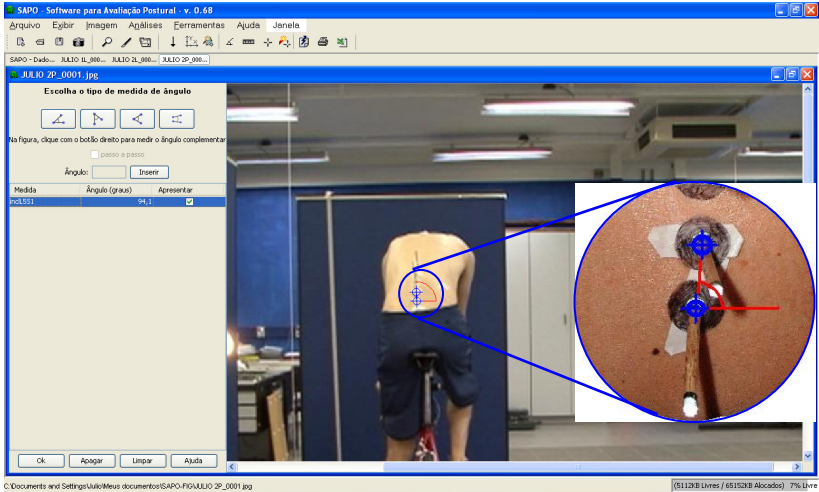


Figura 7 – Determinação dos ângulos de inclinação lateral.

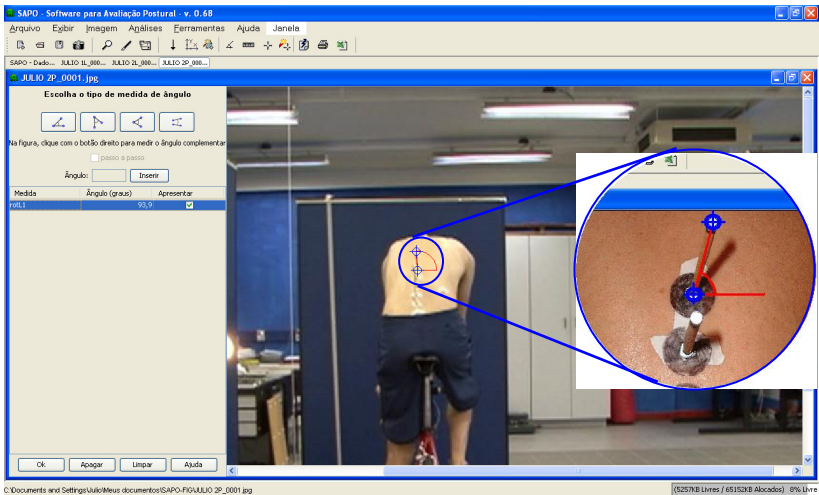


Figura 8 – Determinação dos ângulos de rotação.

Esta pesquisa aplicou a metodologia proposta por Brenzikofer et al. (2000, 2001) propondo a quantificação e análise de alterações da coluna lombar, considerando todos os segmentos da mesma, com movimentos analisados por meio de reconstrução 2D, no ciclismo.

3.5.2 Avaliação Antropométrica e de Conforto

Para caracterização do grupo de estudo, foram mensurados a massa e a estatura dos mesmos.

Para se levantar o maior número de informações acerca de cada ciclista e também em relação ao conforto foi aplicado, após as coletas, um questionário (APÊNDICES B e C).

3.6 TRATAMENTOS DOS DADOS

As imagens adquiridas foram digitalizadas considerando-se os pontos anatômicos de referência para a análise do movimento angular da coluna lombar durante a pedalada. Após a digitalização das imagens e determinação dos ângulos, os dados foram filtrados em ambiente Matlab versão 7.0.1 (MathWorks Inc, USA) através de um filtro do tipo *Butterworth* de segunda ordem e frequência de corte de 6 Hz (APÊNDICE E). Para extrapolar os dados e garantir que ocorresse o mesmo número de eventos em cada ciclo do PDV os dados foram normalizados através do programa *Origin 6.0 Professional*.

Os dados referentes ao conforto, adquiridos através da aplicação dos questionários (APÊNDICES B e C) foram tabulados em uma planilha do *software* Excel para facilitar a análise dos mesmos.

3.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Todos os procedimentos estatísticos foram realizados no *software* SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) versão 15.0 *for Windows*. Utilizou-se estatística descritiva de medidas de tendência central (média), de variabilidade (desvio-padrão) para apresentação dos dados angulares, antropométricos (massa corporal e estatura) e da altura do selim nas duas situações de ajuste. A fim de verificar se os dados possuíam distribuição normal, aplicou-se o teste de *Shapiro-Wilk*, o qual

comprovou a normalidade dos mesmos. O Teste *t* de *Student* pareado foi aplicado para comparar a altura do selim nas duas situações e o comportamento angular lombar durante o ciclo de pedalada nas duas posições. Os resultados de todas as análises são considerados significativos quando $p < 0,05$.

4 RESULTADOS

Neste capítulo estão descritos os resultados obtidos na análise das variáveis de conforto e o comportamento angular da coluna lombar. Para melhor apresentação dos dados, os mesmos foram organizados de acordo com os objetivos específicos: comportamento angular da coluna lombar com os diferentes ajustes do selim; caracterização e quantificação do comportamento angular da coluna lombar durante o ciclo da pedalada; conforto geral; conforto na região lombar.

A Tabela 2 apresenta as alturas médias (cm) do selim nas situações desajustado e ajustado.

Tabela 2 - Altura média do selim nas situações desajustado e ajustado (cm).

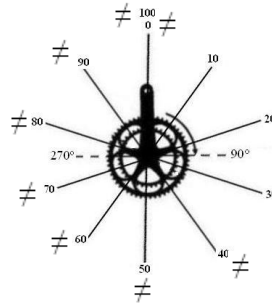
Altura do selim		
Desajustado (cm)	Ajustado (cm)	p*
69,75 ± 2,51	75,56 ± 3,57	0,001

* p<0,05 representa valor estatisticamente significativo para o teste-t de *Student* entre as situações de selim ajustado e desajustado.

A Tabela 3 apresenta os ângulos encontrados para a pelve no plano sagital nas situações de selim ajustado e desajustado. Com exceção do segundo, terceiro e quarto decis (10, 20 e 30% do ciclo), todos os demais apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre as situações analisadas, sendo encontrados valores médios superiores na posição ajustada.

Tabela 3 - Variáveis cinemáticas das duas posições adotadas (selim ajustado e desajustado). Valores de média (\bar{X}) \pm desvio padrão (DP) (graus) para o ângulo pélvico analisado estão apresentados. Resultados de flexão-extensão (anteversão pélvica) em relação ao Plano Sagital.

% do ciclo	Ajustado	Desajustado	p
	$\bar{X} \pm DP$	$\bar{X} \pm DP$	
0	49 \pm 7	45 \pm 9	0,008
10	48 \pm 7	45 \pm 9	0,15
20	49 \pm 7	46 \pm 9	0,24
30	50 \pm 7	47 \pm 9	0,13
40	51 \pm 8	47 \pm 10	0,03
50	52 \pm 9	47 \pm 10	0,01
60	52 \pm 9	47 \pm 9	0,02
70	52 \pm 9	46 \pm 9	0,03
80	51 \pm 9	46 \pm 9	0,04
90	50 \pm 8	45 \pm 9	0,03
100	48 \pm 6	44 \pm 7	0,005



$p < 0,05$ representa valor estatisticamente significativo para o Teste *t* de *Student* pareado entre as situações de selim ajustado e desajustado.

A Tabela 4 apresenta os ângulos encontrados para a coluna lombar no plano sagital nas situações de selim ajustado e desajustado. As não diferenças foram encontradas principalmente a 70, 80 e 90% do ciclo de PDV, sendo encontrados valores médios superiores na posição ajustada.

Tabela 4 - Variáveis cinemáticas das duas posições adotadas (selim ajustado e desajustado). Valores de média (\bar{X}) \pm desvio padrão (DP) (graus) para cada ângulo analisado estão apresentados. Resultados de flexão-extensão em relação ao Plano Sagital. (continua)

% do ciclo		Ajustado	Desajustado	p
		$\bar{X} \pm DP$	$\bar{X} \pm DP$	
0	L1-L2	36 \pm 6	32 \pm 5	0,006*
	L2-L3	35 \pm 5	30 \pm 6	0,009*
	L3-L4	32 \pm 7	29 \pm 8	0,01*
	L4-L5	30 \pm 8	25 \pm 7	0,004*
	L5-S1	27 \pm 9	24 \pm 9	0,004*
10	L1-L2	36 \pm 5	32 \pm 5	0,004*
	L2-L3	34 \pm 5	30 \pm 7	0,004*
	L3-L4	31 \pm 6	28 \pm 8	0,02*
	L4-L5	29 \pm 6	25 \pm 8	0,003*
	L5-S1	26 \pm 8	22 \pm 8	0,004*
20	L1-L2	35 \pm 5	31 \pm 5	0,005*
	L2-L3	34 \pm 5	30 \pm 7	0,002*
	L3-L4	30 \pm 6	27 \pm 8	0,02*
	L4-L5	29 \pm 6	25 \pm 8	0,009*
	L5-S1	26 \pm 7	21 \pm 8	0,004*
30	L1-L2	35 \pm 5	31 \pm 5	0,003*
	L2-L3	33 \pm 5	30 \pm 7	0,003*
	L3-L4	30 \pm 6	27 \pm 7	0,02*
	L4-L5	28 \pm 7	25 \pm 8	0,02*
	L5-S1	26 \pm 7	21 \pm 7	0,004*
40	L1-L2	36 \pm 5	31 \pm 6	0,002*
	L2-L3	32 \pm 5	29 \pm 7	0,03*
	L3-L4	31 \pm 6	27 \pm 7	0,01*
	L4-L5	28 \pm 7	24 \pm 8	0,01*
	L5-S1	26 \pm 7	22 \pm 8	0,005*

p<0,05 representa valor estatisticamente significativo para o Teste *t* de *Student* pareado entre as situações de selim ajustado e desajustado.

Tabela 4 - Variáveis cinemáticas das duas posições adotadas (selim ajustado e desajustado). Valores de média (\bar{x}) \pm desvio padrão (DP) (graus) para cada ângulo analisado estão apresentados. Resultados de flexão-extensão em relação ao Plano Sagital. (conclusão)

% do ciclo	Ajustado		Desajustado	p
	$\bar{x} \pm DP$	$\bar{x} \pm DP$	$\bar{x} \pm DP$	
50	L1-L2	36 \pm 6	31 \pm 6	0,005*
	L2-L3	32 \pm 5	29 \pm 7	0,06
	L3-L4	31 \pm 7	27 \pm 6	0,02*
	L4-L5	28 \pm 7	24 \pm 8	0,02*
	L5-S1	26 \pm 7	22 \pm 8	0,02*
60	L1-L2	36 \pm 7	31 \pm 6	0,02*
	L2-L3	33 \pm 6	29 \pm 6	0,08
	L3-L4	30 \pm 7	27 \pm 7	0,04*
	L4-L5	28 \pm 8	25 \pm 8	0,08
	L5-S1	26 \pm 8	22 \pm 9	0,03*
70	L1-L2	36 \pm 7	32 \pm 6	0,06
	L2-L3	33 \pm 6	30 \pm 6	0,07
	L3-L4	30 \pm 7	27 \pm 7	0,1
	L4-L5	28 \pm 8	25 \pm 9	0,1
	L5-S1	26 \pm 9	21 \pm 9	0,045*
80	L1-L2	35 \pm 7	32 \pm 6	0,2
	L2-L3	33 \pm 6	30 \pm 6	0,06
	L3-L4	30 \pm 7	28 \pm 8	0,3
	L4-L5	28 \pm 8	25 \pm 9	0,1
	L5-S1	25 \pm 10	22 \pm 9	0,1
90	L1-L2	34 \pm 7	32 \pm 6	0,3
	L2-L3	34 \pm 6	30 \pm 7	0,04*
	L3-L4	30 \pm 7	28 \pm 8	0,2
	L4-L5	28 \pm 7	25 \pm 8	0,07
	L5-S1	25 \pm 9	22 \pm 9	0,3
100	L1-L2	34 \pm 5	32 \pm 5	0,1
	L2-L3	34 \pm 6	30 \pm 6	0,02*
	L3-L4	31 \pm 5	28 \pm 7	0,03*
	L4-L5	28 \pm 5	24 \pm 6	0,02*
	L5-S1	24 \pm 8	22 \pm 8	0,2

p<0,05 representa valor estatisticamente significativo para o Teste *t* de Student pareado entre as situações de selim ajustado e desajustado.

Com base nos resultados da tabela 4, pode-se rejeitar a primeira Hipótese nula e aceitar parcialmente a primeira Hipótese alternativa, pois existe diferença na maioria dos valores angulares da coluna lombar no eixo ântero-posterior entre as diferentes situações de ajuste do selim (ajustado e desajustado).

A Tabela 5 apresenta os ângulos encontrados para o plano frontal nas situações de selim ajustado e desajustado. Neste plano ocorreram poucas diferenças significativas, sendo que estas ocorreram apenas para o segmento L1-L2 a 30, 40, 80, 90 e 100% do ciclo e para o segmento L4-L5 a zero, 40, e 100% do ciclo, sendo encontrados valores médios superiores principalmente na posição desajustada nestes casos.

Tabela 5 - Variáveis cinemáticas das duas posições adotadas (selim ajustado e desajustado). Valores de média (\bar{x}) \pm desvio padrão (DP) (graus) para cada ângulo analisado estão apresentados. Resultados da inclinação lateral em relação ao Plano Frontal. (continua)

% do ciclo	Ajustado		Desajustado	p
	$\bar{x} \pm DP$	$\bar{x} \pm DP$	$\bar{x} \pm DP$	
0	L1-L2	82 \pm 2	83 \pm 3	0,2
	L2-L3	83 \pm 3	83 \pm 4	0,5
	L3-L4	86 \pm 2	85 \pm 1	0,8
	L4-L5	84 \pm 3	85 \pm 2	0,02*
	L5-S1	83 \pm 3	85 \pm 2	0,1
10	L1-L2	83 \pm 3	84 \pm 3	0,1
	L2-L3	84 \pm 4	84 \pm 4	0,5
	L3-L4	86 \pm 1	86 \pm 2	0,5
	L4-L5	86 \pm 3	86 \pm 2	0,1
	L5-S1	84 \pm 3	86 \pm 2	0,1
20	L1-L2	88 \pm 1	88 \pm 1	0,9
	L2-L3	87 \pm 4	87 \pm 2	0,98
	L3-L4	89 \pm 1	88 \pm 2	0,5
	L4-L5	89 \pm 2	89 \pm 1	0,99
	L5-S1	87 \pm 2	89 \pm 1	0,1
30	L1-L2	95 \pm 3	93 \pm 1	0,03*
	L2-L3	92 \pm 3	93 \pm 1	0,6
	L3-L4	92 \pm 1	92 \pm 1	0,4
	L4-L5	92 \pm 1	92 \pm 1	0,06
	L5-S1	91 \pm 2	92 \pm 1	0,2

p<0,05 representa valor estatisticamente significativo para o Teste t de *Student* pareado entre as situações de selim ajustado e desajustado.

