UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA

MARCELO COSTA DE PAULA

ANÁLISE COMPARATIVA DAS CARACTERÍSTICAS CINEMÁTICAS DA COLUNA DURANTE A MARCHA E A CORRIDA

Campinas
2009

MARCELO COSTA DE PAULA

ANÁLISE COMPARATIVA DAS CARACTERÍSTICAS CINEMÁTICAS DA COLUNA DURANTE A MARCHA E A CORRIDA

Dissertação de Mestrado apresentada à Pós-Graduação da Faculdade de Educação Física da Universidade Estadual de Campinas, na área de concentração de Biodinâmica do Movimento Humano, para obtenção do título de Mestre em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. René Brenzikofer

Campinas
2009

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA FEF - UNICAMP

P281a

Paula, Marcelo Costa de.
Análise comparativa das características cinemáticas da coluna durante a marcha e a corrida / Marcelo Costa de Paula. - Campinas, SP: [s.n], 2009.

Orientador: René Brenzikofer.
Dissertação (mestrado) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas.

1. Marcha humana. 2. Corrida. 3. Cinemática – Análise. 4. Coluna vertebral. I. Brenzikofer, René. II. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física. III. Título.

(asm/fef)

Título em inglês: Comparative analysis of the kinematics characteristics of the spine during the gait and the running.
Palavras-chaves em inglês (Keywords): Gait; Running; Kinematics analysis; Spine.
Área de Concentração: Biodinâmica do Movimento Humano.
Titulação: Mestrado em Educação Física.
Banca Examinadora: René Brenzikofer. Marco Antonio Alves de Moraes. Sergio Augusto Cunha. Pedro Paulo Deprá. Luiz Eduardo Barreto Martins.
Data da defesa: 13/02/2009.

MARCELO COSTA DE PAULA

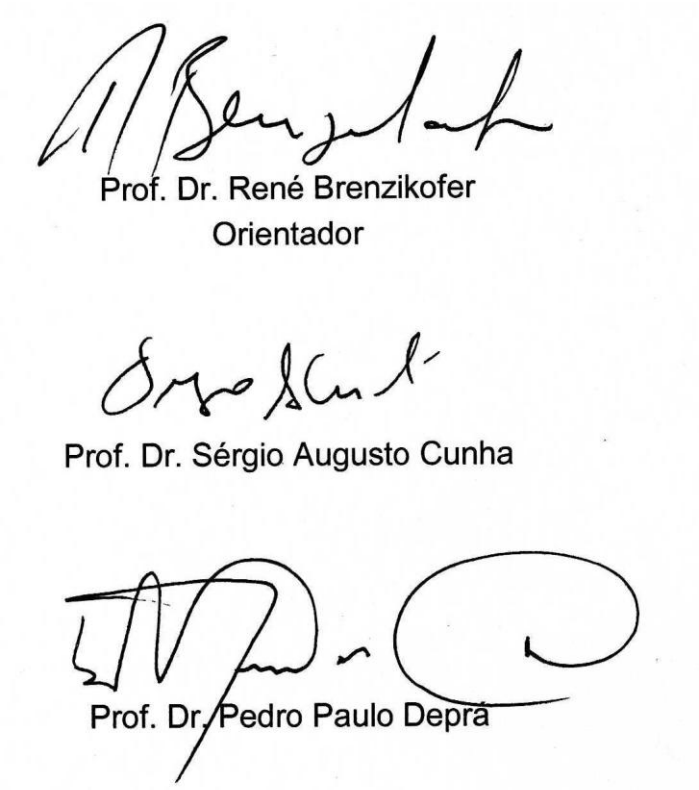
ANÁLISE COMPARATIVA DAS CARACTERÍSTICAS CINEMÁTICAS DA COLUNA DURANTE A MARCHA E A CORRIDA

Este exemplar corresponde à redação final da Dissertação de Mestrado defendida por Marcelo Costa de Paula e aprovada pela Comissão julgadora em: 13/02/2009.

Prof. Dr. René Brenzikofer
Orientador

Campinas
2009

COMISSÃO JULGADORA



Prof. Dr. René Brenzikofer
Orientador

Prof. Dr. Sérgio Augusto Cunha

Prof. Dr. Pedro Paulo Deprá

Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais pelo apoio, carinho e compreensão ao longo da minha vida. Amo vocês e obrigado por tudo!

Agradecimentos

Agradeço...

... meu orientador, Prof. Dr. René Brenzikofer, por esta oportunidade e pelo grande exemplo de ser humano e profissional.

... à banca examinadora, Prof. Dr. Sérgio Augusto Cunha, Prof. Dr. Pedro Paulo Deprá, Prof. Dr. Luiz Eduardo Barreto Martins e Prof. Dr. Marco Antônio Alves de Moraes pelo aceite para estarem contribuindo com a minha pesquisa e formação profissional.

... meus amigos "colunáveis", Mário Hebling Campos e Alexandre Alves Meirelles, pelo auxílio nas coletas de dados, ajuda incondicional e forte laço de amizade.

... meus bons amigos, Aline e Gustavo, pela grande amizade construída e fortalecida ao longo deste período tão importante da minha vida.

... meus bons amigos de república, Coelho, Paulinho, Rafa, Ézio, Matheus e Estevão pelo companheirismo e solidariedade.

... à minha família, de uma forma geral, pelo amor, carinho e cumplicidade!

... meus amigos do Laboratório de Instrumentação para Biomecânica pela excelente convivência e por compartilharem comigo parte de seus conhecimentos.

... a todos os colegas que contribuíram de forma direta ou indireta para a realização deste trabalho.

... aos membros dos Laboratórios de Fisiologia do Exercício da Faculdade de Educação Física / UNICAMP e Bioquímica do Exercício do Instituto de Biologia / UNICAMP por cederem o espaço físico para realização da presente pesquisa.

... o CNPq – Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico pela concessão da bolsa de estudos.

PAULA, Marcelo Costa. Análise comparativa das características cinemáticas da coluna vertebral durante a marcha e a corrida. 2009. 147f. Dissertação (Mestrado em Educação Física)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009.

RESUMO

A marcha e a corrida são duas atividades amplamente empregadas pela população por serem as principais formas de locomoção. Além de serem de fácil execução e praticáveis nos mais variados lugares, a marcha e a corrida são caracterizadas por movimentos cíclicos e de alta reprodutibilidade, o que as qualificam como valiosas fontes de informações a respeito da condição biomotora. É consenso na literatura científica que a locomoção é um movimento complexo porque exige integração e sinergismo entre as diversas estruturas do aparelho locomotor. Por isto, espera-se que as diferenças vistas na movimentação dos membros inferiores, entre marcha e corrida, sejam visíveis também na mobilidade vertebral. O objetivo do presente trabalho é analisar e comparar, através da metodologia proposta por Brenzikofer et al. (2000), as adaptações geométricas da coluna vertebral durante a marcha e a corrida em esteira ergométrica. Os voluntários foram submetidos às seguintes velocidades: 1.2 m/s; 1.5 m/s; 1.8 m/s; 2.2 m/s; 2.6 m/s; e 3.0 m/s. A amostra foi composta por vinte e três sujeitos assintomáticos. Os procedimentos metodológicos consistiram numa avaliação físico-funcional/antropométrica, na fixação de marcadores retro refletivos analérgicos aderidos à pele do dorso do voluntário e na filmagem do dorso e de membros inferiores durante o protocolo experimental. A metodologia empregada para análise dos dados é um procedimento não invasivo que consiste na reconstrução tridimensional (3D), por videogrametria, de marcadores. Após a reconstrução 3D dos marcadores foram ajustadas funções polinomiais para quantificar a curva da coluna nos planos de projeção frontal e sagital e para calcular as curvaturas geométricas bidimensionais correspondentes. Para verificar as diferenças entre as variáveis analisadas utilizou-se a anova *one way* e, quando necessário, o teste de Tukey para constatar entre quais velocidades de locomoção tais variáveis distinguiram entre si. Para analisar a interação linear entre as variáveis de interesse empregou-se o coeficiente de correlação de Pearson. Em todas as análises foi adotada a significância estatística de 5% ($p<0,05$). Os resultados mostraram que, em geral, as lordoses e cifoses foram mais acentuadas na situação de marcha do que na corrida. Além disso, verificou-se que as curvas neutras, referentes às velocidades de locomoção, se sobrepuseram com bastante propriedade, exceto na região do pico lombar sagital – onde se constatou diferenças entre as duas situações. Aliás, foi nesta mesma região que foi encontrada distinções entre as curvas neutras e a curva estática para todos os participantes, reforçando a idéia de que as curvas dinâmicas aparentam ser mais "naturais" do que as estáticas. A região de maior mobilidade vertebral da coluna torácica e lombar também se mostrou distinta entre a marcha e a corrida já que velocidades mais intensas de locomoção ocasionaram maior movimentação das respectivas estruturas anatômicas, exceto para a região lombar no plano frontal. Foi verificado, ainda, que o movimento da coluna é dependente da velocidade e da mobilidade dos membros inferiores. Portanto, a metodologia empregada mostrou-se capaz de distinguir as características cinemáticas da coluna vertebral durante a marcha e a corrida.