Tabela 5 - Variáveis cinemáticas das duas posições adotadas (selim ajustado e desajustado). Valores de média (\bar{x}) \pm desvio padrão (DP) (graus) para cada ângulo analisado estão apresentados. Resultados da inclinação lateral em relação ao Plano Frontal. (continuação)

% do ciclo	Ajustado		Desajustado	p
	$\bar{x} \pm DP$		$\bar{x} \pm DP$	
40	L1-L2	100 \pm 5	97 \pm 3	0,04*
	L2-L3	96 \pm 3	96 \pm 2	0,7
	L3-L4	95 \pm 2	94 \pm 1	0,2
	L4-L5	95 \pm 2	93 \pm 1	0,04*
	L5-S1	94 \pm 3	94 \pm 1	0,8
50	L1-L2	101 \pm 6	98 \pm 4	0,1
	L2-L3	98 \pm 3	97 \pm 2	0,7
	L3-L4	96 \pm 2	95 \pm 2	0,2
	L4-L5	95 \pm 3	94 \pm 1	0,2
	L5-S1	95 \pm 3	95 \pm 2	0,9
60	L1-L2	98 \pm 5	97 \pm 4	0,3
	L2-L3	97 \pm 3	96 \pm 2	0,2
	L3-L4	94 \pm 2	94 \pm 2	0,5
	L4-L5	94 \pm 3	93 \pm 1	0,6
	L5-S1	94 \pm 3	94 \pm 1	0,99
70	L1-L2	93 \pm 3	93 \pm 2	0,4
	L2-L3	93 \pm 2	92 \pm 1	0,2
	L3-L4	91 \pm 1	92 \pm 1	0,4
	L4-L5	91 \pm 2	91 \pm 1	0,9
	L5-S1	91 \pm 2	92 \pm 1	0,4
80	L1-L2	86 \pm 2	88 \pm 1	0,01*
	L2-L3	88 \pm 1	88 \pm 1	0,6
	L3-L4	87 \pm 2	89 \pm 1	0,09
	L4-L5	88 \pm 2	89 \pm 1	0,3
	L5-S1	87 \pm 2	88 \pm 2	0,3
90	L1-L2	82 \pm 3	84 \pm 2	0,01*
	L2-L3	84 \pm 2	85 \pm 2	0,3
	L3-L4	85 \pm 3	86 \pm 1	0,2
	L4-L5	85 \pm 2	87 \pm 2	0,08
	L5-S1	84 \pm 2	85 \pm 2	0,2

p<0,05 representa valor estatisticamente significativo para o Teste t de *Student* pareado entre as situações de selim ajustado e desajustado.

Tabela 5 - Variáveis cinemáticas das duas posições adotadas (selim ajustado e desajustado). Valores de média (\bar{x}) \pm desvio padrão (DP) (graus) para cada ângulo analisado estão apresentados. Resultados da inclinação lateral em relação ao Plano Frontal. (conclusão)

% do ciclo	Ajustado		Desajustado	p
	$\bar{x} \pm DP$	$\bar{x} \pm DP$	$\bar{x} \pm DP$	
100	L1-L2	82 \pm 3	83 \pm 2	0,04*
	L2-L3	83 \pm 3	84 \pm 3	0,5
	L3-L4	84 \pm 3	85 \pm 1	0,4
	L4-L5	84 \pm 2	86 \pm 1	0,005*
	L5-S1	83 \pm 3	84 \pm 2	0,1

p<0,05 representa valor estatisticamente significativo para o Teste t de *Student* pareado entre as situações de selim ajustado e desajustado.

Com base nos resultados da tabela 5, pode-se rejeitar a segunda Hipótese nula e aceitar parcialmente a segunda Hipótese alternativa, pois existe diferença em alguns valores angulares da coluna lombar no eixo médio-lateral entre as diferentes situações de ajuste do selim (ajustado e desajustado).

A Tabela 6 apresenta os ângulos encontrados para o plano transversal nas situações de selim desajustado e ajustado. Neste plano também ocorreram poucas diferenças significativas, sendo que estas ocorreram para a haste L1 apenas a 20% do ciclo, para L2 a 90 e 100%, L3 apenas a 90% do ciclo, L4 a zero e 10% do ciclo e para L5 a zero, 10, 20, 90, e 100% do ciclo do PDV, sendo encontrados valores médios superiores na posição desajustada.

Tabela 6 - Variáveis cinemáticas das duas posições adotadas (selim ajustado e desajustado). Valores de média (\bar{x}) \pm desvio padrão (DP) (graus) para cada ângulo analisado estão apresentados. Resultados de rotação em relação ao Plano Transverso. (continua)

% do ciclo	Ajustado		Desajustado	p
	$\bar{x} \pm DP$	$\bar{x} \pm DP$	$\bar{x} \pm DP$	
0	L1	84,±4	85±2	0,4
	L2	84±2	86±3	0,1
	L3	86±2	86±1	0,8
	L4	86±1	86±1	0,02*
	L5	83±3	85±3	0,01*
10	L1	84±4	86±2	0,1
	L2	85±3	87±3	0,1
	L3	87±2	87±2	0,97
	L4	86±1	88±2	0,02*
	L5	84±4	86±3	0,04*
20	L1	87±2	88±1	0,045*
	L2	88±2	89±2	0,2
	L3	89±1	88±1	0,6
	L4	89±1	90±1	0,2
	L5	87±3	88±2	0,03*
30	L1	91±1	91±1	0,4
	L2	92±3	92±1	0,7
	L3	92±1	91±1	0,1
	L4	92±3	91±1	0,5
	L5	91±1	91±1	0,3
40	L1	94±1	93±1	0,3
	L2	95±4	93±2	0,4
	L3	94±3	92±1	0,3
	L4	95±6	93±1	0,3
	L5	94±3	93±2	0,6
50	L1	94±2	93±2	0,3
	L2	96±6	94±2	0,4
	L3	95±5	93±1	0,4
	L4	96±8	93±1	0,4
	L5	95±5	93±2	0,4

p<0,05 representa valor estatisticamente significativo para o Teste t de Student pareado entre as situações de selim ajustado e desajustado.

Tabela 6 - Variáveis cinemáticas das duas posições adotadas (selim ajustado e desajustado). Valores de média (\bar{x}) \pm desvio padrão (DP) (graus) para cada ângulo analisado estão apresentados. Resultados de rotação em relação ao Plano Transverso. (conclusão)

% do ciclo	Ajustado		Desajustado	p
	$\bar{x} \pm DP$		$\bar{x} \pm DP$	
60	L1	94 \pm 2	93 \pm 2	0,4
	L2	95 \pm 5	93 \pm 2	0,4
	L3	94 \pm 5	93 \pm 1	0,6
	L4	95 \pm 7	93 \pm 1	0,5
	L5	94 \pm 5	93 \pm 1	0,4
70	L1	91 \pm 1	91 \pm 1	0,7
	L2	92 \pm 4	92 \pm 1	0,6
	L3	92 \pm 3	92 \pm 1	0,9
	L4	92 \pm 4	92 \pm 0,3	0,7
	L5	91 \pm 3	91 \pm 0,4	0,9
80	L1	88 \pm 1	89 \pm 1	0,3
	L2	89 \pm 3	89 \pm 2	0,6
	L3	89 \pm 1	90 \pm 1	0,06
	L4	89 \pm 2	90 \pm 1	0,2
	L5	87 \pm 5	89 \pm 2	0,1
90	L1	86 \pm 2	87 \pm 1	0,2
	L2	86 \pm 3	87 \pm 4	0,049*
	L3	87 \pm 1	88 \pm 1	0,05*
	L4	87 \pm 2	88 \pm 1	0,1
	L5	84 \pm 5	87 \pm 3	0,03*
100	L1	84 \pm 3	85 \pm 2	0,4
	L2	84 \pm 3	85 \pm 3	0,02*
	L3	86 \pm 2	86 \pm 1	0,6
	L4	86 \pm 2	86 \pm 1	0,3
	L5	83 \pm 3	85 \pm 3	0,001*

p<0,05 representa valor estatisticamente significativo para o Teste t de Student pareado entre as situações de selim ajustado e desajustado.

Com base nos resultados da tabela 6, pode-se rejeitar a terceira Hipótese nula e aceitar parcialmente a terceira Hipótese alternativa, pois existe diferença em alguns valores angulares da coluna lombar no eixo transversal entre as diferentes situações de ajuste do selim (ajustado e desajustado).

Os valores das curvaturas em toda a extensão da coluna lombar e pélvica ao longo do ciclo estão apresentados em gráficos sobrepostos. Esta forma de apresentação permite a visualização e comparação das curvaturas da coluna ao longo do ciclo de pedalada.

Na Figura 9 está representado o comportamento pélvico no Plano Sagital (anteversão). Nela pode-se observar que, em ambas as posições, ocorreram dois ciclos de flexão-extensão ao longo de um ciclo do PDV.

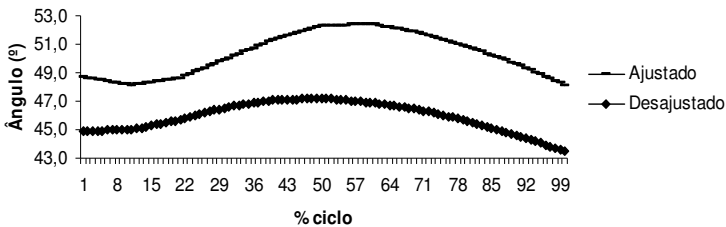


Figura 9 - Comportamento angular da pelve no Plano Sagital em função do ciclo do pé-de-vela.

Nas Figuras 10 e 11 está representado o comportamento dos segmentos lombares no Plano Frontal (inclinação lateral). Nelas pode-se observar que em ambas as posições a maior inclinação lateral para a esquerda ocorre na parte final do ciclo de pedalada, próximo ao PMS (100% do ciclo) e a maior inclinação lateral para a direita ocorre na metade do ciclo, próximo ao PMI, considerando-se o PDV direito.

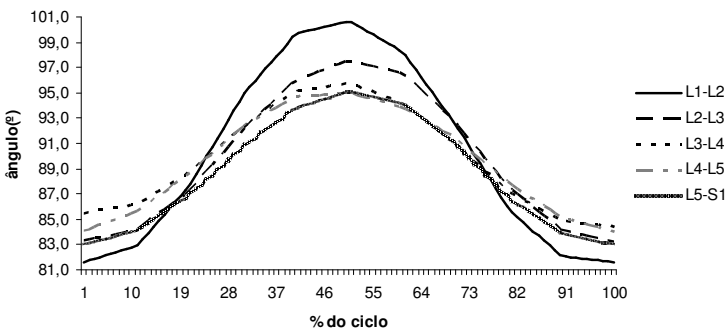


Figura 10 - Comportamento angular do segmento lombar quando todas as porções são analisadas em conjunto no Plano Frontal (Posição Ajustada), em função do ciclo do pé-de-vela.

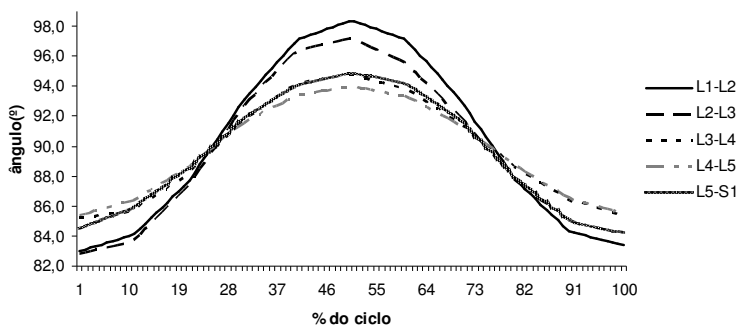


Figura 11 - Comportamento angular do segmento lombar quando todas as porções são analisadas em conjunto no Plano Frontal (Posição Desajustada), em função do ciclo do pé-de-vela.

Nas Figuras 12 e 13 está representado o comportamento dos segmentos lombares no Plano Sagital (flexão-extensão). Nelas pode-se observar que em ambas as posições houve grande variabilidade, em média, nos resultados obtidos para a flexão/extensão, ocorrendo dois ciclos de flexão-extensão a cada ciclo de PDV.

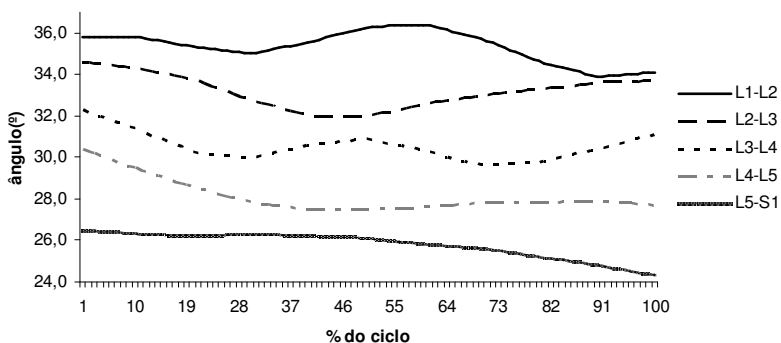


Figura 12 - Comportamento angular do segmento lombar quando todas as porções são analisadas em conjunto no Plano Sagital (Posição Ajustada), em função do ciclo do pé-de-vela.

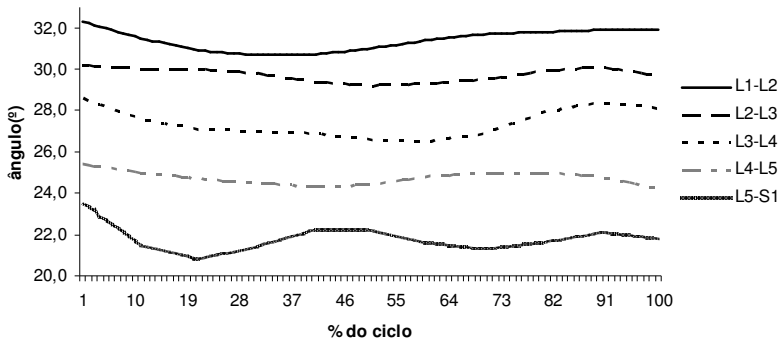


Figura 13 - Comportamento angular do segmento lombar quando todas as porções são analisadas em conjunto no Plano Sagital (Posição Desajustada), em função do ciclo do pé-de-vela.