Palavras-Chaves: Marcha; Corrida; Análise cinemática; Coluna vertebral

PAULA, Marcelo Costa. Comparative analyses of the kinematics characteristics of the spinal column during gait and run. 2009. 147f. Dissertação (Mestrado em Educação Física)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009.

ABSTRACT

The gait and the run are two activities widely used by the population as being the main forms of locomotion. Besides being easily executed and feasible in the most diversified places, the gait and the run are characterized by cyclical and accurately reproducible movements that qualifies them as valuable sources of information regarding the biodynamic condition. It is consensual in the scientific literature that the locomotion is a complex movement because it demands integration and synergism among the diverse structures of the motor systems. Owing to that, one expects that the differences seen in the movement of the inferior limbs, during the gait and the run, are also visible in the spinal mobility. The objective of this research is to analyze and compare, through the methodology proposed by Brenzikofer et al. (2000), the geometric adaptations of the spinal column during the gait and the run in treadmill. The volunteers were submitted to the following speeds: 1.2 m/s; 1.5 m/s; 1.8 m/s; 2.2 m/s; 2.6 m/s; and 3.0 m/s. The studied group was composed by twenty three non-symptomatic subjects. The methodological procedures consisted of a physical/functional and anthropometric evaluation, the setting of back reflective markers adhered to the skin of the volunteer's back and the filming of the back and the inferior limbs during the experimental protocol. The methodology used in the analysis of the data was a non invasive procedure that consisted of a three-dimensional (3D) reconstruction video made from the back markers. After that, polynomial functions were adjusted to quantify the spinal column curve on the frontal and sagittal plans and to calculate the corresponding bidimensional geometric curves. In order to verify the differences between the analyzed variables, we used the Anova one way test and, if necessary, the Tukey test to discriminate which speeds distinguished the variables among themselves. In order to analyze the linear interaction among the variables of interest, we used the Pearson's correlation coefficient. In all analyzes, we elected 5% ($p<0,05$) as the statistic significance. The results revealed that, in general, the spinal flexures were more accentuated on walking. Moreover, we verified that the neutral curves, referring to the locomotion speeds, were mostly overlapped, except for the sagittal lumbar peak - where we demonstrated differences between the two locomotion modalities. Thus far, it was in this same region that we found distinctions between the neutral curves and the static curve for all the participants, strengthening the idea of that dynamic curves seem more "natural" than static ones. The spinal region of greater mobility in the thoracic and lumbar segments was also distinctive between the gait and the run, since more intense speeds caused greater movement shifts of the respective anatomical structures, except for the lumbar region in the frontal plan. We also verified that the movement of the spinal column depends on the speed and the mobility of the inferior limbs. Therefore, the employed methodology revealed capability to distinguish the kinematics characteristics of the spinal column during gait and run.

Palavras-Chaves: Gait; Run; Kinematic Analysis; Spine Column

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1. Ilustração do ciclo de marcha (0 a 100%). 37

FIGURA 2. Ilustração do ciclo de corrida (0 a 100%). 38

FIGURA 3. Coluna vertebral vista anteriormente (plano frontal), lateralmente (plano sagital) e posteriormente (plano frontal), da esquerda para direita. 40

FIGURA 4. Movimentos intervertebrais. Na parte superior temos a flexão (à esquerda) e extensão da coluna (direita). Na parte inferior mostramos a flexão lateral direita (figura à esquerda) e a rotação para a direita (figura à direita). 41

FIGURA 5. Ilustração de cargas distribuídas no disco normal e degenerado (ADAMS; DOLAN, 2005). 42

FIGURA 6. Método flexicurva à esquerda e o cifolordômetro à direita. 45

FIGURA 7. Registro da marcação do dorso de um dos voluntários durante o protocolo experimental. 56

FIGURA 8. Análise dos resíduos provenientes da suavização com o filtro digital Butterworth de quinta ordem. 61

FIGURA 9. Boxplot com os valores médios de comprimento (à esquerda) e freqüência (à direita) da passada, de todos os participantes, em função da velocidade de locomoção. 67

FIGURA 10. Valor médio de participação relativa das fases da passada do grupo analisado, em cada velocidade, com as respectivas variabilidades. Eventos: duplo apoio (DA); fase de vôo (FV); e apoio simples esquerdo e direito (ASE e ASD). 69

FIGURA 11. Componentes cinemáticos da coluna vertebral durante a marcha, no plano sagital (gráficos superiores) e frontal (gráficos inferiores): K(z,t) em cinza; KN(z) em preto e KO(z,t) dos respectivos K(z,t) e KN(z). 71

FIGURA 12. Curvatura geométrica (K) e componente oscilatório (KO) da coluna vertebral, no plano sagital, nos instantes selecionados do ciclo padrão, durante a marcha (dois gráficos à esquerda) e a corrida (dois gráficos à direita). 72

FIGURA 13. Curvatura geométrica (K) e componente oscilatório (KO) da coluna vertebral, no plano frontal, nos instantes selecionados do ciclo padrão, durante a marcha (dois gráficos à esquerda) e a corrida (dois gráficos à direita). 73

FIGURA 14. Oscilação do pico de curvatura da região torácica e lombar do sujeito "C1", ao longo do ciclo padrão e em função da velocidade de locomoção. 75

FIGURA 15. Oscilação do pico de lordose lombar em função do pico da cifose torácica do sujeito C2, em cada velocidade e ao longo dos eventos da passada (DA, ASE, DA e ASD para marcha e ASE, FV, ASD e FV para a corrida). 78

FIGURA 16. Oscilação látero-lateral do pico lombar em função do torácico, ao longo dos eventos da passada e em cada velocidade (gráficos à esquerda representam a marcha). 81

FIGURA 17. Sobreposição da curva na postura ortostática e das curvas neutras do sujeito "C1", nas seis velocidades, no plano sagital e frontal. 85

FIGURA 18 Teste de comparação múltipla de Tukey para comparar quais situações se diferenciaram entre si. Pico de curvatura geométrica da região lombar na postura estática e pico das curvas neutras, no plano sagital e na região lombar, em cada velocidade. 86

FIGURA 19. Média das curvas neutras de cada voluntário, no plano sagital e frontal. 88

FIGURA 20. Média e variabilidade das curvas neutras, ao longo da coluna, de cada voluntário e nos dois planos de projeção analisados. 90

FIGURA 21. Amplitude total de variação da curvatura geométrica, no plano sagital, nas regiões de maior mobilidade torácica e lombar, de todos os participantes em função da velocidade. 91

FIGURA 22. Amplitude total de variação da curvatura geométrica, no plano frontal, nas regiões de maior mobilidade torácica e lombar, de todos os participantes em função da velocidade. 92

FIGURA 23. Amplitude total média de variação da curvatura geométrica do componente oscilatório da região lombar e torácica, no plano sagital, de todos os participantes, em função da velocidade e do tipo de locomoção. 94

FIGURA 24. Amplitude total média de variação da curvatura geométrica do componente oscilatório da região lombar e torácica, no plano frontal, de todos os participantes, em função da velocidade e do tipo de locomoção. 95

FIGURA 25. Componente oscilatório das regiões de maior amplitude total de variação da curvatura geométrica torácica (gráficos superiores) e lombar (gráficos inferiores), ao longo do ciclo de locomoção. Os gráficos da esquerda representam o plano sagital e os da direita o frontal. 97

LISTA DE TABELAS

TABELA 1: Valores de média de desvio padrão para as variáveis demográficas e antropométricas da amostra...... 55

TABELA 2: Períodos médios (T) e respectivos desvios padrões (DP) das passadas dos voluntários em todas as velocidades de locomoção. 66

TABELA 3: Coeficiente de correlação de Pearson entre amplitude total de variação da curvatura geométrica, nos dois planos de projeção e nas duas regiões da coluna vertebral, com a velocidade em cada forma de locomoção. Nível de significância p<0,05*...... 93

TABELA 4: Coeficiente de correlação de Pearson entre amplitude total de variação da curvatura geométrica, nos dois planos de projeção e nas duas regiões da coluna vertebral, com as variáveis comprimento (cp) e freqüência da passada (f), em cada forma de locomoção. Nível de significância p<0,05*. 96

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1: Comportamento do pico de cifose e lordose na marcha (M) em relação à corrida (C). 76

QUADRO 2: Panorama da oscilação do pico de curvatura geométrica lombar em função do pico torácico de todos os participantes na marcha e na corrida. A identificação por um "X" denota semelhança na relação vertebral entre as velocidades, dentro de cada forma de locomoção. 79

QUADRO 3: Panorama da oscilação dos picos de curvatura geométrica sagitais da região lombar em função da torácica, no plano frontal, de todos os participantes durante a marcha e a corrida. A identificação por um "X" denota semelhança na relação vertebral entre as velocidades, dentro de cada forma de locomoção. 82

LISTA DE APÊNDICES

APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido..... 113

APÊNDICE B – Valores médios de comprimento (cp) e freqüência da passada (f) de cada voluntário com a respectiva média e desvio padrão do grupo. 114

APÊNDICE C – Teste de normalidade para os valores médios de comprimento e freqüência da passada de todos os voluntários, em cada velocidade. 115

APÊNDICE D – Curvatura geométrica e componente oscilatório da coluna vertebral, nas velocidades de 1,5 e 2,6 m/s, no plano sagital e nos instantes selecionados. 116

APÊNDICE E – Curvatura geométrica e componente oscilatório da coluna vertebral, nas velocidades de 1,5 e 2,6 m/s, no plano frontal e nos instantes selecionados..... 124

APÊNDICE F – Oscilação do pico da cifose e da lordose lombar de todos os participantes, ao longo do ciclo de locomoção e em cada uma das velocidades analisadas. 132

APÊNDICE G – Curva Neutra, no plano sagital e frontal..... 136

APÊNDICE H – Teste de comparação múltipla de Tukey para o pico de curvatura geométrica na postura estática e os picos das curvas neutras, na região lombar e no plano sagital, em cada velocidade de locomoção. 140

APÊNDICE I – Dados discretos da amplitude total de variação da curvatura geométrica da região lombar e torácica, no plano sagital e frontal. 144

APÊNDICE J – Teste de normalidade para a amplitude total de variação da curvatura geométrica torácica e lombar (mobilidade vertebral), no plano sagital e frontal, em cada velocidade e/ou forma de locomoção. 146

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

FEF	Faculdade de Educação Física
UNICAMP	Universidade Estadual de Campinas
DA	Duplo Apoio
ASE	Apoio Simples Esquerdo
ASD	Apoio Simples Direito
FV	Fase de Vôo
K	Curvatura Geométrica
KN	Curva Neutra
KO	Componente Oscilatório
v	Velocidade de Locomoção
cp	Comprimento de Passada
f	Freqüência de Passada
T	Período
T1	Primeira Vértebra Torácica
T6	Sexta Vértebra Torácica
T12	Décima Segunda Vértebra Torácica
L4	Quarta Vértebra Lombar
S2	Segunda Vértebra Sacra
x	Resíduos
Y	Média do Desvio Absoluto
abs	Valor Absoluto
M	Marcha
C	Corrida

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 31

2 REVISÃO DE LITERATURA 35
2.1 Marcha e corrida 35
2.2 A coluna vertebral 39
2.3 Metodologias empregadas para avaliação da coluna vertebral 43
2.4 Cinemática da coluna durante a locomoção 47

3 OBJETIVOS 53
3.1 Geral 53
3.2 Específicos 53

4 MATERIAIS E MÉTODOS 55
4.1 Caracterização do Estudo 55
4.2 Caracterização dos sujeitos e critério de inclusão 55
4.3 Análise biomecânica da coluna vertebral 56
4.3.1 Procedimentos 56
4.3.2 Protocolo Experimental 57
4.4 Seleções das Imagens de Interesse 58
4.5 Calibração, Medição e Reconstrução Tridimensional 59
4.6 Forma de Análise dos Resultados 60
4.6.1 Padronização do Ciclo de Locomoção 60
4.6.2 Filtragem Digital das Coordenadas 3D 60
4.6.3 Translação da Origem do Sistema de Coordenadas 62
4.6.4 Representação da Coluna por Funções Polinomiais 62
4.6.5 Cálculo das Curvaturas Geométricas 62
4.6.6 Cálculo da Curva Neutra e do Componente Oscilatório 63
4.6.7 Tratamento Estatístico 63

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO 65
5.1 Passadas 65
5.2 Acurácia 70
5.3 Descrição da Geometria da Coluna Vertebral 70
5.3.1 Curva Neutra 84
5.3.2 Componente Oscilatório 90

6 CONCLUSÕES 99

REFERÊNCIAS 101

ANEXOS 107
ANEXO A – Parecer do comitê de ética em pesquisa 109

APÊNDICES 111
APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido 113
APÊNDICE B – Valores médios de comprimento (cp) e freqüência da passada (f) de cada voluntário com a respectiva média e desvio padrão do grupo. 114
APÊNDICE C – Teste de normalidade para os valores médios de comprimento e freqüência da passada de todos os voluntários, em cada velocidade. 115
APÊNDICE D – Curvatura geométrica e componente oscilatório da coluna vertebral, nas velocidades de 1,5 e 2,6 m/s, no plano sagital e nos instantes selecionados. 116
APÊNDICE E – Curvatura geométrica e componente oscilatório da coluna vertebral, nas velocidades de 1,5 e 2,6 m/s, no plano frontal e nos instantes selecionados. 124
APÊNDICE F – Oscilação do pico da cifose e da lordose lombar de todos os participantes, ao longo do ciclo de locomoção e em cada uma das velocidades analisadas. 132
APÊNDICE G – Curva Neutra, no plano sagital e frontal 136
APÊNDICE H – Teste de comparação múltipla de Tukey para o pico de curvatura geométrica na postura estática e os picos das curvas neutras, na região lombar e no plano sagital, em cada velocidade de locomoção 140
APÊNDICE I – Dados discretos da amplitude total de variação da curvatura geométrica da região lombar e torácica, no plano sagital e frontal. 144
APÊNDICE J – Teste de normalidade para a amplitude total de variação da curvatura geométrica torácica e lombar (mobilidade vertebral), no plano sagital e frontal, em cada velocidade e/ou forma de locomoção. 146

1 INTRODUÇÃO

A coluna vertebral tem sido foco de análise quando o interesse é investigar a postura humana, pois, pode ser considerada um excelente indicador do *status* postural. É responsável pela interligação mecânica entre os segmentos corporais e apresenta alta capacidade de se configurar, ou seja, a coluna pode se rearranjar de diferentes formas devido às compensações estruturais ocasionadas por desvios posturais (CAMPIGNION, 2001).

A quantificação da postura vertebral pode ser realizada por diferentes tipos de metodologias. Na área da biomecânica, vários métodos têm sido desenvolvidos para análise da coluna em movimento. Normalmente, se utilizam de sensores eletromagnéticos (BURNETT et al., 2004), goniômetros (CAMPBELL-KYUREGHYAN et al., 2005) e/ou registros videográficos de marcadores fixados no dorso para análise cinemática da coluna vertebral (CHERNIACK et al., 2001).

A descrição da coluna vertebral em movimento é um assunto relativamente recente já que algumas décadas atrás só se tinham recursos e instrumentação para avaliar a coluna durante a postura estática. Este contexto facilita identificar a importância da biomecânica para o desenvolvimento de instrumentos quantitativos que auxiliem no diagnostico funcional da coluna vertebral e na validação de metodologias que permitam a modelagem da mesma.

O ser humano realiza os mais variados tipos de movimentos, mas a locomoção certamente é um dos gestos motores executados de maior relevância. A marcha e a corrida são as principais formas de locomoção desempenhadas pelo homem. Além disso, são tarefas motoras simples e comumente empregadas pela população, o que torna desnecessária a realização de treinamentos específicos como preparação ao processo de avaliação biomotora.

Este é um dos motivos que levam a marcha e a corrida a serem freqüentemente utilizadas em protocolos de avaliação da aptidão física e em estudos biomecânicos. Outro fator relevante, de acordo com Vaughan (2003), é que a locomoção pode ser considerada uma rica fonte de informação a respeito do desempenho humano. Além disso, são interessantes para o

desenvolvimento de pesquisas por serem atividades cíclicas e de alta reprodutibilidade (JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2007).