Nas Figuras 14 e 15 está representado o comportamento dos segmentos lombares no Plano Transverso (rotação). Nelas pode-se observar que em ambas as posições a maior rotação para a esquerda ocorre na parte final do ciclo de pedalada, próximo ao PMS e a maior rotação para a direita ocorre na metade do ciclo, próximo ao PMI, considerando-se o PDV direito.

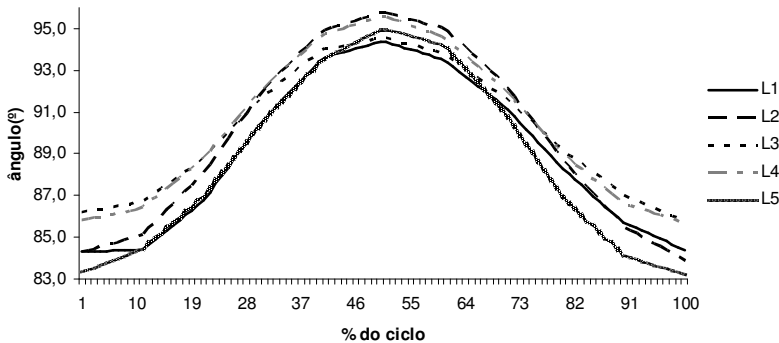


Figura 14 - Variação da curvatura geométrica do segmento lombar quando todas as porções são analisadas em conjunto no Plano Transverso (Posição Ajustada), em função do ciclo do pé-de-vela.

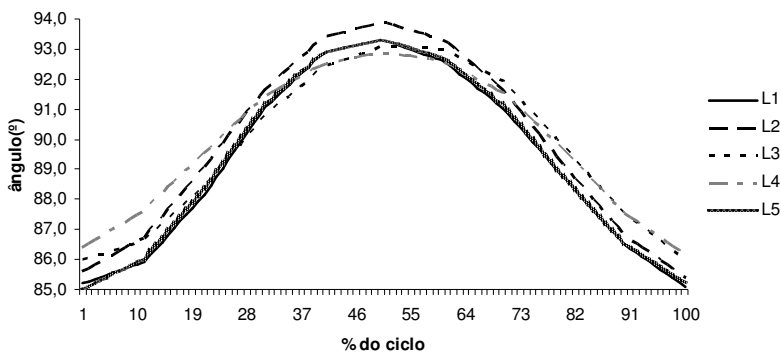


Figura 15 - Variação da curvatura geométrica do segmento lombar quando todas as porções são analisadas em conjunto no Plano Transverso (Posição Desajustada), em função do ciclo do pé-de-vela.

As Figuras 16, 17, 18, 19, 20 e 21 apresentam a amplitude angular e o desvio padrão no plano sagital, frontal e transverso, para os segmentos da coluna lombar ao longo de cinco ciclos do pé-de-vela, respectivamente, para ambas as situações adotadas. Nas Figuras 16 e 17, observa-se as amplitudes de flexão/extensão para as regiões da coluna lombar analisadas. Percebe-se, ainda que qualitativamente, um aumento da amplitude proporcional a parte inferior da lombar, principalmente na posição desajustada (posição ajustada: 2,5° para L1-L2, 2,6° para L2-L3, 2,7° para L3-L4, 2,9° para L4-L5 e 2,2° para L5-S1 e para a posição desajustada: 1,6° para L1-L2, 1,0° para L2-L3, 2,1° para L3-L4, 1,2° para L4-L5 e 2,7° para L5-S1).

Nas Figuras 18 e 19 uma maior amplitude angular em relação a inclinação lateral (Plano Frontal) na região superior da lombar pode ser observada, principalmente na posição ajustada (posição ajustada: 19,0° para L1-L2, 14,3° para L2-L3, 11,4° para L3-L4, 11,0° para L4-L5 e 12,1° para L5-S1 e para a posição desajustada: 15,3° para L1-L2, 14,4° para L2-L3, 9,6° para L3-L4, 8,6° para L4-L5 e 10,7° para L5-S1). Nas Figuras 20 e 21 a amplitude de rotação apresenta-se maior em L2 e L5 em ambas as posições (posição ajustada: 10,1° para L1-L2, 11,9° para L2-L3, 8,8° para L3-L4, 9,9° para L4-L5 e 11,8° para L5-S1 e para a posição desajustada: 8,2° para L1-L2, 8,5° para L2-L3, 7,1° para L3-L4, 6,7° para L4-L5 e 8,3° para L5-S1).

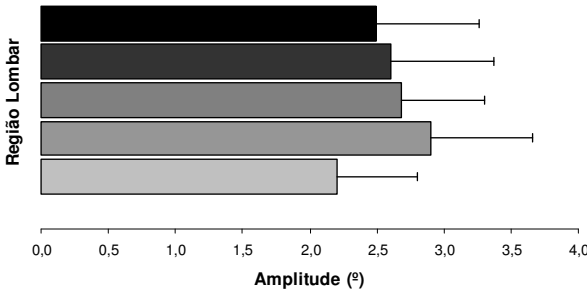


Figura 16 - Amplitude angular no Plano Sagital na Posição Ajustada.

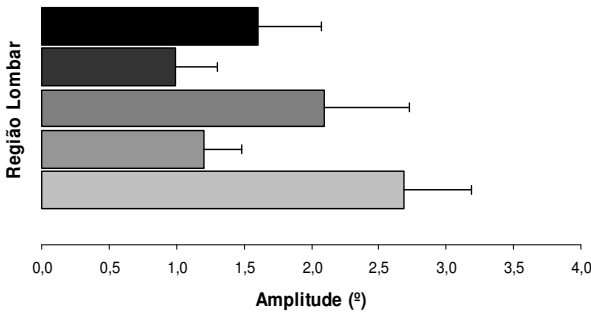


Figura 17 - Amplitude angular no Plano Sagital na Posição Desajustada.

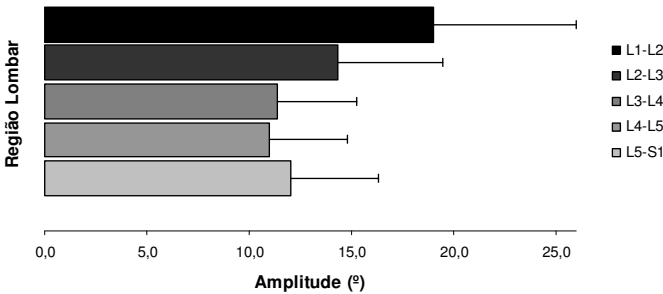


Figura 18 - Amplitude angular no Plano Frontal na Posição Ajustada.

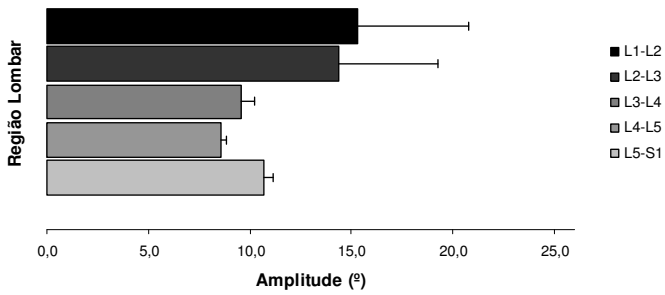


Figura 19 -
Amplitude angular no Plano Frontal na Posição Desajustada.

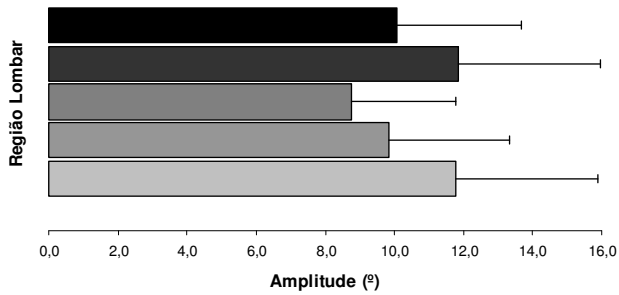


Figura 20 -
Amplitude angular no Plano Transverso na Posição Ajustada.

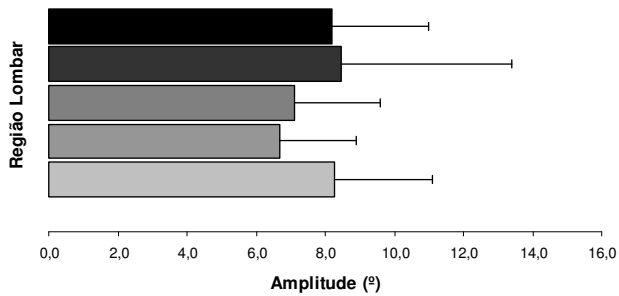


Figura 21 -
Amplitude angular no Plano Transverso na Posição Desajustada.

Dos questionários (APÊNDICES B e C), podem-se destacar os seguintes resultados:

- 5/8 dos ciclistas avaliados sentiam algum tipo de desconforto em suas bicicletas. Destes, quatro mencionaram ter sentido algum tipo de dor durante ou após a prática de ciclismo, as quais foram na coluna cervical e períneo (1), na coluna lombar (1), períneo (1) e joelho e ísquios (1).

- 4/8 dos ciclistas consideraram que suas bicicletas se adaptavam parcialmente as suas características corporais, 3/8 consideraram que as mesmas se adaptavam plenamente e 1/8 considerou que sua bicicleta não se adapta às suas características corporais.

- em relação ao conforto do selim, 1/8 considerou o conforto do selim de sua bicicleta bom (atribuíram conforto maior ou igual a 7), 5/8 consideraram pouco conforto (entre 4 e 6) e 2/8 consideraram nenhum conforto (entre zero e 3).

- após o ajuste da altura do selim, durante as avaliações, 4/8 dos ciclistas não consideraram que houve melhora no conforto e, destes, nenhum sentiu desconforto/dor em algum local do corpo após o ajuste. Dentre as explicações para isso, um respondeu “me senti igual nas duas situações”, outro respondeu “estou acostumado com minha regulagem”, outro respondeu “ficou mais instável, tive sensação do joelho estar hiperextendido” e o último não soube explicar o porque.

- em relação ao conforto lombar, durante as avaliações, com o selim desajustado ocorreu um relato de desconforto, enquanto que com o selim ajustado não ocorreu nenhum relato.

- em relação ao conforto geral, também durante as coletas, na situação de selim desajustado ocorreram três relatos de desconfortos enquanto que na situação de selim ajustado não ocorreu nenhum relato de desconforto corporal.

Com base nestes resultados, pode-se rejeitar a quarta Hipótese nula e aceitar a quarta Hipótese alternativa, pois o ajuste correto da altura do selim melhorou o conforto, ou pelo menos, diminuiu o número de desconfortos relatados.

5 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Neste capítulo estão discutidos com a literatura existente os resultados obtidos na análise das variáveis de conforto e o comportamento angular da coluna lombar de ciclistas recreacionais. Para melhor discussão dos dados, os mesmos foram divididos em tópicos de acordo com os objetivos específicos: comportamento angular da coluna lombar com os diferentes ajustes do selim; caracterização e quantificação do comportamento angular da coluna lombar durante o ciclo da pedalada; conforto geral e conforto na região lombar.

5.1 COMPORTAMENTO ANGULAR DA COLUNA LOMBAR COM OS DIFERENTES AJUSTES DO SELIM

Na literatura consultada, nenhum estudo teve o objetivo de comparar o comportamento angular da coluna com a utilização de diferentes ajustes da altura do selim, mas sim, com diferentes modelos de selim, diferentes angulações do selim e em diferentes posições de agarre no guidom.

Bressel e Larson (2003) verificaram os efeitos de diferentes modelos de selins sobre os ângulos de tronco e pelve de ciclistas do sexo feminino que pedalarão em uma bicicleta estacionária com as mãos posicionadas na parte superior e inferior do guidom e com a utilização de três modelos de selim (plano, parcialmente vazado e vazado). Em relação aos ângulos do tronco, encontraram que a inclinação pélvica foi aumentada em 8% com a utilização do selim parcialmente vazado e em 16% com a utilização do selim vazado em relação ao selim plano. Os ângulos de flexão do tronco foram maiores com a utilização do selim vazado em comparação com os outros modelos. As ciclistas apresentaram um aumento de 77% de anteversão pélvica e de 11% de flexão do tronco quando utilizaram a posição aerodinâmica em relação a posição mais elevada no guidom. No presente estudo, a posição ajustada apresentou maior flexão da coluna lombar e maior anteversão pélvica (Tabelas 3 e 4), o que vai ao encontro dos dados acima descritos. Isso se deve ao fato de a situação ajustada, no presente estudo, aumentar a altura do selim (Tabela 2), o que provoca maior flexão do tronco, da mesma forma que a posição aerodinâmica de agarre do guidom.

A amplitude de flexão encontrada no presente estudo, para ambas

as posições aumentou na direção de L4-L5 e diminuiu em L5-S1 na posição ajustada, sendo, no geral, maiores na posição ajustada, conforme figuras 16 e 17, sendo este comportamento semelhante ao encontrado por Usabiaga et al. (1997), Bressel e Larson (2003), Kleinpaul (2007) e por Sauer et al. (2007) e portanto, característicos do ciclismo, tanto recreacional quanto competitivo.

Usabiaga et al. (1997) mensuraram através de radiologia as variações angulares da coluna lombar de três ciclistas de elite em diferentes posições adotadas sobre diferentes tipos de bicicletas usadas para competição. As posições envolveram uma mudança de lordose para cifose discal. Para obter uma posição mais aerodinâmica, os ciclistas flexionaram o quadril e posicionaram a pelve horizontalmente sem alterar os ângulos interdiscais. A amplitude angular encontrada na posição aerodinâmica entre os segmentos avaliados (L1-L2, L2-L3, L3-L4, L4-L5, L5-S1) apresentou aumento gradativo na direção de L4-L5 (de 3° para 6°), decrescendo em L5-S1 (3°) e na posição mais elevada de agarre do guidom a amplitude manteve-se semelhante entre os segmentos para o movimento de flexão-extensão (4°). Os autores concluíram que as mudanças observadas podem modificar a biomecânica normal da coluna lombar, mas a carga mecânica global sobre a coluna é reduzida quando se apóia o peso sobre os membros superiores (posição aerodinâmica). Concluíram também que o ciclismo não gera forças biomecânicas prejudiciais a coluna lombar, até mesmo em condições de ciclismo profissional.

Os valores de inclinação lateral reportados no presente estudo variaram de 10 a 19° na posição ajustada (Figura 18) e de 8 a 15° na posição desajustada (Figura 19), sendo que as maiores amplitudes ocorreram em L1-L2. Já os valores de rotação variaram de 8 a 11° na posição ajustada (Figura 20) e de 6 a 8° na posição desajustada (Figura 21), sendo que as maiores amplitudes ocorreram em L2 e L5. Estes valores foram superiores aos encontrados por Kleinpaul (2007), enquanto que os valores de flexão-extensão foram menores. Quanto a estes achados, Kleinpaul (2007) percebeu que a região lombar não realizava movimentos biomecanicamente desfavoráveis a mesma, ou seja, que agridam as estruturas que compõem esta região, pois os mesmos estavam dentro dos padrões esperados e também considerados normais, concordando com White e Panjabi (1978b) e Usabiaga et al. (1997).

Os resultados encontrados por Kleinpaul (2007) ao verificar os efeitos de diferentes posições de agarre do guidom (posição de descanso e inclinada) sobre a cinemática tridimensional da coluna lombar, em termos de amplitude angular de flexão-extensão, na posição inclinada

entre os segmentos avaliados (L1-L2, L2-L3, L3-L4, L4-L5, L5-S1) apresentou aumento gradativo na direção de L5-S1 (de 6° para 10°) e na posição de descanso (posição mais elevada de agarre do guidom) o comportamento foi semelhante, mas com amplitudes maiores (de 5° para 18°). Para os resultados da inclinação lateral encontraram amplitudes de 1° a 6° na posição de descanso e de 2° a 6° para a posição inclinada, sendo que as maiores amplitudes ocorreram em L3-L4 e L5-S1 e de 5° e 6° respectivamente para os resultados de rotação na altura das espinhas ilíacas pósterio superiores.

Seguindo esta mesma linha de pesquisa, Sauer et al. (2007) investigaram os efeitos da posição das mãos no guidom sobre o movimento da pelve ao longo de um ciclo de pedalada através da cinemática de uma tríade de marcadores, situados em marcos pélvicos posteriores, encontraram que as excursões médias angulares da pelve durante um ciclo de pedalada variaram em 2° - na inclinação pélvica anterior, na posição de descanso, a 8° - na rotação interna-externa na posição aerodinâmica. Variações angulares maiores foram observadas com a pelve rodando internamente (~3°) e lateralmente (~2°) para a posição aerodinâmica. Os valores de amplitude de anteversão pélvica encontrados no presente estudo foram de 4,3° para a situação ajustada e de 3,7° para a situação desajustada (Tabela 3), ou seja, semelhantes aos acima apresentados, mas ambas um pouco superiores, o que indica que a posição ajustada do selim permite maior amplitude de movimento pélvico.

5.2 CARACTERIZAÇÃO E QUANTIFICAÇÃO DO COMPORTAMENTO ANGULAR DA COLUNA LOMBAR DURANTE O CICLO DA PEDALADA

A coluna vertebral é fundamental para a dinâmica postural. Ela é responsável pela interligação mecânica entre os segmentos corporais. Quase todos os movimentos executados no dia-a-dia envolvem uma coordenação sinérgica entre os membros e a coluna. Dessa forma, o funcionamento da coluna é diretamente relacionado com a qualidade de vida (CAMPOS, 2005). Ações antecipatórias podem configurar a coluna para otimizar a movimentação dos membros inferiores e a absorção dos impactos. Em decorrência desses fatores, durante o andar, a forma geométrica da coluna adapta-se e oscila, realizando um ciclo completo por passada no plano frontal e dois no sagital (CALLAGHAN; PATLA;

MCGILL, 1999; SAUNDERS et al., 2005). Este comportamento foi semelhante durante uma revolução do ciclo do pedal nos achados de Kleinpaul (2007) e Kleinpaul et al. (2008) e também no presente estudo tanto para a coluna lombar quanto para a pelve (Figuras 9 a 15), ambos avaliando ciclistas recreacionais.

Os resultados de Kleinpaul (2007) e Kleinpaul et al. (2008) mostram grandes semelhanças no comportamento angular da coluna lombar nas duas posições avaliadas (descanso e inclinada) as quais indicaram que o início, o meio e o fim do ciclo do pé-de-vela influenciam mais na cinemática da pedalada, visto que se trata de um movimento cíclico, no qual os membros inferiores encontram-se em oposição de fase, o que gera uma situação simétrica no início e na metade do ciclo onde os mesmos encontram-se ou mais flexionados ou mais estendidos. Perceberam um aumento da amplitude de flexão proporcional na parte baixa da lombar (L4-L5), principalmente na posição inclinada. Uma maior amplitude angular em relação a inclinação lateral na região mais baixa da lombar (L4-L5) pode ser observada, principalmente na posição de descanso. A amplitude de rotação apresentou um valor próximo de 5 graus. Concluíram que houve grande variabilidade, em média, nos resultados obtidos para a flexão-extensão, sendo que os maiores valores foram encontrados ao final da fase de propulsão da pedalada, próximo ao PMI, para todos os segmentos analisados, exceto o segmento L1-L2 na posição inclinada que apresentou maior angulação no início do ciclo, para ambas as posições avaliadas. Já para movimentos de inclinação lateral e rotação notou-se uma relativa rigidez nesta região da coluna, sendo que a maior inclinação lateral ocorreu próximo a metade do ciclo enquanto que os maiores valores de rotação para a direita foram encontrados neste ponto do ciclo. Observou-se a maior inclinação lateral, exceto no segmento L1-L2 para ambas as posições, e em L3-L4 para a posição inclinada, na parte final do ciclo de pedalada (PMS), com os segmentos apresentando maior angulação próximo do final da fase de propulsão do ciclo (PMI). Em ambas as posições a maior rotação para a esquerda ocorreu na fase final do ciclo de pedalada, próximo ao ponto morto superior (PMS) e a maior rotação para a direita ocorreu na metade do ciclo, próximo ao ponto morto inferior (PMI), considerando-se o pé-de-vela (PDV) direito. Todos os resultados corroboram com o estudo de White e Panjabi (1978b), demonstrando as possibilidades de movimentação da coluna vertebral em relação aos seus graus de liberdade, tanto em valores absolutos, quanto considerando características de comportamento angular.

Estes valores, em termos de amplitude de flexão, foram

semelhantes aos resultados encontrados no presente estudo (maiores amplitudes na porção inferior em ambas as situações) (Figuras 16 e 17) e contrários aos valores de amplitude de inclinação lateral dos segmentos, os quais foram maiores em direção aos segmentos superiores, em ambas as situações (Figuras 18 e 19). Ao longo do ciclo, na situação ajustada (Figura 12) o comportamento encontrado também foi semelhante, com exceção de L2-L3 e L4-L5 que apresentaram maior flexão no início e fim do ciclo e menor flexão no final da fase de propulsão (PMI), já na situação desajustada (Figura 13) somente o segmento L5-S1 apresentou maior flexão no início e meio do ciclo enquanto que os outros segmentos apresentaram este comportamento no início e no fim do ciclo. Para ambas as situações, tanto na inclinação lateral (Figuras 10 e 11) quanto na rotação (Figuras 14 e 15) todos os segmentos avaliados apresentaram maior deslocamento para a direita na fase final de propulsão, concordando com Saunders et al. (2005) e Kleinpaal (2007), o que evidencia que a coluna lombar tem seu comportamento influenciado pelo movimento dos membros inferiores.

A rotação pélvica durante o ciclismo é importante porque influencia a aerodinâmica, a eficiência e a ocorrência de lesões por excesso de treino. Mueller, McEvoy e Everett (2005) investigaram se a posição pélvica sofre influência devido ao longo período sentado durante o ciclismo. Trinta ciclistas de elite internacional, 15 da categoria estrada e 15 da categoria MTB participaram dos testes. Em situação dinâmica, utilizaram análise cinemática de marcadores de superfície refletivos fixados nas espinhas ilíacas póstero e ântero superiores para obter a medida em graus da rotação pélvica anterior, pelo ângulo entre estes dois marcadores e a horizontal. Para os ciclistas de estrada encontraram uma rotação média de $16,9^{\circ} \pm 5,1^{\circ}$ (amplitude de $19,8^{\circ}$) e para os ciclistas de MTB encontraram uma rotação média de $26,2^{\circ} \pm 7,8^{\circ}$ (amplitude de $32,5^{\circ}$). Não foram encontradas relações estatísticas entre as duas posições de prova. Concluíram que a amplitude angular alcançada durante longo período sentado no ciclismo pode ter pequena relevância para a posição que o ciclista utiliza nesta modalidade. Estes dados são superiores aos achados no presente estudo, sendo que foram encontradas amplitudes de rotação, para o segmento L5-S1 de $11,8^{\circ}$ na situação ajustada (Figura 20) e de $8,3^{\circ}$ na situação desajustada (Figura 21). Provavelmente esta diferença se deve ao fato destes pedalarem em cadência moderada (70 a 80 rpm), por se tratar de ciclistas recreacionais, já que o movimento da pelve e da coluna são provocados pelo movimento dos membros inferiores (CAMPOS, 2005).

Em se tratando de rotação, poucos estudos utilizaram

metodologias semelhantes a aqui utilizada, com hastes, para a determinação da mesma. Os resultados do presente estudo apresentaram comportamento parecido com os encontrados para a marcha (WHITTLE; LEVINE, 1999; SCHACHE et al., 2002; SCHACHE et al., 2003) tanto para a flexão como para a inclinação lateral e para a rotação, apesar de não ser o mesmo gesto motor, mas similar (Figuras 10 a 15).

Whittle e Levine (1999) representaram a movimentação da coluna lombar, através da fixação de marcadores reflexivos e de hastes na junção toraco-lombar e no sacro. Encontraram valores médios no plano sagital para a pelve e para a lombar de $2,79 \pm 0,76^\circ$ e $3,98 \pm 1,21^\circ$, respectivamente, no plano frontal de $7,72 \pm 2,26^\circ$ e $7,55 \pm 1,65^\circ$ e no plano transversal de $10,40 \pm 3,22^\circ$ e $8,34 \pm 2,19^\circ$. No plano sagital, a mudança na lordose lombar durante o ciclo da marcha foi consistente para cada sujeito, mas variou consideravelmente entre eles. A coordenação de fase entre a inclinação pélvica e a lordose lombar também variaram consideravelmente entre os sujeitos. No plano frontal, houve um padrão muito mais consistente de movimento, a inclinação lombar lateral geralmente seguiu o padrão de obliquidade pélvico, embora houvesse alguma curva lateral adicional, apenas antes do contato inicial, sobreposta na relação geralmente linear. O plano transversal mostrou oscilação semelhante entre rotação axial da pelve e rotação axial da coluna lombar, a não ser que o movimento pélvico era um pouco maior, e aconteceu depois no ciclo da marcha que o movimento da coluna lombar. A lordose lombar teve seu próprio padrão de movimento, não sendo simplesmente um reflexo do movimento pélvico. Seguiu o movimento pélvico de perto no plano frontal. Aqui, o comportamento de flexão lombar (Figuras 12 e 13) também foi semelhante ao de anteversão pélvica (Figura 9), sendo que na situação de selim ajustado (Figura 12) esta coordenação foi bem mais consistente, ou seja, a flexão lombar seguiu o movimento pélvico estreitamente ao longo do ciclo.

Vogt, Pfeifer e Banzer (2002) avaliaram o movimento angular da coluna lombar e da pelve durante a marcha. Para a pelve, encontraram amplitude angular durante a passada de $4,9^\circ$ no plano sagital, $4,4^\circ$ no plano frontal e $4,4^\circ$ no plano transversal. Para a coluna lombar encontraram amplitude angular de $4,1^\circ$ no plano sagital, $2,8^\circ$ no plano frontal e $8,6^\circ$ no plano transversal. Estes dados também assemelham-se aos encontrados por Sauer et al. (2007) e Schache et al. (2002) e superiores aos encontrados por Whittle e Levine (1999).

O estudo do movimento pélvico durante o ciclismo utilizando análise de vídeo através da fixação de marcadores reflexivos na espinha ilíaca ântero superior e uma tríade de marcadores fixados em uma haste

metálica inserida na crista ilíaca lateral (fixada de forma invasiva na pelve) foi objetivo de estudo de Neptune e Hull (1995). No eixo X (inclinação lateral) as maiores amplitudes foram encontradas entre o segundo e o terceiro quadrantes do ciclo (180°), sendo esta de 0,5 cm e as menores amplitudes no início e no final do ciclo (valores próximos a zero). Para o eixo Z (rotação) o movimento característico foi semelhante ao encontrado em outros estudos (KLEINPAUL, 2007; SAUER et al., 2007; KLEINPAUL et al., 2008) sendo maior para a direita no início e no final do ciclo (próximo a 2 cm) e menor na metade do ciclo (próximo a -2 cm). Este comportamento foi semelhante ao encontrado no presente estudo, haja vista a limitação da instrumentação do mesmo, para a anteversão pélvica (Figura 9) e para a inclinação lateral (Figuras 10 e 11) e rotação lombar (Figuras 14 e 15) em ambas as situações avaliadas, indicando que este comportamento é característico do ciclismo.

Sauer et al. (2007) investigando os efeitos da posição das mãos no guidom sobre o movimento da pelve ao longo de um ciclo de pedalada através da cinemática de uma tríade de marcadores, situados em marcos pélvicos posteriores, encontraram variações angulares maiores com a pelve rodando internamente ($\sim 3^\circ$) e lateralmente ($\sim 2^\circ$) para a posição aerodinâmica, atingindo ângulos de inclinação lateral e rotação interna máxima perto do ponto morto inferior (PMI). A inclinação anterior da pelve oscilou duas vezes em um ciclo de pedalada com a máxima inclinação anterior correspondente à posição do ponto morto superior (PMS) do PDV. A posição aerodinâmica causou no quadril inclinação nas direções anterior e inferior, mas não alterou substancialmente a forma das excursões angulares, o que concorda com Kleinpaul (2007), Kleinpaul et al. (2008), Saunders et al. (2005) e com o presente estudo. Sauer et al. (2007) encontraram ainda, para homens, na posição de descanso, rotação pélvica média de 5° , inclinação lateral média de 4° e anteversão pélvica média de 12° . A anteversão pélvica média na posição aerodinâmica foi de 20° . Quanto ao comportamento pélvico ao longo do ciclo de pedalada, ocorreu maior flexão no início, meio e fim do ciclo, enquanto que a maior inclinação lateral e rotação ocorreram ambos no meio do ciclo (180° ou PMI). Resultados muito semelhantes a estes foram encontrados por Schache et al. (2002), ao longo de um ciclo de passada, avaliando o comportamento angular da coluna lombar durante a corrida e aos encontrados no presente estudo avaliando o ciclo de pedalada. Isso sugere grande semelhança de comportamento motor comparando a marcha e o ciclismo.