De acordo com Rowe e White (1996) a locomoção é uma atividade motora global que proporciona um movimento integrado entre membros, tronco e cabeça. Acredita-se que a movimentação e a reprodutibilidade observada nos membros inferiores se estendam também para a coluna vertebral, o que pode fornecer informações valiosas e fidedignas a respeito da funcionalidade da mesma.

Apesar da marcha e a corrida serem movimentos de mesma natureza, estas duas atividades possuem algumas características distintas entre si que possibilitam diferenciá-las. Através de parâmetros fisiológicos, dinâmicos, eletromiográficos e cinemáticos pode-se distinguir claramente estas duas formas de locomoção. Aliás, análises qualitativas como, por exemplo, a observação visual já é suficiente para classificar estes dois gestos motores, pois, a marcha apresenta fases de duplo apoio e a corrida fases de vôo (NOVACHECK, 1998).

Conforme foi abordado anteriormente, estas diferenças em relação à mobilidade dos membros inferiores irão repercurtir para as estruturas anatômicas superiores como, por exemplo, a coluna vertebral. Portanto, espera-se que as adaptações geométricas da coluna na situação de marcha seja distinta daquela apresentada na corrida.

Na literatura científica existem vários estudos que analisaram a cinemática da coluna vertebral durante a locomoção (CAMPOS et al., 2005; DEPRÁ, 2004; LAMOTH et al., 2006; ROWE; WHITE, 1996; ROZUMALSKI et al., 2008; SCHACHE et al., 2001; SCHACHE et al., 2002a; WHITTLE; LEVINE, 1999). Porém, muitos destes trabalhos restringem-se a investigar o efeito do aumento da velocidade, na mobilidade vertebral, numa única forma de locomoção (marcha ou corrida). Raríssimos são os estudos que investigam e comparam a geometria vertebral, de uma mesma população, nestas duas formas de locomoção (SAUNDERS et al., 2005).

Este tipo de investigação pode ser de grande valia aos profissionais da área da saúde interessados no comportamento da coluna. Médicos e fisioterapeutas podem obter informações que vão além do registro estático visualizado pelas radiografias que proporcionam uma avaliação precisa da postura vertebral, mas pouco fornece acerca da funcionalidade da coluna.

Por exemplo, indivíduos acometidos por distúrbios vertebrais não, necessariamente, apresentam anomalias na morfologia vertebral e assimetrias exacerbadas ao longo da coluna que pudessem justificar tais algias. No entanto, o movimento imposto na coluna durante atividades locomotoras exige um comportamento específico das estruturas vertebrais que, em tese, não conseguiria mascarar a influência da disfunção na mobilidade vertebral, pois, acredita-se que o sistema neuromuscular adjacente utiliza-se de mecanismos de controle para limitar e/ou modificar o padrão natural de movimento da região dorsal – com o intuito de proteger e evitar o desconforto na coluna. Por este motivo é importante mapear o comportamento vertebral de sujeitos saudáveis para que se possa discriminar a mobilidade normal daquela acometida pela dor durante a execução das duas principais formas de locomoção do ser humano.

No campo da Educação Física sabe-se que os programas de exercícios físicos voltados à capacidade aeróbica têm sido geralmente prescritos e orientados em função do nível de aptidão física do sujeito. Isto é, indivíduos menos capacitados fisicamente são encaminhados para atividades de marcha e aqueles mais aptos são encorajados a correr, independentemente do quão saudável é ou está à coluna deste sujeito.

A análise proposta nesta pesquisa proporciona, dentre outras informações, um panorama de quais regiões vertebrais são mais solicitadas durante a marcha e a corrida – além de possibilitar uma comparação, ao longo de toda extensão da coluna e do ciclo de locomoção, da mobilidade vertebral nestas duas situações.

Portanto, espera-se que o presente estudo possa auxiliar o profissional de Educação Física em relação à prescrição e/ou orientação de atividades que envolvam a marcha e a corrida, pois, um cliente apto fisicamente e com uma hérnia de disco, por exemplo, não deve priorizar exercícios que exijam níveis elevados de curvatura fisiológica da região acometida. Logo, cabe ao profissional propor atividades que atendam tanto o objetivo do programa de treinamento como orientar o cliente em relação ao tipo de exercício que melhor se adéqua às suas características morfofuncionais.

Portanto, a proposta do presente trabalho é analisar e comparar, por meio da metodologia proposta por Brenzikofer et al. (2000), as adaptações da geometria da coluna vertebral de sujeitos saudáveis durante a situação de marcha e corrida.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo foi dividido em tópicos com a finalidade de facilitar a compreensão das idéias expostas. No primeiro item destacaram-se as características da marcha e da corrida, salientando as principais diferenças entre estas duas formas de locomoção. Posteriormente, abordaram-se as características anatômicas e cinesiológicas das estruturas vertebrais. Em seguida, apresentaram-se os vários métodos empregados para quantificação da coluna vertebral, com a finalidade de destacar as limitações, vantagens e desvantagens de cada um deles. E, por último, apresentaram-se algumas pesquisas que investigam as adaptações geométricas da coluna vertebral durante a marcha e a corrida.

2.1 Marcha e corrida

Locomoção é a capacidade de se deslocar de um lugar a outro e este fenômeno pode ser executado, por exemplo, mediante tarefas motoras como rastejar, rolar, saltitar, saltar, caminhar e correr. No entanto, no presente estudo, utiliza-se o conceito de locomoção para representar somente a marcha e a corrida já que estas são as duas principais maneiras de se locomover. Tanto é que tais atividades são amplamente empregadas no cotidiano da população devido, principalmente, à sua simples execução. Outra vantagem é sua alta eficiência energética, pois, se caracterizam como um movimento suave do corpo pelo espaço com um gasto mínimo de energia mecânica e fisiológica (WATERS; MULROY, 1999).

São indiscutíveis que os avanços científicos e tecnológicos têm proporcionado melhoras significativas na qualidade de vida das pessoas nas mais diversas áreas como, por exemplo: saúde; educação; e comunicação. É notória também a praticidade e o conforto usufruído pela sociedade moderna depois do processo de automatização, da criação de equipamentos eletro-eletrônicos e de alimentos industrializados, dentre outros. No entanto, este panorama tem contribuído, cada vez mais, para o surgimento de pessoas com maus hábitos no estilo de vida (GUEDES; GUEDES, 1995).

As denominadas doenças da modernidade ou doenças crônico-degenerativas como, por exemplo, a hipertensão, o diabetes tipo II e a obesidade estão diretamente

relacionadas, entre outros fatores, a um estilo de vida sedentário. Por este motivo, o número de adeptos à prática de exercícios físicos tem aumentado consideravelmente. Uma das atividades mais realizadas é, sem dúvida, a locomoção já que pode ser executada tanto em academias como em lugares públicos.

Além de ser freqüentemente empregada na prescrição de exercícios físicos, a locomoção é um gesto motor elementar e básico ao ser humano e, por este motivo, já despontava como foco de interesse de estudiosos desde a época da Grécia Antiga. No entanto, o estudo científico da análise da locomoção iniciou-se na Europa por volta do século XVII. Pesquisadores como Newton, Descartes, Muybridge e outros proporcionaram um sólido embasamento científico para a fundamentação da análise da locomoção (SUTHERLAND, 2001).

Apesar de ser um conteúdo multidisciplinar, dentro da área da Educação Física a locomoção tem sido mais freqüentemente abordada em pesquisas atreladas ao estudo do controle motor, da fisiologia e da biomecânica. A análise biomecânica da locomoção consiste na quantificação de variáveis dinâmicas, antropométricas, cinemáticas e eletromiográficas (NOVACHECK, 1998; WHITTLE, 1996).

A locomoção é um dos assuntos mais abordados quando o interesse é estudar a atividade funcional humana devido, principalmente, a dois fatores. Primeiro, por ser um movimento que apresenta características individuais (BENABDELKADER et al., 2004; LAKANY, 2008). E o segundo é porque o seu desempenho está intimamente relacionado à condição motora do avaliado, ou seja, a locomoção exige uma coordenação sinérgica entre todas as estruturas do aparelho locomotor – o que caracteriza esta atividade como sendo extremamente complexa, do ponto de vista do controle motor (VAUGHAN, 2003).