Burnett et al. (2004) ao examinar se existem diferenças na cinemática da coluna em ciclistas com e sem dor lombar crônica

inespecífica encontraram valores de flexão pélvica variando entre 23,2° e 23,4° (0,1°) e de flexão sacral na altura de S2 variando de 24,9° a 25,3° (0,5°) e na altura de L3 variando de 26,8° a 27,2° (0,4°) ao longo do ciclo de pedalada para os ciclistas saudáveis. Já para os ciclistas com dor lombar estes valores variaram, respectivamente entre 15° e 16,1° (1,1°), manteve-se em 38,6° (0°) e 18,9° e 19,3° (0,4°). Em relação a rotação, para os ciclistas saudáveis, encontraram valores de rotação pélvica variando entre 5,6° e 6,4° (0,9°), rotação sacral na altura de S2 variando entre 1,6° e 2,2° (0,6°) e na altura de L3 variando entre 3,4° e 7,8° (4,4°) ao longo do ciclo de pedalada. Para os ciclistas com dor estes valores variaram, respectivamente entre 5,2° e 8,1° (2,9°), manteve-se em 3,4° (0°) e entre 5,1° e 5,3° (0,2°). Estes achados mostram que a cinemática da coluna para ambos os grupos manteve-se estável ao longo do ciclo de pedalada (sem diferenças estatisticamente significativas). Estes dados apresentaram amplitudes menores às encontradas nos estudos de Usabiaga et al. (1997), Kleinpaul (2007) e Kleinpaul et al. (2008) e também no presente estudo. A utilização de uma bicicleta desajustada pode provocar a ocorrência de desconfortos e dores corporais, dentre elas, dor lombar, pélvica e cervical que podem ser agravadas devido à prática continuada (MARTINS et al., 2006a) e, devido a ocorrência de desconforto ou dor, ocorrem ações antecipatórias que limitam a amplitude de movimento (CALLAGHAN; PATLA; MCGILL, 1999).

White e Panjabi (1978b) apresentam as amplitudes dos segmentos da coluna nas três direções. A maior flexão-extensão em L1-L2 foi de 12°, aumentando para 19° em L5-S1, a inclinação lateral variou, mas diminuiu em direção a S1 e a rotação apresentou as menores amplitudes, sendo que em S1 ocorreu a maior rotação (4°). Deve ser notado que, embora a coluna toraco-lombar ser considerada uma única estrutura, o movimento no plano sagital origina-se primeiramente na região lombar, enquanto que a mobilidade neste plano geralmente diminui na extremidade inferior da coluna lombar comparada às regiões torácicas superiores (WHITE e PANJABI, 1978b). No presente estudo, os valores de flexão também aumentaram na porção inferior, só que apresentaram valores menores (2,9° em L4-L5 na situação ajustada e de 2,7° em L5-S1 na situação desajustada) (Figuras 16 e 17), a inclinação lateral também diminuiu em direção a L5-S1 em ambas as situações, só que apresentaram valores maiores (19° na situação ajustada e 15° na situação desajustada em L1-L2) (Figuras 18 e 19), enquanto que as maiores amplitudes de rotação ocorreram em L2 e L5 em ambas as situações (11° ajustado e 8° desajustado) (Figuras 20 e 21).

No estudo de Van Herp et al. (2000) avaliando a cinemática 3D de

100 sujeitos saudáveis, foram encontrados valores médios de flexão de $55,4 \pm 9,1^\circ$; $23,1 \pm 10,3^\circ$ de extensão; $21,7 \pm 6,4^\circ$ de inclinação lateral para a esquerda, $22,8 \pm 6,6^\circ$ de inclinação lateral para a direita, $14,1 \pm 5,5^\circ$ de rotação para a esquerda e $13,1 \pm 5,5^\circ$ de rotação para a direita (horária). Estes valores foram encontrados com a realização específica de cada um destes movimentos, sendo que estes valores de flexão foram bem superiores aos encontrados no presente estudo, enquanto que os valores de inclinação lateral e de rotação foram semelhantes, indicando que o ciclismo não provoca movimentos biomecanicamente desfavoráveis que sobrecarreguem a coluna lombar que agridam as estruturas que compõem esta região, pois os mesmos estão dentro dos padrões esperados e também considerados normais, mesmo com o selim desajustado, concordando também com White e Panjabi (1978b) e Usabiaga et al. (1997).

Diefenthaler et al. (2008b) encontraram para a flexão do tronco, valores similares para os três ciclistas avaliados. O ângulo de flexão do tronco não apresentou alteração significativa no seu movimento no plano sagital ao longo do ciclo do PDV. Para todos os ciclistas avaliados, a maior flexão do tronco foi observada no segundo quadrante da pedalada (entre 90° e 180° do ciclo de pedalada). Uma pequena amplitude de movimento foi observada, variando entre 2° e 5° , com ângulo médio (desvio-padrão) de $38^\circ (\pm 5^\circ)$. Estes valores são similares aos reportados pela literatura (BRESSEL e LARSON, 2003; SAVELBERG; VAN DE PORT; WILLEMS, 2003). O ângulo de flexão da coluna ao longo do ciclo de pedalada apresentou um valor médio de $149^\circ (\pm 8^\circ)$ e uma amplitude angular que variou entre 7° e 11° . A flexão lombar também apresentou um padrão de movimento similar para os ciclistas avaliados. A amplitude de movimento variou entre 3° e 10° , e os valores máximo e mínimo foram similares, ambos ocorrendo entre o segundo e o terceiro quadrante da pedalada. Na média, o ângulo de flexão lombar apresentou um valor de $57^\circ (\pm 6^\circ)$. Este comportamento se repetiu no presente estudo, sendo que os valores de amplitude de flexão lombar também foram pequenos (Figuras 16 e 17), apesar das diferenças metodológicas e amostrais entre os estudos.

No presente estudo (Figuras 9, 12 e 13) uma maior variabilidade foi observada, em média, nos resultados obtidos para a flexão/extensão, o que pode estar diretamente relacionado com o número e a distribuição dos pontos (BRENZIKOFER et al., 2001), mas também com o tipo de movimento específico que ocorre no plano sagital (flexão-extensão) que realiza dois ciclos completos por passada (CALLAGHAN; PATLA; MCGILL, 1999; SAUNDERS et al., 2005) e também durante um ciclo de

pedalada, como pode-se observar nos estudos de Kleinpaul (2007), Sauer et al. (2007) e Kleinpaul et al. (2008). Já para movimentos de inclinação lateral (Figuras 10 e 11) notam-se maiores amplitudes nesta região da coluna, indo de encontro as observações de Brenzikofer et al. (2000). Poucos estudos tratam dos movimentos de rotação axial nesta região, sendo que os valores encontrados (Tabela 6 e Figuras 14 e 15) vão ao encontro dos apresentados por White e Panjabi (1978b), Neptune e Hull (1995), Usabiaga et al. (1997) e Sauer et al. (2007).

5.3 CONFORTO E AJUSTE DE SELIM UTILIZADO

No esporte, os ciclistas constantemente apresentam dores nas costas, mais especificamente na região lombar (SALAI et al., 1999). Porém, poucos são os estudos que discutem essa observação (GREGOR; CONCONI, 2000; PEQUINI, 2005). Usabiaga et al. (1997) relatam que o desequilíbrio que ocorre entre a atividade dos músculos flexores e extensores pode causar dor lombar em indivíduos sem preparo físico.

Em relação ao ajuste do selim e o desconforto, tanto geral, quanto para o desconforto lombar, com o selim ajustado, nenhum ciclista relatou desconforto, enquanto que para o selim desajustado um ciclista relatou desconforto na região lombar e três relataram desconforto geral ou em outras regiões do corpo. Esta pequena diminuição no número de relatos de desconfortos pode estar associado ao curto tempo das avaliações, mas também pode ser devido ao pequeno grupo de ciclistas avaliados. Mesmo assim Alencar e Matias (2009) reforçam que o ajuste da bicicleta deve ser individualizado, independentemente de o ciclista ser profissional ou recreacional.

Desconfortos corporais em locais específicos durante a pedalada também foram destacados pelos ciclistas avaliados por Martins et al. (2006a). Para os 17 ciclistas recreacionais, na situação de desajuste, foram detectados cinco desconfortos na região lombar, um cervical e mais um desconforto em outras regiões, já para a situação bicicleta ajustada, detectou-se apenas um desconforto no joelho. Para os 19 ciclistas competitivos foram detectados um desconforto na região lombar e mais um desconforto no joelho com a bicicleta ajustada, e para a situação bicicleta desajustada, detectou-se um desconforto lombar, um cervical, um no joelho e três desconfortos em outros locais. Os resultados apresentados sugerem que erros no posicionamento corporal dos ciclistas na bicicleta, tanto em ciclistas recreacionais quanto em competitivos, podem ser fatores que corroboram para o surgimento de

desconfortos que podem acarretar lesões pela prática continuada. No presente estudo cinco dos oito ciclistas relataram algum tipo de desconforto na situação desajustada enquanto que nenhum relatou desconforto após o ajuste, o que segue a mesma tendência do estudo de Martins et al. (2006a).

Groenendijk, Christiaans e van Hulten (1992) relataram que mais de 1 milhão de ciclistas da Holanda sofrem de desconfortos no selim. Desconfortos tanto para homens quanto para mulheres ocorreram mesmo durante curtos percursos de ciclismo (3-10 km). Estes dados vão ao encontro aos do presente estudo, tanto em relação ao desconforto do selim, já que 7/8 dos ciclistas avaliados consideraram o selim de suas bicicletas desconfortável ou pouco confortável, como em relação ao curto período de pedalada, já que ciclistas recreacionais avaliados não costumam pedalar mais que duas horas por dia.

Bressel e Larson (2003) verificaram os efeitos de diferentes modelos de selins sobre os ângulos de tronco e pelve e conforto de ciclistas do sexo feminino. Foram avaliadas 20 ciclistas que pedalarão em uma bicicleta estacionária com as mãos posicionadas na parte superior e inferior do guidom e com a utilização de três modelos de selim (plano, parcialmente vazado e vazado). O nível de conforto foi mensurado subjetivamente através de um ranqueamento do mais para o menos confortável. Seus resultados mostraram que um total de 55% (11) dos sujeitos classificaram o selim parcialmente vazado como o mais confortável, e 30% (6) classificaram o selim plano como o mais confortável. Estes dados indicam que um selim parcialmente vazado pode ser mais confortável que os modelos plano e vazado. Estes dados não podem ser diretamente comparados com os do presente estudo, apesar de ambos terem utilizado escalas subjetivas de avaliação do conforto e respondidas pelos sujeitos avaliados logo após a realização dos testes, já que o objetivo não foi o mesmo. Porém, pode-se notar que em relação ao conforto do selim, 1/8 dos ciclistas classificou o conforto do selim de suas bicicletas bom, 5/8 consideraram pouco confortável e 2/8 consideraram nada confortável. Após o ajuste da altura do selim, durante as avaliações, 4/8 dos ciclistas consideraram que houve melhora no conforto.

Para o posicionamento da parte superior do corpo os ciclistas tipicamente ajustam seu alcance de acordo com seu conforto, com o nível de condicionamento dos músculos das costas e a distância a ser percorrida (BURKE; PRUITT, 1996). Burke e Pruitt (1996) ressaltam que no ciclismo MTB, a posição superior do corpo é na maior parte dos casos estendida. Como no presente estudo foram avaliados ciclistas

MTB recreacionais, provavelmente o conforto dos mesmos esteja relacionado ao condicionamento físico dos músculos de suas costas (USABIAGA et al., 1997) e a não familiaridade a uma posição um pouco mais estendida (SALAI et al., 1999; PEQUINI, 2005), característica do ciclismo de estrada. Pequini (2005) acrescenta que a dor lombar de ciclistas pode ser atribuída, em parte, a extensão anatômica entre a pelve e a coluna, que resulta em força de tensão ao longo do ligamento anterior longitudinal da coluna lombar, que aumenta como resultado de ficar sentado no selim, reclinando-se sobre o guidom, na chamada postura aerodinâmica.

No presente estudo a pequena relação entre ajuste do selim tanto com conforto geral como com o conforto na região lombar pode estar diretamente relacionada a preferência pela posição mais baixa do selim, já que a quase totalidade dos ciclistas avaliados relatou não ter conhecimento de nenhum protocolo de ajuste. Adicionalmente, a não preferência pela postura ajustada foi justificada na maioria dos casos por causar estranheza nos avaliados, ou seja, a posição do corpo ficava em uma condição nunca utilizada anteriormente pelos mesmos para pedalar. Segundo Martins et al. (2007) o ciclista recreacional utiliza a bicicleta para muitos fins, o que o leva a não ter um cuidado específico em relação à prática do esporte. A preferência pela postura desajusta pode ser explicada pelo fato de os ciclistas recreacionais não terem o desempenho como principal fator determinante do posicionamento na bicicleta (PEQUINI, 2005), principalmente em função de um menor tempo de prática, comparando-se com ciclistas competitivos.

Mellion (1994) afirma que a coluna lombar é a plataforma que o ciclista usa para controlar e impulsionar a bicicleta e a firmeza da mesma, em grande parte, determina o conforto e a qualidade do ciclismo. Idealmente, a lombar estará em uma posição estável com as tuberosidades isquiais situadas confortavelmente na parte traseira do selim. O equilíbrio (dos movimentos para os lados, para frente e para trás) desta plataforma é crítico por causa da transmissão efetiva da força aos pedais e da resistência do ciclista (MELLION, 1994).

Segundo Usabiaga et al. (1997) a carga mecânica global sobre a coluna é reduzida quando se apóia o peso sobre os membros superiores (posição aerodinâmica), fato este que pode repetir-se com a elevação do selim (ajuste), já que isto irá projetar o peso do ciclista para frente. Porém uma posição mais inclinada pode aumentar a compressão anterior dos discos intervertebrais, vindo a causar desconfortos e dor nesta região (HENNEMANN; SCHUMACHER, 1994; NACHEMSON, 1999; ADAMS et al., 2002; ASPLUND; WEBB; BARKDULL, 2005). Os dados do presente

estudo confirmam a melhora do conforto com o ajuste do selim. Pequini (2005) verificou que a posição anti-anatômica de flexão do tronco é o motivo das dores na coluna vertebral que tem vitimado inúmeros ciclistas, confirmando a necessidade de se manter as curvaturas naturais da coluna lombar quando se está pedalando.

O posicionamento do ciclista sobre a bicicleta gera um padrão de orientação da coluna que altera a posição natural do ser humano. A posição do ciclista na bicicleta em qualquer que seja a modalidade, produz uma inversão do ângulo intervertebral e modifica a transmissão de pressão para os discos vertebrais (USABIAGA et al., 1997) comprimindo a parte anterior do disco e distendendo os ligamentos da parte posterior, implicando em dores na região lombar (ASPLUND; WEBB; BARKDULL, 2005). O desequilíbrio que ocorre entre a atividade dos músculos flexores e extensores pode causar dor lombar em indivíduos sem preparo físico (USABIAGA et al., 1997). No presente estudo isto não se confirmou, pois ocorreu aumento da flexão lombar com o ajuste do selim enquanto que os desconfortos diminuíram. Porém, após o ajuste ocorreram menores valores médios de inclinação lateral e de rotação, o que pode ter sido determinante para a melhora da sensação de conforto.

Christiaans e Bremner (1998) realizaram um levantamento detalhado dos ajustes corretos a serem utilizados na regulação geral de bicicletas. O foco foi a mensuração das preferências adotadas pelos ciclistas, e a comparação com medidas corporais. O estudo procurou investigar fatores relacionados com o conforto e a validade dos ajustes relacionados. Os resultados mostraram que os ajustes encontrados nas bicicletas comerciais são questionáveis por não levarem em conta fatores individuais de medidas antropométricas. Concluíram com isso que o conforto sobre a bicicleta é fortemente determinado pelas necessidades e preferências individuais. Coincidentemente, a única medida física que prediz confiavelmente a geometria preferida para a bicicleta no estudo de Christiaans e Bremner (1998) é a altura entre pernas, que determina a distância adequada entre o selim e o pedal, a qual foi utilizada como referência para o ajuste do selim no presente estudo.

Salai et al. (1999) objetivaram avaliar as possíveis causas da dor lombar em ciclistas e sugeriram uma solução para o ajuste apropriado da bicicleta. Foram avaliados ciclistas em três tipos de bicicletas. A angulação pélvica e lombar foi mensurada assumindo-se posições diferentes sobre a bicicleta, e relatando os vetores de força atuando no períneo. A hiperextensão lombo-pélvica resultou em um aumento nas forças tensivas no períneo. Estas forças foram facilmente reduzidas com

o apropriado ajuste da angulação do selim. Os achados da análise biomecânica, quando aplicados em um grupo de ciclistas, mostraram que após os ajustes adequados da angulação do selim, a maioria dos ciclistas (>70%) apresentou diminuição na incidência e na magnitude das dores lombares. Esse estudo sugere, então, que um dos principais fatores relacionados à dor lombar no ciclismo é dependente do ajuste do selim. Isto concorda com os dados do presente estudo que mostraram redução no desconforto após o ajuste.

Diversos outros ajustes têm sido abordados na literatura, como, por exemplo, o ângulo de inclinação do selim, indicando que uma leve inclinação para baixo (10° a 15°) pode evitar dores na lombar, independente de gênero, idade ou tipo de bicicleta (SALAI et al., 1999). O modelo da bicicleta condiciona adaptação espinhal as posições adotadas no ciclismo de acordo com o biotipo do atleta, dimensões do quadro, e posição de agarre do guidom (HAMLEY; THOMAS, 1967).

Erros no ajuste da bicicleta podem também ser responsáveis por desequilíbrios na distribuição de peso entre as rodas, alterações na pressão da região dos ísquios e períneo no contato com o selim (DAGNESE et al., 2007, CARPES et al., 2009) e sobrecargas na região lombar (PEQUINI, 2005; SALAI et al., 1999; MARTINS et al., 2007) e articulação do joelho (MARTINS et al., 2006a).

6 CONCLUSÕES

Tendo em vista os objetivos estabelecidos e a partir dos resultados apresentados nesse estudo, destacam-se as seguintes conclusões:

a) Em relação a amplitude angular dos segmentos lombares, pode-se perceber que na situação de selim ajustado ocorreram os maiores valores médios de flexão, inclinação e rotação. Em relação as médias angulares a flexão foi maior na situação ajustada enquanto que as maiores médias de inclinação e rotação ocorreram na situação de desajuste do selim, evidenciando a importância da utilização do ajuste correto do mesmo.

b) Quanto ao comportamento ao longo do ciclo, pode-se perceber que a flexão tem um comportamento diferenciado, ou seja, ocorrem dois ciclos de flexão-extensão durante um ciclo completo do PDV enquanto ocorre apenas um ciclo de inclinação lateral ou de rotação neste mesmo período. A flexão não apresentou um comportamento regular em todos os segmentos, sendo que na posição ajustada os maiores valores foram encontrados no início e no meio do ciclo, com exceção dos segmentos L2-L3 e L4-L5, nos quais os maiores valores foram encontrados no início e no fim do ciclo. Na posição desajustada, os maiores valores ocorreram no início e no fim do ciclo, com exceção de L5-S1, no qual os maiores valores ocorreram no início (PMS) e no meio (PMI) do ciclo do PDV.

Para a inclinação lateral e para a rotação os maiores valores foram encontrados respectivamente no PMI e no PMS, sendo que no PMI ocorreu a máxima inclinação para a direita e a máxima rotação para a direita e no PMS a máxima inclinação lateral para a esquerda e a máxima rotação para a esquerda (Considerado o PDV direito), em ambas as situações para todos os segmentos avaliados, demonstrando maior regularidade neste tipo de movimento. Por se tratar de um movimento cíclico, as maiores diferenças ocorreram no início, meio e fim do mesmo, confirmando a oposição de fases que ocorre normalmente ao longo de um ciclo de PDV.

c) Acredita-se que a saúde dos usuários tem relação com a ergonomia, e a mesma deve ser adotada, já que após o ajuste foi relatado um número

menor de desconfortos, apesar do curto período dos testes. Aconselha-se que a altura do guidom deva ser elevada na mesma proporção que o selim para que a flexão da coluna não seja tão pronunciada, já que estes valores foram os únicos que aumentaram após o ajuste. O ajuste deve ser utilizado gradualmente levando-se em consideração as necessidades e preferências de cada ciclista.

6.1 RECOMENDAÇÕES

a) Apesar de serem discretas as diferenças de amplitude angular encontradas, devemos ter em mente que situações que combinem flexão com inclinação, rotação com inclinação, ou rotação com flexão são potencialmente lesivas aos discos intervertebrais. Devido a isso, sempre que possível, devemos evitar tais combinações, principalmente em amplitudes que se aproximem dos limites fisiológicos e biomecânicos do corpo. Os valores aqui encontrados, tanto na situação desajustada quanto ajustada, não ultrapassaram os valores fisiológicos, indicando que nenhuma dessas situações de ajuste prejudica a coluna lombar.

b) Bicicletas fabricadas para fins recreacionais devem permitir maiores amplitudes de ajuste tanto do selim quanto do guidom para evitar posturas muito fletidas e que comprimam os discos intervertebrais e que, por vezes, requerem o reforço muscular da região dorsal, característica que os ciclistas recreacionais geralmente não possuem. Outro fator que deve ser considerado é o conforto do selim, já que apenas um dos ciclistas avaliados classificou o selim de sua bicicleta como sendo confortável.

6.2 SUJESTÕES

a) Para estudos futuros, em relação a instrumentação, pode-se sugerir mais estudos que monitorem o movimento de rotação, pois os poucos estudos que analisaram esta componente angular limitaram-se apenas ao movimento pélvico. O estudo desta componente faz-se importante, pois a combinação da rotação com a flexão ou com a inclinação lateral é

potencialmente lesiva e pode provocar dores lombares e até mesmo lesões nesta estrutura.

b) Sugere-se também que sejam realizados estudos com mulheres, pois a literatura relata que as mesmas geralmente apresentam maiores amplitudes de movimento lombar e pélvico, o que pode trazer consequências diferenciadas em relação aos homens.

REFERÊNCIAS

ADAMS, M. A.; BOGDUK, N.; BURTON, K.; DOLAN, P. **The biomechanics of back pain**. Church Livingston, Edinburgh, UK, 2002.

ALENCAR, T. A. M.; MATIAS, K. F. S. Bike fit e sua importância no ciclismo. **Revista Movimenta**, v. 2, n. 2, p. 59-64, 2009.

ALVAREZ, B. R.; PAVAN, A. L. Alturas e comprimentos. In: PETROSKI, E. L. **Antropometria: técnicas e padronizações**. 3 ed. rev. e ampl. Blumenau: Nova letra, 2007.

AMÂNCIO, P. C. **Lesões no Ciclismo**. Disponível on-line <<http://www.cdof.com.br>>, acesso em 10 de mar. 2005, 15:00h.

ASHE, M. C.; SCROOP, G. C.; FRISKEN, P. I.; AMERY, C. A.; WILKINS, M. A.; KHAN, K. M. Body position affects performance in untrained cyclists. **British Journal of Sports Medicine**, London, v. 37, p. 441-444, 2003.

ASPLUND, C.; WEBB, C.; BARKDULL, T. Neck and back pain in bicycling. **Current Sports Medicine Reports**, v. 5, p. 271-274, 2005.

BARROS, M. V. G.; REIS, R. S. **Análise de dados em atividade física e saúde: demonstrando a utilização do SPSS**. Londrina: Midiograf, 2003.

BIENFAIT, M. **Fisiologia da terapia manual**. São Paulo: Summus, 1989.

BOYD, T. F.; NEPTUNE, R. R.; HULL, M. L. Pedal and knee loads using a multi-degree-of-freedom pedal platform in cycling. **Journal of Biomechanics**, Oxford, v. 30, n. 5, p: 505-511, 1997.

BRENZIKOFER, R.; BARROS, R. M. L.; LIMA FILHO, E. C.; TOMA, E.; BORDINI, L. S. Alterações no dorso e coluna vertebral durante a marcha. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, v. 1, n. 1, p. 21-26, 2000.

BRENZIKOFER, R.; DEPRÁ, P. P.; LIMA FILHO, E. C.; BARROS, R. M. L. Quantificação das curvaturas da coluna vertebral durante a marcha. In: IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2001, Gramado. Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, Porto Alegre: Editora da UFRGS, 2001. v. 1, p. 230-235.

BRESSEL, E.; LARSON, B. J. Bicycle seat designs and their effect on pelve angle, trunk angle and comfort. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, n. 2, p. 327-332, 2003.

BURKE, E. R. **High-Tech Cycling**: the faster rider. Colorado Springs: Human Kinetics, 1996.

BURKE, E. R.; PRUITT, A. L. Body positioning for cycling. In: BURKE, E. R. (ed) **High-Tech Cycling** p. 79 - 99. Human Kinetics, 1996.

BURKE, E. R.; PRUITT, A. L. Body positioning for cycling. In: BURKE, E. R. (ed) **High-Tech Cycling**. 2 ed. p. 69-92. Champaign: Ed. Human Kinetics 2003.

BURNETT, A. F.; CORNELIUS, M. W.; DANKAERTS, W.; O'SULLIVAN P. B. 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, p. 211-219, 2004.

CALLAGHAN, J. P.; MCGILL, S. M. Low back joint loading and kinematics during standing and unsupported sitting. **Ergonomics**, London, v. 44, p. 208-294, 2001.

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

CAMPOS, M. H. Adaptações geométricas da coluna vertebral durante a marcha. **Dissertação de Mestrado**. Universidade Estadual de Campinas - Faculdade de Educação Física. 2005. 135p.

CAPPELLO, A., CAPPOZZO, A.; CROCE, U. D.; LEARDINI, A. **Bone Position and Orientation Reconstruction Using External Markers**. New York: Wiley, 1997, pp. 414.

CAPPOZZO, A. Analysis of the linear Displacement of the Head and Trunk During Walking at Different Speeds. **Journal of Biomechanics**, Oxford, v. 14, n. 6, p. 411-425, 1981.

CARMO, J. C. Biomecânica aplicada ao ciclismo. In: IX CONGRESSO BRASILEIRO DE BIODINÂMICA, 2001, Gramado - RS. Anais do IX Congresso Brasileiro de Biodinâmica, 2001. v. 1, p. 42-47.

CARMO, J.; NASCIMENTO, F. A. O.; COSTA, J. C.; ROCHA, A. F. Instrumentação para aquisição e avaliação das forças exercidas nos pedais por ciclistas. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, v. 2, n. 3, p. 31-37, 2001.

CARPES, F. P.; REINEHR, F. B.; MOTA, C. B. Effects of a program

for trunk strength and stability on pain, low back and pelvis kinematics, and body balance: a pilot study. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, New Orleans, v. 12, p. 22 - 30, 2008.

CARPES, F. P.; DAGNESE, F.; KLEINPAUL, J. F.; MARTINS, E. A.; MOTA, C. B. Bicycle Saddle Pressure: Effects of trunk position and saddle design on healthy subjects. **Urologia Internationalis**, v. 82, p. 8 -11, 2009a.

CARPES, F. P.; DAGNESE, F.; KLEINPAUL, J. F.; MARTINS, E. A.; MOTA, C. B. Effects of workload on seat pressure while cycling with two different saddles. **Journal of Sexual Medicine**, v. 6, p. 2728–2735, 2009b.

CHAUDHARI, A. M.; DYRBY, C. O.; ANDRIACCHI, T. P. Dynamic changes in anterior/posterior translation and internal/external rotation of the knee during cycling. In: 25th meeting annual of the American Society of Biomechanics, 2001, Sandiego – Califórnia. University of California at Sandiego, 2001. p. 8-11.

CHRISTIAANS, H. H. C. M.; BREMNER, A. Comfort on bicycles and the validity of a commercial bicycle fitting system. **Applied Ergonomics**, v. 29, n. 3, p. 201-211, 1998.

DAGNESE, F.; KLEINPAUL, J. F.; MARTINS, E. A.; CARPES, F. P.; MOTA, C. B. Influência da posição do tronco sobre a pressão no selim em homens e mulheres. In: XII CONGRESSO BRASILEIRO DE BIODINÂMICA, 2007, São Pedro - SP. Anais do XII Congresso Brasileiro de Biodinâmica, 2007. v. 1, p. 918-923.

DE PAULA M. C.; CAMPOS, M. H.; MEIRELLES A. A.; MORAES M. A. A.; BRENZIKOFER R.. Análise da amplitude de movimentação da coluna vertebral, frequência e comprimento da passada durante a marcha e a corrida. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 10, n. 18, p. 1-8, 2009.

DIEFENTHAELER, F. Proposta metodológica para avaliação de diferentes posições do selim sobre a técnica de pedalada de ciclistas. **Dissertação de Mestrado** - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2004.

DIEFENTHAELER, F.; BINI, R. R.; KAROLCZAK, A. P. B.; CARPES, F. P. Ativação muscular durante a pedalada em diferentes posições do selim. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, Florianópolis, v. 10, n. 2, p. 161-169, 2008a.

DIEFENTHAELER, F.; CARPES, F. P.; BINI, R. R.; MOTA, C. B.; GUIMARÃES, A. C. S. Methodological proposal to evaluate sagittal trunk and spine angle in cyclists: preliminary study. **Brazilian Journal of Biomotricity**, v. 2, n. 4, p. 284-293, 2008b.

DOREL, S.; COUTURIER, A.; HUG, F. Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedaling. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, Copenhagen, p 1-11, 2007.