Na literatura científica são vistas diferentes formas de se discriminar o ciclo de locomoção que é considerado a unidade básica de medida na análise da marcha e corrida. Lakany (2008), por exemplo, descreve o início do ciclo no instante em que determinado pé toca o solo (contato inicial) e termina quando o respectivo pé entra em contato com o chão novamente (Figura 1). Vale ressaltar que esta abordagem foi utilizada no presente estudo.

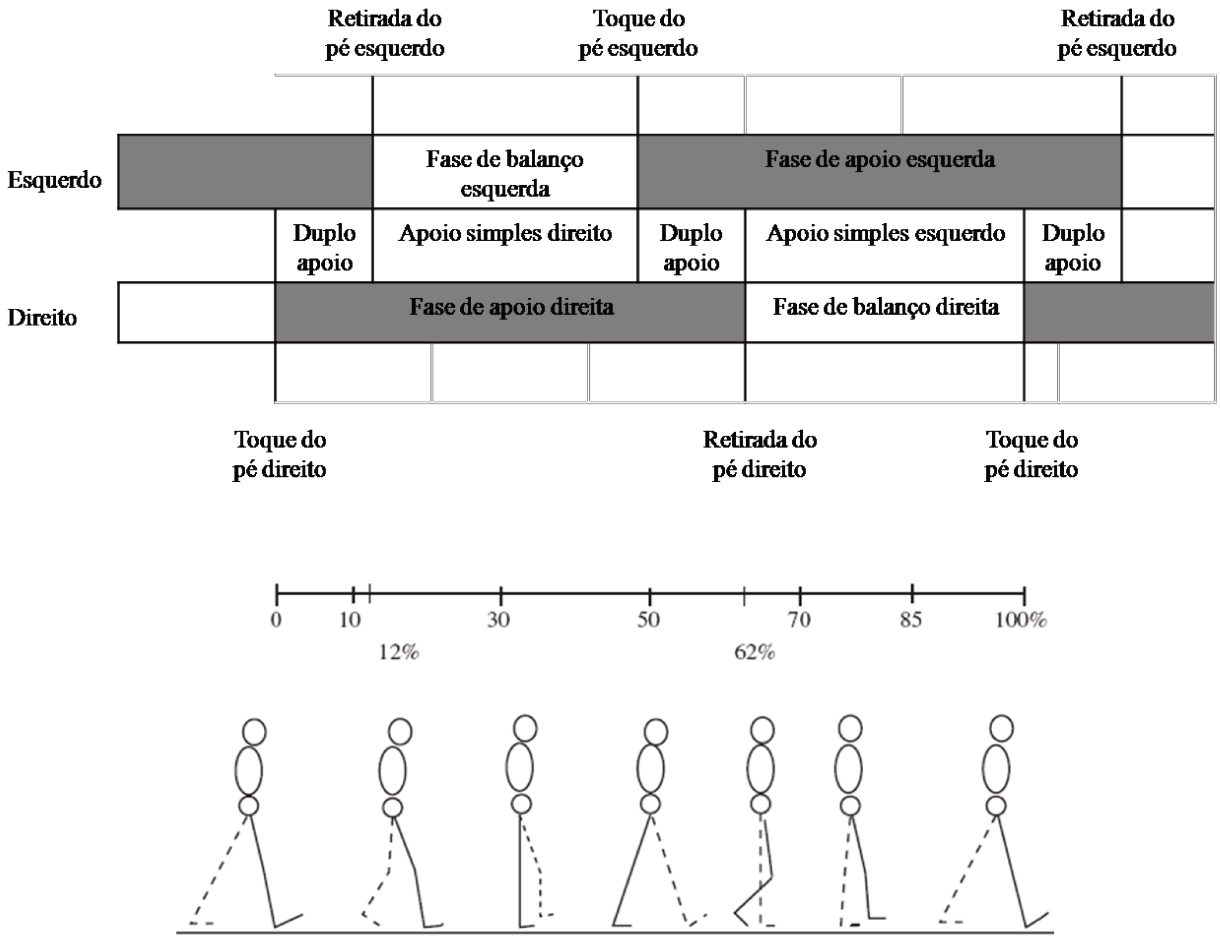


FIGURA 1. Ilustração do ciclo de marcha (0 a 100%).
Fonte: Adaptado de Lakany (2008).

Com base na Figura 1, nota-se que o ciclo da marcha apresenta a seguinte ordem cronológica: contato inicial (toque do pé direito), caracterizando uma fase de duplo apoio (DA); apoio simples direito (ASD); outra fase de duplo apoio (DA); e apoio simples esquerdo (ASE), finalizando com um novo contato do pé direito. O ciclo da corrida pode ser visualizado na Figura 2.

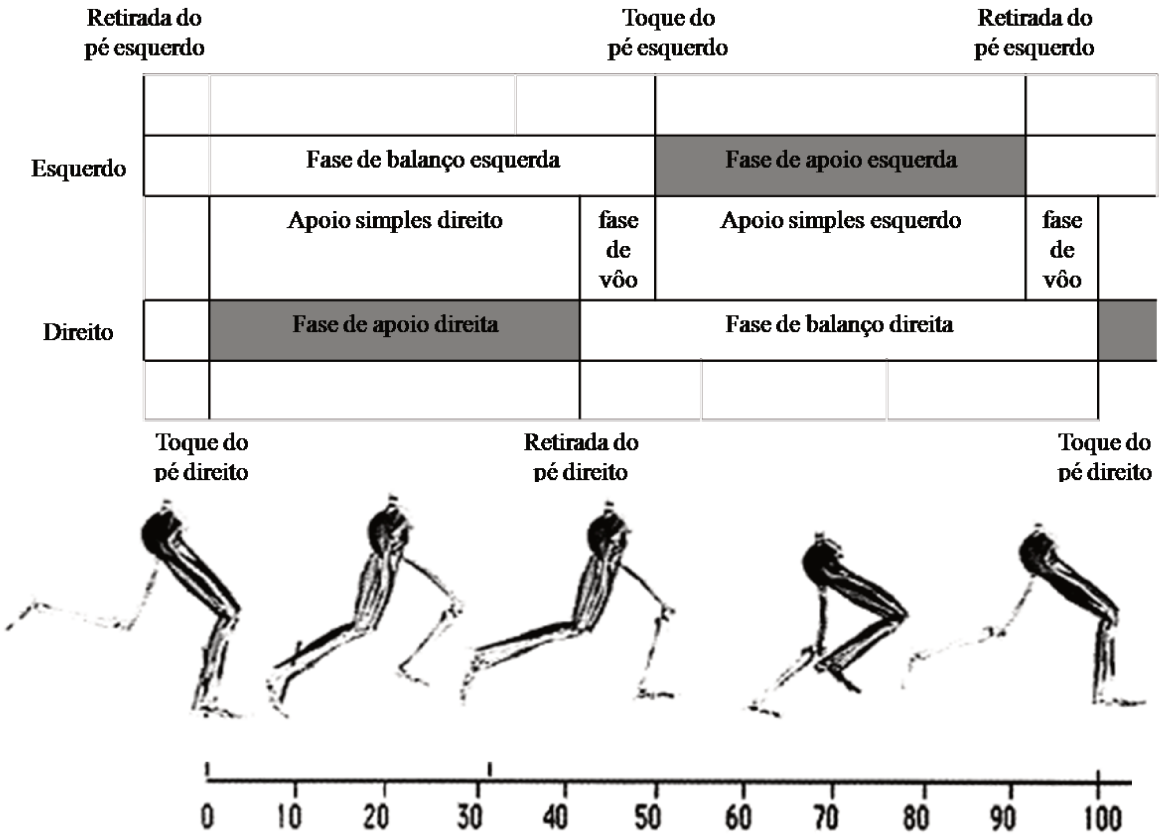


FIGURA 2. Ilustração do ciclo de corrida (0 a 100%).

Fonte: Adaptado de Novacheck (1998).

O ciclo de corrida apresenta a seguinte seqüência cronológica: contato inicial (toque do pé direito), caracterizando o apoio simples direito (ASD); uma fase de vôo (FV); o apoio simples esquerdo (ASE); e outra fase de vôo (FV) que termina com um novo contato do pé direito no solo.

É notória a distinção entre os ciclos de locomoção da marcha e da corrida. No caso da marcha, é interessante observar que os eventos da passada que abrangem o duplo apoio, o apoio simples esquerdo e o duplo apoio contralateral tem em comum a permanência do pé direito em contato com o solo – caracterizando a fase de apoio direita que totaliza mais de 50% do ciclo de locomoção. De forma análoga, a fase de apoio esquerda também compreende mais de 50% do ciclo (Figura 1).