ENOKA, R. M. Bases neuromecânicas da cinesiologia. São Paulo, Manole, Crank arm length in cycling. **Journal of Biomechanics**, Oxford, v. 21, p. 839-849, 2000.

FANUCCI, E.; MASALA, S.; FASOLI, F.; CAMMARATA, R.; SQUILLACI, E.; SIMONETTI, G. Cineradiographic study of spine during cycling: effects of changing the pedal unit position on the dorso-lumbar spine angle. **La Radiologia Medica**, v. 104, n. 5-6, p. 472-476, 2002.

GARDNER-MORSE, M. G.; STOKES, I. A. F. Structural behavior of lumbar spinal motion segments. **Journal of Biomechanics**. v. 37, p.205-212, 2004.

GIL, A. C. **Como elaborar projetos de pesquisa**. 4ª ed. São Paulo: Atlas, 2002.

GOMES, F. P. **Curso de estatística experimental**. 13 ed. Piracicaba. Nobel, 1990.

GOMES FILHO, J. **Ergonomia do objeto**: sistema técnico de leitura ergonômica. São Paulo: Escrituras, 2003.

GRACOVETSKY, S.; FARFAN, H. The Optimum Spine. **Spine**, Philadelphia, v. 1, n. 6, p. 543-573, 1986.

GRAPPE, F.; CANDAU, R.; BUSO, T.; ROUILLON, J. D. Effect of cycling position on ventilatory and metabolic variables. **International Journal of Sports Medicine**, v. 19, n. 5, p. 336-341, 1998.

GREGOR, R. J.; CONCONI, F. **Anatomy, biochemistry and physiology of road cycling**. In: GREGOR R.J.; CONCONI F. (Eds.), Road Cycling, p. 1-17. Oxford: Blackwell Science, 2000.

GREGOR, R. J.; RUGG, S. G. Effects of saddle height and pedaling cadence on power output and efficiency. In: **Science of Cycling**, BURKE, E. R. (ed.). CHAMPAIGNS, IL: Human Kinetics Publishers, p. 69-90, 1986.

GROENENDIJK, M.C.; CHRISTIAANS, H. C. C. M.; VAN HULTEN, C. M. J. Sitting comfort on bicycles. In: Megaw, E. D. (ed). **Contemporary Ergonomics**. Taylor and Francis, London, p. 551-557, 1992.

GUEDES, D. P. **Composição Corporal**: princípios, técnicas e aplicações. 2ª. ed. Londrina: APEF, 1994.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 1999.

HAMLEY, E. J.; THOMAS, V. Physiological and postural factors in the calibration of the bicycle ergometer. **Journal of Physiology**, v. 191, p. 55-57, 1967.

HENNEMANN, S. A.; SCHUMACHER, W. Hérnia de disco lombar: revisão de conceitos atuais. **Revista Brasileira de Ortopetia**, v. 29, n. 3, p. 115-126, 1994.

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

HODGES, P. W.; RICHARDSON, C. A. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control evaluation of transversus abdominis. **Spine**, Philadelphia, v. 21, p. 2640-2650, 1996.

IUNES, D. H.; CASTRO, F. A.; SALGADO, H. S.; MOURA, I. C.; OLIVEIRA, A. S. BEVILAQUA-GROSSI, D. Confiabilidade intra e interexaminadores e repetibilidade da avaliação postural pela fotogrametria. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v. 9, n.3, p.327-334. 2005.

KLEINPAUL, J. F. Cinemática da coluna lombar no ciclismo: efeitos do posicionamento na bicicleta. 62f. **Trabalho de Conclusão de Curso** (Licenciatura Plena em Educação Física) - Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, 2007.

KLEINPAUL, J. F.; MANN, L.; WIEST, M. J.; CARPES, F. P.; MOTA, C. B. Proposta metodológica para avaliação cinemática da

coluna lombar no ciclismo: estudo preliminar. In: XII Congresso de Ciências do Desporto e Educação Física dos Países de Língua Portuguesa, 2008, Porto Alegre – RS. **Livro digital...** Porto Alegre, 2008; p. 1-7.

KYLE, C. Energy and aerodynamics in bicycling. **Clinics in Sports Medicine**, v. 13, p. 39-73, 1994.

LEIBOVITCH, I.; MORAN, Y. The vicious cycling: bicycling related urogenital disorders. **European Urology**, v. 47, p. 277-287, 2005.

LIMA, C. S.; PINTO, R. S. **Cinesiologia e Musculação**. Porto Alegre: Artmed, 2006. 188p.

LOWE, B. D.; SCHARADER, S. M.; BREINTENSTEN, M. J. Effect of bicycle saddle designs on the pressure to the perineum of the bicyclist. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 36, n. 6, p.1055-1062, 2004.

LUNDBERG, A. On the use of bone and skin markers in kinematics research. **Human Movement Science**, v.15, p. 411-422, 1996.

MARTINS, E. A.; DAGNESE, F.; KLEINPAUL, J. F.; CARPES, F. P.; MOTA, C. B. Avaliação do posicionamento corporal no ciclismo competitivo e recreacional.. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, Florianópolis, v. 9, p.183-188, 2007.

MARTINS, E. A.; DAGNESE, F.; KLEINPAUL, J. F.; MOTA, C. B.; CARPES, F. P. A incidência de lesões e sua relação com o posicionamento corporal de ciclistas na bicicleta. In: XXIX Simpósio Internacional em Ciências do Esporte. São Paulo: CELAFISCS. **Anais...** São Paulo: CELAFISCS. 2006a; p.108.

MARTINS, E. A.; DAGNESE, F.; KLEINPAUL, J. F.; MOTA, C. B.; CARPES, F. P. Body positioning for cycling: recreational vs competitive cyclists. In: I Congresso Internacional de Biodinâmica da UNESP, 2006, Rio Claro - SP. **Anais ...** Rio Claro. 2006b. v. 1, p. 58-58.

MCGILL, S. M.; CHOLEWICKI, J. Biomechanical basis for stability: an explanation to enhance clinical utility. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Alexandria, v. 31, p. 96-100, 2001.

MELLION, M. B. Neck and back pain in bicycling. **Clinics in Sports Medicine**, v. 13, n. 1, p. 137-164, 1994.

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

MORAES, A; MONT'ALVÃO, C. **Ergonomia: conceitos e aplicações**. Rio de Janeiro: 2AB, 1998.

MUELLER, P.; MCEVOY, M.; EVERETT, S. The long sitting screening test in elite cyclists. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 8, n. 4, p. 369-374, 2005.

NACHEMSON, A. Back pain: delimiting the problem in the next millenium. **International Journal of Law Psychiatry**, v. 22, 473-490, 1999.

NEPTUNE, R. R.; HULL, M. L. Accuracy assessment of methods for determining hip movement in seated cycling. **Journal of Biomechanics**, Oxford, v. 28, n. 4, p. 423-437, 1995.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. W. **Basic Biomechanics of the**

musculoskeletal system. 2a ed. Filadélfia, Londres: Lea e Febiger, 1989.

O’SULLIVAN, P. B. Lumbar segmental “instability”: clinical presentation and specific stabilizing exercise management. **Manual Therapy**, v. 5, n.1, p. 02-12, 2000.

PANJABI, M. M. Clinical spinal instability and low-back pain. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Londres, v. 13, p. 371-379, 2003.

PEQUINI, S. M. Ergonomia aplicada ao desing de produtos: um estudo de caso sobre o desing de bicicletas. 675f. **Tese** (Doutorado em Arquitetura e Urbanismo) – Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

PEVELER, W. W.; BISHOP, P. A.; SMITH, J.; RICHARDSON, M.; WHITEHORN, E. Comparing methods for setting saddle height in trained cyclists. **Journal of Exercise Physiology online (JEPonline)**, v. 8, n. 1, p. 51-55, 2005.

PEVELER, W. W.; POUNDERS, J. D.; BISHOP, P. A. Effects of saddle height on anaerobic power production in cycling. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Colorado, v. 21, n. 4, p. 1023-1027, 2007.

POOL-GOUZWAARD, A. L.; VLEEMING, A.; STOECKART, R.; SNIJDERS, C. J.; MENS, J. M. A. Insufficient lumbopelvic stability: a clinical, anatomical and biomechanical approach to ‘a-specific’ low-back pain. **Manual Therapy**, v. 3, n. 1, p. 12-20, 1998.

RAYMOND, C. H.; JOSEPH, K. F.; GABRIEL, Y. F. Muscle recruitment pattern in cycling: a review. **Physical Therapy in Sport**, p. 89-96, 2005.

RICARD, M. D.; MEYER, P. H.; MILLER, M. G.; MICHAEL, T. J. The effects of bicycle frame geometry on muscle activation and power during a wingate anaerobic test. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 5, p. 25-32, 2006.

ROWE, T.; HULL, M. L.; WANG, E. L. A pedal dynamometer for off-road bicycling. **Journal of Biomechanics Engineering**, Pittsburg, v. 120, n. 1, p. 160-164, 1998.

SALAI, M.; BROSH, T.; BLANKSTEIN, A.; ORAN, A.; CHECHIK, A. Effect of changing the saddle angle in the incidence of low back pain in recreational bicyclists. **British Journal of Sports Medicine**, London, v. 33, p. 398-400, 1999.

SAUER, J. L.; POTTER, J. J.; WEISSHAAR, C. L.; PLOEG, H. L.; THELEN D. G. Influence of gender, power, and hand position on pelvic motion during seated cycling. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, Baltimore, v. 39, n. 12, p. 2204–2211, 2007.

SAUNDERS, S. W.; SCHACHE, A.; RATH, D.; HODGES, P. W. Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. **Clinical Biomechanics**, v. 20, p. 784-93, 2005.

SAVELBERG, H. H. C. M.; VAN DE PORT, I. G. L.; WILLEMS, P. J. B. Body configuration in cycling affects muscle recruitment and movement pattern. **Journal of Applied Biomechanics**, Delaware, v.19, p. 310-324, 2003.

SCHACHE, A. G.; BLANCH, P.; RATH, D.; WRIGLEY, T.; BENNELL, K. Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. **Human Movement Science**, v. 21, p. 273–293, 2002.

SCHACHE, A. G.; BLANCH, P.; RATH, D.; WRIGLEY, T.; BENNELL, K. Differences between the sexes in the three-dimensional angular rotations of the lumbo-pelvic-hip complex during treadmill running. **Journal of Sports Sciences**, v. 21, p. 105-118, 2003.

STOKES, V. P.; ANDERSSON, C.; FORSSBERG, H. Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. **Journal of Biomechanics**, Oxford, v. 27, n. 1, p. 43-50, 1989.

SWAIN, D. P. Body size and cycling performance. . IN: BURKE, E. R. (ed). **High-Tech Cycling** p. 79 - 99. Human Kinetics, 1996.

THOMAS, J. R.; NELSON, J. K. **Métodos de Pesquisa em Atividade Física**. 3a ed. Porto Alegre: Artmed, 2002.

USABIAGA, J.; CRESPO, R.; IZA, I.; ARAMENDI, J.; TERRADOS, N.; POZA, J. J. Adaptation of the Lumbar Spine to Different Positions in Bicycle Racing. **Spine**, Philadelphia, v. 22, n. 17, p. 1965-1969, 1997.

VACHERON, J. J.; POUMARAT, G.; CHANDERSON, R.; VANNEUVILLE, G. Changes of contour of the spine caused by load carryng. **Surgical Radiologic Anatomy**, v. 21, p. 109-113, 1999.

VAN HERP, G.; ROWE, P.; SALTER, P.; PAUL, J. P. Three-dimensional lumbar spinal kinematics: a study of range of movement in 100 healthy subjects aged 20 to 60+ years. **Rheumatology**, v. 39, p. 1337-1340, 2000.

VAN TULDER, M. **Diagnostics and treatment of chronic low-back pain in primary care**. Amsterdam: Free University, 1996.

VOGT, L.; PFEIFER, K.; BANZER, W. Comparison of angular lumbar spine and pelvis kinematics during treadmill and overground locomotion. **Clinical Biomechanics**, v. 17, p. 162–165, 2002.

WELBERGEN, E.; CLIJSEN, L. P. V. M. The influence of body position on maximal performance in cycling. **European Journal of Applied Physiology**, Heidelberg, n. 61, p. 138-142, 1990.

WHITE, A. A.; PANJABI, M. M. The basic kinematics of the human spine. A review of the past and current knowledge. **Spine**, Philadelphia, v. 3, n. 1, p. 12-20, 1978a.

WHITE, A. A.; PANJABI, M. M. Clinical biomechanics of the spine. Philadelphia, J. B. Lippincott, v. 667, p. 110, 1978b.

WHITTLE, M. W.; LEVINE, D. Tree-dimensional relationships between the movements of the pelvis and lumbar spine during normal gait. **Human Movement Science**, v. 18, p. 681-692, 1999.

APÊNDICES

APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Titulo do Projeto de Pesquisa

“EFEITO DE DIFERENTES AJUSTES DO SELIM SOBRE O CONFORTO E A CINEMÁTICA ANGULAR DA COLUMA LOMBAR DE CICLISTAS”

Você está sendo convidado a participar como voluntário da pesquisa intitulada: “Efeito de diferentes ajustes do selim sobre o conforto e a cinemática angular da coluna lombar de ciclistas” a ser realizada junto ao Laboratório de Biomecânica (BIOMEC), vinculado ao Centro de Educação Física e Desportos (CDS) da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC). Com sua adesão ao estudo, você ficará disponível para os seguintes testes: (a) Avaliação antropométrica para ser determinada a caracterização morfológica dos participantes; (b) Realização de dois testes pedalando em uma bicicleta devidamente ajustada as características corporais de cada sujeito para a aquisição de cinco ciclos consecutivos de pedalada para cada uma das duas situações de ajuste do selim, em uma taxa de produção de potência de 150 w, característica do ciclismo recreacional, de acordo com BURKE e PRUITT (2003).

Todas as informações coletadas são estritamente confidenciais, pois, somente os pesquisadores terão acesso aos dados coletados da pesquisa. Sendo que esses dados serão armazenados em mídia eletrônica (CD e DVD). Os participantes poderão ter acesso somente aos seus dados, na forma de relatórios expedidos pelos pesquisadores. Todos os formulários de avaliações e de observação, e os termos de consentimento serão guardados em envelope lacrado por um período de cinco anos no Laboratório de Biomecânica em armário chaveado ou então na sala do professor responsável. Dessa forma, o anonimato dos sujeitos está totalmente assegurado.

Os riscos pertinentes ao protocolo são aqueles inerentes a qualquer prática de exercícios recreacionais. Estes riscos podem ser esclarecidos a qualquer momento pelo responsável dos testes e tendem a ser minimizados pela avaliação clínica antes dos testes. Da mesma forma, os pesquisadores responsáveis por este estudo estarão preparados para qualquer emergência efetuando os primeiros socorros.