Esta seria a principal diferença entre os ciclos de marcha e corrida, pois, na corrida a fase de apoio direita ou esquerda representa menos de 50% do ciclo de locomoção – o

que não permite o contato simultâneo de ambos os pés no solo e necessita de duas fases de vôo para complementar o ciclo (NOVACHECK, 1998), conforme foi visto na Figura 2.

Portanto, por meio de uma análise qualitativa é possível constatar que a marcha consiste de duas fases de duplo apoio e duas fases de apoio simples, enquanto a corrida apresenta duas fases de apoio simples e duas fases de vôo. Por outro lado, avaliações quantitativas permitem mensurar a duração de cada evento e verificar outras características distintas entre estes dois tipos de locomoção. Novacheck (1998) relata diferenças em diversas variáveis como, por exemplo, no recrutamento muscular, no dispêndio energético e nas variações angulares de membros inferiores.

A maioria dos estudos biomecânicos que envolvem a locomoção restringe-se a analisar parâmetros dinâmicos e cinemáticos referentes às estruturas do membro inferior e pélvis. No entanto, não se pode negligenciar o que ocorre no tronco, membros superiores e cabeça já que é inquestionável a relação interdependente de todo o corpo humano no processo de locomoção (ROWE; WHITE, 1996). Nesta interdependência sabe-se que a coluna vertebral desempenha papel fundamental e, por este motivo, os tópicos a seguir visam abordar aspectos anatômicos e biomecânicos desta estrutura corporal.

2.2 A coluna vertebral

Uma coluna vertebral normal é formada por sete vértebras cervicais, doze torácicas, cinco lombares, cinco fundidas no sacro e quatro fundidas no cóccix – apresentando, portanto, vinte e quatro vértebras móveis (Figura 3). Pode ser compreendida como um eixo articulado ósseo cujas principais funções são: sustentar o corpo; e proteger a medula espinhal e as raízes nervosas. No entanto, a coluna não é constituída apenas de vértebras, outros elementos compõem a estrutura vertebral como, por exemplo, os discos intervertebrais e os ligamentos (PRESCHER, 1998).

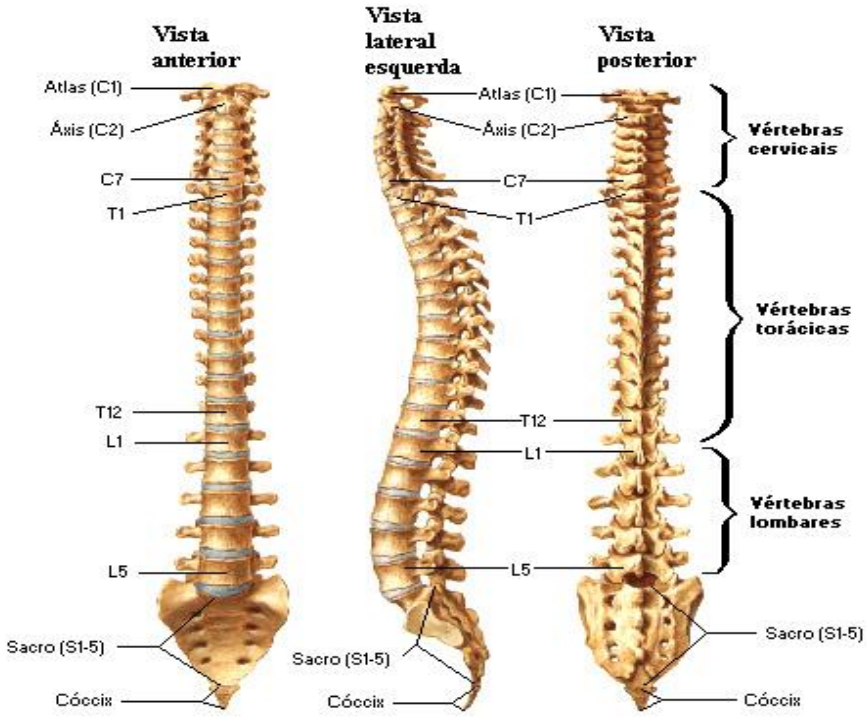


FIGURA 3. Coluna vertebral vista anteriormente (plano frontal), lateralmente (plano sagital) e posteriormente (plano frontal), da esquerda para direita.
Fonte: http://www.auladeanatomia.com/. Acesso em 26 dez 2008.

Vista no plano sagital, a coluna vertebral apresenta dois tipos de curvaturas fisiológicas: as cifoses e lordoses. As cifoses são denominadas curvaturas primárias, são formadas desde o período fetal, apresentam concavidade anterior e correspondem às curvas torácica e sacra. As lordoses são chamadas de curvaturas secundárias ou de compensação, são desenvolvidas após o nascimento, possuem concavidade posterior e correspondem às curvas cervical e lombar. As curvaturas primárias são menos flexíveis devido à fusão das vértebras e a presença das costelas, respectivamente, para a região sacra e torácica (CAMPIGNION, 2001).

Os movimentos realizados pela coluna vertebral são: flexão/extensão; flexão lateral para direita e esquerda e rotação para direita e esquerda. Estes movimentos têm sido descritos com base na projeção da coluna nos três planos anatômicos (sagital, frontal e transverso) e seus respectivos eixos anatômicos (látero-lateral, ântero-posterior e longitudinal). A flexão e extensão ocorrem no plano sagital em torno do eixo látero-lateral. A flexão lateral (para direita e/ou esquerda) ocorre no plano frontal ao redor do eixo ântero-posterior. E a rotação (para direita e/ou esquerda) ocorre no plano transverso em torno do eixo longitudinal (HAMILL; KNUTZEN, 1999). Estes movimentos podem ser vistos na Figura 4.

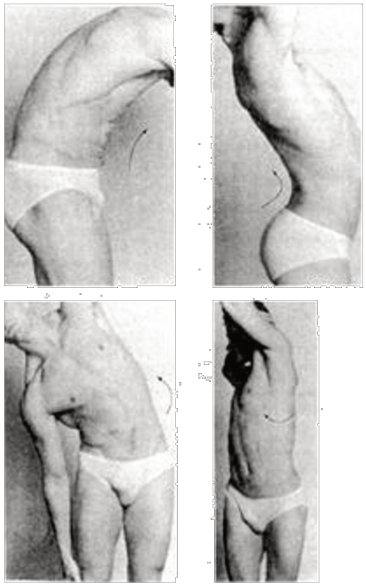


FIGURA 4. Movimentos intervertebrais. Na parte superior temos a flexão (à esquerda) e extensão da coluna (direita). Na parte inferior mostramos a flexão lateral direita (figura à esquerda) e a rotação para a direita (figura à direita).
Fonte: http://www.coluna.com/images_red/coluna-movimentos.gif. Acesso em 26 dez 2008.

O termo flexão da coluna foi utilizado para descrever o movimento de curvar o tronco para frente e a extensão para indicar o movimento oposto (curvar o tronco para trás). A flexão lateral para a direita foi adotada para descrever o movimento articular em que há diminuição do ângulo da face direita da coluna, e o movimento antagônico é a flexão lateral para a esquerda. O termo rotação para a direita foi empregado quando a face anterior das vértebras girarem para o lado direito, ou seja, os processos vertebrais giram para a esquerda e o movimento oposto é a rotação para a esquerda. De acordo com Kapandji (1990) o movimento de flexão lateral exige automaticamente uma rotação para o lado flexionado.

O movimento articular de vértebras normais depende, dentre outros fatores, de um bom funcionamento dos discos intervertebrais que têm como função: suportar e distribuir as cargas na coluna; e restringir o excesso de movimento nas articulações vertebrais. As facetas, os arcos, os ligamentos e os músculos ao redor da coluna contribuem para limitar e controlar os movimentos de rotação e translação entre os corpos vertebrais, com o intuito de fornecer estabilidade para a coluna vertebral (NORDIN; FRANKEL, 2003).

As articulações intervertebrais apresentam pouca mobilidade quando se observa o comportamento de cada segmento móvel individualmente. No entanto, cada vértebra apresenta

seis graus de liberdade que garantem uma vasta combinação de rearranjos no espaço e contribuem para a grande mobilidade do tronco (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

O bom funcionamento da coluna vertebral está diretamente relacionado à qualidade de vida do indivíduo. Por outro lado, maus hábitos posturais podem estar contribuindo para o aumento contínuo de enfermidades relacionadas à coluna vertebral como, por exemplo, a lombalgia que tem acarretado graves conseqüências na qualidade de vida das pessoas e no âmbito sócio-econômico (PANJABI, 2003). De acordo com Andersson (1999) cerca de 70 a 85% da população mundial teve ou terá, em algum momento da vida, um episódio de dor lombar.

O próprio processo de envelhecimento e a inaptidão física para a realização de tarefas manuais pesadas, ao longo da vida, contribuem para o surgimento de alterações nas características morfológicas da estrutura vertebral. Este fenômeno indica o processo crônico degenerativo da coluna e tais mudanças morfológicas fazem com que haja uma perda na capacidade da vértebra em distribuir uniformemente as cargas (PRESCHER, 1998), conforme pode ser visualizado na Figura 5.

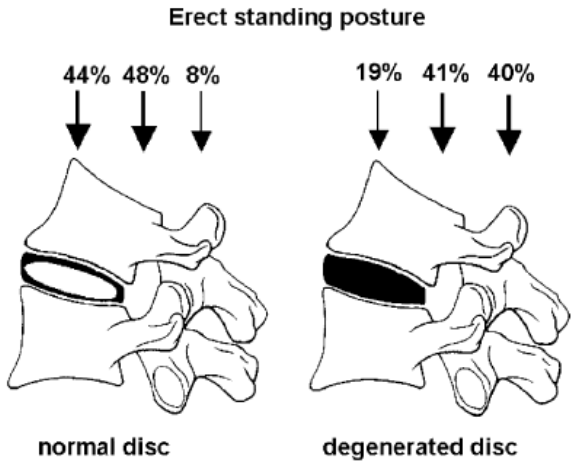


FIGURA 5. Ilustração de cargas distribuídas no disco normal e degenerado (ADAMS; DOLAN, 2005).

Para Adams e Dolan (2005) a degeneração de estruturas vertebrais, seja decorrente de aspectos genéticos e/ou ambientais, pode contribuir para a incidência de disfunções na coluna vertebral. MacFarlane, Jones e Hannaford (2006) relatam que aspectos demográficos (gênero, idade e nível sócio-econômico) associados com o estilo de vida (sedentarismo, obesidade e tabagismo) têm se mostrado como importantes fatores de risco para o aparecimento

das disfunções. Schilling et al. (2005) defendem que a postura bípede tem sido considerada uma das principais razões para o aparecimento de distúrbios na coluna, principalmente na região lombar.

Os distúrbios que envolvem a coluna são complexos e envolvem diversos fatores – o que dificulta conhecer a etiologia das disfunções vertebrais já que os distúrbios podem ter origem física, psíquica, social e/ou pela associação destas diferentes naturezas (SIMMONDS, 2004).

Por este motivo, recursos invasivos como a radiografia e a tomografia computadorizada nem sempre evidenciam a condição funcional da coluna, pois, indivíduos assintomáticos podem apresentar características anormais em estruturas vertebrais (ADAMS; DOLAN, 2005; LEBOEUF-YDE, 2004). Em contrapartida, estes tipos de instrumentação são extremamente precisos na avaliação da morfologia vertebral e, muitas vezes, são utilizados na validação de metodologias não invasivas. O tópico a seguir ilustra os principais métodos utilizados para quantificar a postura vertebral.

2.3 Metodologias empregadas para avaliação da coluna vertebral

A mensuração da postura vertebral pode permitir a quantificação das adaptações da coluna nos três planos de projeção. Os métodos empregados podem ser invasivos e não invasivos. O principal recurso invasivo utilizado para quantificação da postura vertebral é a radiografia que, inclusive, tem sido utilizada para validação de algumas metodologias não invasivas (TEIXEIRA; CARVALHO, 2007).

No entanto, o uso de técnicas invasivas nem sempre é viável, principalmente quando o interesse é investigar a coluna vertebral em movimento, pois estes recursos são inapropriados para utilização corriqueira em estudos biomecânicos devido à aplicabilidade e, até mesmo, por questões éticas. Chiou et al. (1996) relatam que o uso de radiografias para análise da coluna em movimento é uma técnica inadequada já que permite um número limitado de medidas devido aos riscos de exposição à radiação.

Portanto, vários profissionais têm utilizado metodologias não invasivas para avaliação da postura vertebral que, apesar de não medirem diretamente o fenômeno de interesse, são de baixo custo e fácil aplicabilidade. Teixeira (2006) destaca o uso de métodos clínicos

empregados para quantificação das curvaturas fisiológicas. Dentre eles, destacaremos o método flexicurva e o cifolordômetro que pode ser visualizado na Figura 6.

O método flexicurva consiste na utilização de uma régua flexível, de 60 cm de comprimento, facilmente moldada à região da coluna na qual foi delineada. Os pontos anatômicos de referência são sinalizados na régua (C7 e T12 para cifose e T12 e L5 para lordose). Após a coleta o instrumento é posicionado sobre um papel e o desenho da curvatura e dos pontos de referência são transcritos para o mesmo. Os pontos de C7 e T12 são ligados por um segmento de reta e outro segmento, perpendicular ao primeiro, é confeccionado na região de maior distância entre a curva da cifose e o segmento C7-T12. O grau de cifose está relacionado diretamente com a razão entre o segmento gerado de C7-T12 e àquele ortogonal (TEIXEIRA; CARVALHO, 2007). De forma análoga determina-se o grau de lordose.

O cifolordômetro é um instrumento formado por uma plataforma na qual o avaliado apóia os pés, por uma haste vertical de alumínio (com aproximadamente 2 m de altura) que é fixa na plataforma e que sustenta e se articula com outras 39 hastes horizontais (40 cm de comprimento) eqüidistantes uma da outra a cada 4 cm (Figura 6). As hastes horizontais são móveis e permitem o ajuste até o contato com o dorso do voluntário. A medida é feita através do registro do traçado, obtido pela curva fisiológica, num papel fixado rente às hastes horizontais. Posteriormente, selecionam-se três pontos de interesse no cifolordômetro, com a finalidade de traçar duas retas que passarão obrigatoriamente pelo ponto intermediário dos três pontos pré-definidos. Em seguida, quantifica-se o ângulo formado pela intersecção das duas retas – que indicam o grau da curvatura fisiológica medida (BARAÚNA et al., 2005).

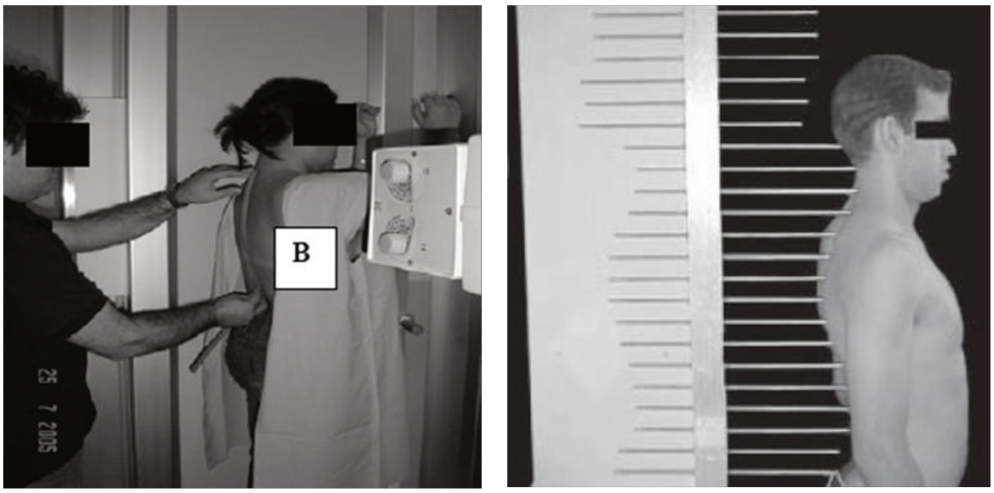


FIGURA 6. Método flexicurva à esquerda e o cifolordômetro à direita.
Fontes: Teixeira e Carvalho (2007) e Baraúna et al. (2005), respectivamente.

Vale destacar que estes dois métodos clínicos apresentam importantes limitações como, por exemplo, a quantificação da coluna vertebral somente no plano sagital e em posturas estáticas. A avaliação estática fornece só informações acerca da característica individual da postura vertebral do avaliado. Por outro lado, a análise dinâmica é mais rica, pois, além de exaltar dados inerentes ao sujeito, proporciona também informações acerca da mobilidade vertebral imposta pela atividade desempenhada.