Você estará contribuindo de forma única para o desenvolvimento da ciência, dando possibilidade a novas descobertas e

ao avanço das pesquisas. Além disso, esta pesquisa aborda informações que podem ser utilizadas na prática pelos ciclistas e orientadores físicos envolvidos com a atividade física, os quais visam planejar uma atividade física mais eficiente, melhorando a performance do ciclista e evitando riscos de lesões a partir dos resultados das análises dos dados cinemáticos da coluna lombar dos sujeitos.

Se você estiver de acordo em participar deste estudo, garantimos que as informações fornecidas serão confidenciais e só serão utilizadas neste trabalho. Da mesma forma, se tiveres alguma dúvida em relação aos objetivos e procedimentos da pesquisa, pode, a qualquer momento, entrar em contato conosco pelos telefones (48) 3721-8530 / (48) 9144-8222 ou pessoalmente no Laboratório de Biomecânica do CDS-UFSC.

As pessoas que lhe acompanharão serão o Prof. Dr. Antônio Renato Pereira Moro e o acadêmico de mestrado de Educação Física Julio Francisco Kleinpaul.

Agradecemos desde já a sua colaboração e participação.

Prof. Dr. Antônio Renato Pereira Moro
(Pesquisador Responsável)

TERMO DE CONSENTIMENTO PÓS-INFORMADO

Declaro que fui informado sobre todos os procedimentos da pesquisa; que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes ao projeto e que todos os dados a meu respeito serão sigilosos. Eu compreendo que, neste estudo, as medições dos experimentos/procedimentos serão feitas em mim.

Declaro que fui informado que posso me retirar do estudo a qualquer momento.

Nome por extenso _____

Assinatura _____

Florianópolis: ____/____/____

CONTATO:

Laboratório de Biomecânica – BIOMECC

Tel. 48 3721-8530

Acadêmico: Julio Francisco Kleinpaul

e-mail: juliofk@gmail.com

Tel: (48) 9144-8222

APÊNDICE B - QUESTIONÁRIO DE AVALIAÇÃO

Avaliado (a): _____

Idade: _____ anos. Estatura: _____ cm. Peso: _____ kg.

Sexo: () M () F

1- Já foi avaliado na bicicleta anteriormente?

() Não () Sim

Quando e onde: _____

2 - Qual seu membro inferior dominante () direito () esquerdo

3 - É portador de algum tipo de doença? () Não () Sim

Qual? _____

4 – Já teve alguma lesão óssea ou muscular?

() Não () Sim Qual? _____

5 – Se já teve lesões, fez fisioterapia?

QUANTO A PRÁTICA

6 - Frequência de Prática: _____ x / semana ou _____ x/ mês.

Quantas horas por treino? ___h

7 – Sente-se confortável na bicicleta?

8 - Você sente dor nas costas durante ou após a prática? () sim () não

Onde (região)? () cervical () torácica () lombar

9 – Sente dor em outro local particular do corpo durante ou após a prática?

() sim () não

Onde? () Joelhos, () braços, () quadril, () tornozelo, () punhos,

períneo

10 – A bicicleta que você utiliza se adapta a suas características corporais? Sim Parcialmente Não

11- O selim (banco) da bicicleta é confortável? (0= não confortável; 10= muito confortável)

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

12- Pratica outro tipo de esporte?

Não Sim. Qual(is)?

APÊNDICE C - QUESTIONÁRIO DE RE-AVALIAÇÃO**Re-Avaliado (a):**

1- Sentiu-se mais confortável na bicicleta após o ajuste?

() Sim () Não

Por quê? _____

2- Sentiu dor/desconforto em algum local do corpo após o ajuste da bicicleta?

() sim () não

Onde? () Joelhos, () braços, () quadril, () tornozelo, () punhos,

() costas

3 - Qual seu parecer sobre as avaliações?

APÊNDICE D - ESTUDO PILOTO

Teste de repetibilidade para determinar o erro de medida.

O estudo piloto foi realizado em três etapas: a primeira constituiu-se da captura de 10 fotografias coletadas em ordem aleatória de tempo entre as coletas; a segunda etapa foi a digitalização das fotos e por último o processamento e análise dos dados.

1 OBJETIVOS

1.1 Objetivo geral

Verificar a validade interna da fixação dos marcadores utilizados para a identificação das amplitudes de movimento da coluna lombar durante a pedalada por meio da fotogrametria.

1.2 Objetivos específicos

- Verificar a repetibilidade da fixação dos marcadores nos pontos anatômicos (distância entre eles) nas fotografias realizadas;
- Verificar a repetibilidade da fixação dos marcadores nos pontos anatômicos (ângulo das hastes) nas fotografias realizadas.

2 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

A primeira etapa deste estudo foi realizada entre os dias 22 e 24/04/2009 no Laboratório de Biomecânica da UFSC a uma temperatura ambiente de 27°C. Participou deste estudo um indivíduo do sexo feminino com 23 anos de idade, 1,67 m de estatura e 57 kg de massa corporal. Utilizou-se uma câmera fotográfica digital *Fujifilm* modelo A850, resolução 8.1 mega *pixels*, esta foi posicionada a 2 m de distância do avaliado, a 88 cm do solo.

Utilizaram-se cinco hastes com marcadores reflexivos fixadas com fita adesiva, na qual um avaliador experiente (4 anos de atuação na área de Biomecânica) fixou-as nos pontos anatômicos pré-estabelecidos (processo espinhoso da primeira à quinta vértebra lombar) para analisar a repetibilidade de fixação das hastes tanto em relação a distância entre elas como para o ângulo de posicionamento de cada uma delas.

Foi selecionada a posição sobre a bicicleta como de referência para a realização do teste.



Figura 1 – Posição de referência: sobre a bicicleta, mãos no guidom, tronco em posição natural e mantendo o pé direito à frente, com o Pé-de-vela a 90° do ciclo.

Marcação dos pontos anatômicos

A marcação dos pontos anatômicos (PA) foi realizada sobre os acidentes ósseos da região de interesse. As hastes foram fixadas sobre as articulações do indivíduo para posterior posicionamento do indivíduo sobre a bicicleta e captura das imagens. O avaliado não mexia as hastes, ou seja, permanecia em posição estática.

O indivíduo foi orientado para permanecer na posição por 10 segundos, período este que o avaliador capturou uma fotografia. Isto foi repetido 10 vezes com intervalos aleatórios de tempo entre cada uma das fotos.

A segunda etapa deste estudo consistiu na digitalização das 10 fotografias, pelo mesmo avaliador, com o objetivo de verificar a repetibilidade na marcação dos pontos utilizando o *Software* para Avaliação Postural – SAPO, versão 0.68.

Alguns critérios para realizar a coleta e a digitalização das fotos foram adotados: marcar os pontos com a mão dominante (direita), a marcação de todos os PA foram refeitas em cada uma das 10 tentativas, ou seja, em cada fotografia as hastes foram recolocadas nos PA. Para a

calibração das imagens utilizou-se a primeira fotografia como modelo de referência para as demais.

A terceira etapa consistiu no tratamento estatístico. Os dados foram organizados no programa Microsoft Office Excel 2003 para Windows[®]. Foi utilizada a estatística descritiva mediante média e desvio padrão. Para verificar a repetibilidade entre as digitalizações das 10 fotografias utilizou-se o coeficiente de variação (CV), classificado por Gomes (1990) como baixo quando < 10 , médio - entre 11 e 20, alto de 21 a 30 e muito alto > 31 .

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Por meio do estudo piloto foi possível verificar que existe boa repetibilidade na fixação das hastes, pois os dados referentes às digitalizações das fotografias (Tabela 1) apresentaram índices de variabilidade (CV) baixos.

Quanto à realização das 10 fotografias para a Posição de Referência, observou-se que ocorreu baixa variabilidade nos valores das distâncias entre L1-L2, L2-L3, L3-L4 e L4-L5 (Tabela 1) e dos ângulos das hastes, exceto para L1 que apresentou CV=10,4 e L3 que apresentou CV=11,8, os quais, segundo Gomes (1990), classificam-se como um CV médio. Esta baixa variabilidade, que ocorreu no geral, garante que o erro não será significativo o bastante para influenciar os resultados, garantindo assim um forte controle dos procedimentos. Estas diferenças, principalmente nos ângulos encontrados, podem ter ocorrido pelo fato do indivíduo ter que se reposicionar 10 vezes, em momentos diferentes, na posição estática sobre a bicicleta, e permanecer durante pelo menos 10 segundos nesta posição, conseqüentemente estando sujeito a pequenos movimentos corporais. Este período de tempo foi necessário devido ao processo de armazenamento de cada fotografia, exigido pela câmera utilizada.

No estudo realizado por Iunes et al. (2005) foram capturadas 2 fotografias com intervalos de 1 minuto entre cada uma, por um mesmo examinador, os resultados não mostraram níveis aceitáveis de repetibilidade, sendo que dos 21 ângulos analisados apenas 7 foram considerados aceitáveis (33%) e constatou-se que houve maiores variações dos erros-padrão referentes às medidas angulares adquiridas no plano sagital.

Tabela 1 – Média (X), desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) para a distância (cm) entre as hastes das 10 fotografias digitalizadas.

Segmento	X ± DP	CV
L1-L2	3,5±0,1	3,3
L2-L3	3,7±0,2	5,5
L3-L4	3,9±0,3	8,4
L4-L5	3,8±0,3	7,0

Tabela 2 – Média (X), desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) para o ângulo (graus) de cada haste das 10 fotografias digitalizadas.

Vértebra	X ± DP	CV
L1	18,0±1,9	10,4
L2	16,6±1,1	6,7
L3	15,2±1,8	11,8
L4	17,1±1,1	6,3
L5	20,7±2,1	10,0

Para Barros e Reis (2003) quanto maior o desvio-padrão maior a variabilidade dos dados, confirmando que a marcação por estimativa não é a mais recomendada para a fixação dos marcadores nos PA, confirmando a importância de um avaliador experiente para a realização desta tarefa.

Como o avaliador que marcou os pontos anatômicos neste estudo pode ser considerado experiente (4 anos de prática) e constatou-se baixa variabilidade dos resultados das diferentes digitalizações das 10 fotografias, as diferenças observadas entre elas podem ter ocorrido principalmente, devido à movimentação dos PA devido ao posicionamento sobre a bicicleta. Além disso, neste estudo serão avaliadas amplitudes angulares, e estas pequenas variações não irão interferir no resultado final deste tipo de análise.

4 CONCLUSÃO

Diante dos resultados deste estudo piloto pode-se concluir que existe boa repetibilidade na fixação das hastes e que o sujeito responsável por esta fixação possui experiência suficiente para realizar esta tarefa, já que os dados apresentaram baixos índices de variabilidade (CV) entre as 10 digitalizações das fotografias.

APÊNDICE E – FILTRO BUTTERWORTH

%Rotina Julio Cinematica para ambiente Matlab 7
 %data: Novembro 2009
 %Abre os dados brutos, filtra e salva os resultados.

clc
 clear all

%Abrindo os dados do arquivo do excel
 %Nesta ele determina o arquivo a ser lido

h=msgbox('Selecionar colunas que serao importadas, uma por aba');
 waitfor(h);
 incllat = xlsread('ajustado.xls',-1);
 flexext = xlsread('ajustado.xls',-1);
 rot = xlsread('ajustado.xls',-1);
 clear h

%pode ser salvo um documento .txt e carregá-lo com o load

SR=30; %taxa de amostra de dados da cinematica (neste caso
 30Hz)

%filtrando dados cinemáticos
 SRr2=2*(6/SR); %frequência de corte de 6 Hz
 [B,A]=butter(2,SRr2,'low'); %construindo o filtro Butterworth de
 ordem 2 passa baixa
 incllatfilt=filtfilt(B,A,incllat); %cinematicafilt + enter mostra os dados
 filtrados
 flexextfilt=filtfilt(B,A,flexext);
 rotfilt=filtfilt(B,A,rot);

clear('A','B','SRr2');

%Salvando os dados filtrados (cinematicafilt) no arquivo selecionado
 %(filename.xls), na aba (sheet) e célula (A2) escolhidas.
 %para cada arquivo filtrado, substituir o nome do arquivo de destino
 .xls

```
s = xlswrite('lombrajfilt.xls', incllatfilt, 'incllat', 'A1');  
s = xlswrite('lombrajfilt.xls', flexextfilt, 'flexext', 'B1');  
s = xlswrite('lombrajfilt.xls', rotfilt, 'rotacao', 'C1');
```

ANEXOS

ANEXO A - Declaração de consentimento da Instituição Pesquisada



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE DESPORTOS
DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA

Campus Universitário - Trindade - 88040-900 - Florianópolis (SC) Brasil
Fone: (48) 37219062 - Fax: (48) 37219368 - e-mail: def@cds.ufsc.br

DECLARAÇÃO

Declaro para os devidos fins e efeitos legais que, objetivando atender as exigências para a obtenção de parecer do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos, e como representante legal da Instituição, tomei conhecimento do projeto de pesquisa: “EFEITO DE DIFERENTES AJUSTES DO SELIM SOBRE O CONFORTO E A CINEMÁTICA ANGULAR DA COLUNA LOMBAR DE CICLISTAS”, e cumprirei os termos da Resolução CNS 196/96 e suas complementares, e como esta instituição tem condição para o desenvolvimento deste projeto, autorizo a sua execução nos termos propostos.

Florianópolis, 29 de junho de 2009.

Prof. Antônio Renato Pereira Moro
Coordenador do Laboratório
de Biomecânica
BIOMECCDS/UFSC

Dr. Antônio Renato Pereira Moro

ANEXO B - Certificado de aprovação do Comitê de Ética



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
Pró-Reitoria de Pesquisa e Extensão
Comitê de Ética na Pesquisa em Seres Humanos

CERTIFICADO

Nº 203

O Comitê de Ética na Pesquisa em Seres Humanos (CEPSH) da Pró-Reitoria de Pesquisa e Extensão da Universidade Federal de Santa Catarina, instituído pela PORTARIA N.º 0584/GR/99 de 04 de novembro de 1999, com base nas normas para a constituição e funcionamento do CEPSH, considerando o conteúdo no Regimento Interno do CEPSH, **CERTIFICA** que os procedimentos que envolvem seres humanos no projeto de pesquisa abaixo especificado estão de acordo com os princípios éticos estabelecidos pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa - CONEP

APROVADO

PROCESSO: 208/09

FR- 274189

TÍTULO: Efeito de diferentes ajustes do selim sobre o conforto e a cinemática angular da coluna lombar de ciclistas.

AUTOR: Antônio Renato Pereira Moro e Julio Francisco Kleinpaul.

DPTO.: CDS/UFSC

FLORIANÓPOLIS, 27 de julho de 2009.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

[Handwritten Signature]

Coordenador do CEPSH/UFSC - Prof.º Washington Portela de Souza