O processo de avaliação dinâmica da coluna tem utilizado técnicas não invasivas como, por exemplo, a videogrametria que possibilita uma mensuração mais detalhada da postura vertebral, permitindo obter informações em mais de um plano de projeção e com a coluna em movimento. Vários estudos biomecânicos têm utilizado o registro videográfico de marcadores adesivos aderidos à pele para quantificação das adaptações geométricas da coluna.

Além da possibilidade de medir a postura vertebral sem interferir no movimento investigado, as análises biomecânicas têm se mostrado como um recurso importante para o diagnóstico funcional da coluna vertebral (LEHMAN, 2004). Newman et al. (1996), por exemplo, relatam que sujeitos saudáveis mostram uma coordenação vertebral específica para manter a estabilidade e, conseqüentemente, proteger a coluna durante a realização de uma determinada atividade. Por outro lado, já se tem indícios de que padrões coordenativos inapropriados de algumas estruturas corporais podem estar associados à dor lombar (PANJABI, 2003).

No entanto, para se obter conclusões válidas acerca da funcionalidade da coluna, é necessária a criação de um modelo biomecânico representativo capaz de definir e quantificar as variáveis descritivas associadas à mobilidade vertebral (CROSBIE; VACHALATHITI; SMITH, 1997a).

Mas a seleção de um modelo adequado para representar a coluna vertebral não é uma tarefa simples, pois, existem algumas dificuldades que tornam a modelagem vertebral um processo complexo. A escolha de estruturas anatômicas que mensurem de forma precisa o movimento vertebral e a dificuldade em elaborar modelos biomecânicos detalhados capazes de representar o fenômeno a ser investigado talvez sejam os dois principais desafios para os estudiosos da área (CAMPBELL-KYUREGHYAN et al., 2005).

Na literatura científica, duas formas de modelagem têm se destacado para o estudo da coluna vertebral em movimento. A primeira simplifica a coluna ao representá-la por meio de segmentos considerados rígidos e, entre estes segmentos, analisam-se padrões de movimentos angulares. A segunda forma de modelagem consiste em descrever a coluna como uma curva contínua no espaço. Esta idéia está relacionada ao conceito da *George's line* que foi proposta em 1919 e utilizada em análises de radiografias. A *George's line* é confeccionada pelo contorno que se ajusta aos processos espinhosos das vértebras e simulam o alinhamento vertebral posterior, no plano sagital (MUGGLETON; ALLEN, 1998). A grande vantagem deste modelo em relação ao primeiro é o fato de se obter informações detalhadas ao longo de toda coluna, permitindo saber com precisão o que acontece em cada estrutura vertebral de forma individualizada.

Em geral, a primeira forma de abordagem para análise biomecânica da postura visa modelar a coluna vertebral em movimento por meio de um conjunto de 4 a 7 segmentos rígidos articulados. Esta metodologia tem sido amplamente empregada nos mais variados contextos como, por exemplo, na análise da coluna durante: movimentos de flexão e extensão do tronco (NEWMAN et al., 1996); tarefas de levantamento de carga (FERGUSON et al., 2004); ciclismo (BURNETT et al., 2004); locomoção (CROSBIE; VACHALATHITI; SMITH, 1997a).

Outra metodologia para análise da coluna em movimento foi desenvolvida no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da UNICAMP. Esta metodologia foi proposta por Brenzikofer et al. (2000) e a descrição da mobilidade vertebral é feita mediante uma curva contínua que representa a linha definida pelos

processos vertebrais. A quantificação da postura vertebral é feita através do conceito de curvatura geométrica. Vários trabalhos têm sido desenvolvidos com base neste método (BENETTI et al., 2005; CAMPOS et al., 2005; DEPRÁ, 2004; PEGORETTI et al., 2005; WITTIG, 2004). Mais detalhes sobre esta metodologia estão descritos no capítulo de "Materiais e Métodos". O tópico a seguir aborda os principais estudos envolvendo a coluna vertebral durante a locomoção.

2.4 Cinemática da coluna durante a locomoção

Várias pesquisas têm sido realizadas para investigar a cinemática da coluna vertebral durante a locomoção (CAMPOS et al., 2005; CROSBIE; VACHALATHITI; SMITH, 1997a; DEPRÁ, 2004; LAMOTH et al., 2004; ROWE; WHITE, 1996; ROZUMALSKI et al., 2008; SCHACHE et al., 2002b; WHITTLE; LEVINE, 1999;). No entanto, raríssimos trabalhos preocupam-se em comparar a cinemática da coluna na marcha com a da corrida (SAUNDERS et al., 2005).

Por exemplo, Whittle e Levine (1997) mensuraram a movimentação da pélvis e da lordose lombar durante a caminhada e a postura estática, comparando diferentes tipos de modelagem vertebral. Para isto utilizaram recursos de videogrametria no qual foi feito o registro de marcadores retrorefletivos com diâmetros de 20 a 25 mm. Foram fixados três marcadores na pélvis, um em S2 e outros dois na espinha ilíaca ântero-superior. Para a lombar os pesquisadores realizaram três modelagens distintas: na primeira eles utilizaram o marcador de S2 e fixaram outros três em L1, L3 e L5; na segunda foi aproveitado o marcador de S2 e fixado outros dois marcadores um em L1 e outro no ponto médio entre estas duas vértebras; e a terceira consistiu na fixação de dois *clusters*, um na articulação tóraco-lombar e outro na região sacral. Em todos os casos a lordose foi quantificada através do movimento relativo entre os segmentos elaborados.

Os autores verificaram que a utilização do modelo com quatro marcadores foi inviável devido ao diâmetro dos mesmos e ao pequeno espaçamento entre as estruturas demarcadas, enquanto que o modelo de três apesar de aplicável apresentou significativos erros de medidas devido à proximidade entre os marcadores. Portanto, a utilização de *clusters* foi o método mais consistente dentre os utilizados no estudo.

Crosbie et al. (1997a) analisaram a movimentação da coluna vertebral durante a marcha de 108 voluntários (50 homens e 58 mulheres). Estes autores utilizaram treze marcadores retro refletivos ao longo da superfície dorsal do tronco para descrever o movimento angular de 4

segmentos considerados rígidos que representaram a coluna lombar e torácica. Os autores concluíram que a movimentação da coluna vertebral é dependente do que ocorre na pélvis e membros inferiores. Além disso, foi constatado que a flexão lateral da coluna é o movimento vertebral que apresenta maior reprodutibilidade intra e inter-sujeitos.

Crosbie et al. (1997b) analisaram o efeito da idade, do sexo e de duas diferentes velocidades de caminhada na cinemática da coluna vertebral. A metodologia empregada para análise da coluna foi à mesma descrita acima. Os resultados encontrados neste estudo mostraram que a lombar é a região que apresentou maior oscilação, na flexão lateral, para ambos os sexos devido ao aumento da velocidade. A diferença de idade entre os sujeitos durante a caminhada não alterou a cinemática da coluna, porém, indivíduos mais velhos apresentaram limitações para caminhar mais rápido.

Schache et al. (1999) escreveram um artigo de revisão no qual relatam características cinemáticas de membros inferiores, pélvis e coluna lombar durante a corrida. Dentre os vários estudos citados é consenso que velocidades mais intensas de locomoção ocasionam em aumento na amplitude de movimento do tronco. Além disso, relataram que a mobilidade de membros inferiores influencia na mobilidade pélvica que condiciona o movimento lombar.

Wittle e Levine (1999) investigaram a relação entre o movimento pélvico e lombar de vinte sujeitos saudáveis do sexo masculino durante a marcha. Para a análise cinemática lombar foi quantificado o movimento relativo entre dois *clusters* fixados na articulação tóraco-lombar e acima do sacro, respectivamente. O movimento pélvico foi descrito em função de sua variação em relação ao sistema de coordenadas do laboratório. Os resultados mostraram que a ânteroversão pélvica aumentou a lordose lombar, mas foi observado também que a lordose apresenta um movimento individual, não refletindo apenas àquilo que acontece na pélvis. No plano frontal, foi notória a relação dependente da flexão lateral lombar com a obliqüidade pélvica. Quando a pélvis inclina-se para direita ou esquerda gera uma flexão lateral da coluna lombar para o lado oposto. No plano frontal, observou-se que o avanço da pélvis direita ou esquerda gera uma rotação do tronco para o respectivo lado – ocasionando uma torção já que o membro superior contra-lateral recua.

Schache et al. (2001) investigaram a cinemática da coluna e da pélvis durante a corrida em esteira e no solo em velocidade auto-selecionada pelo voluntário. A análise

cinemática da coluna e pélvis foi realizada a partir do registro videográfico de um suporte com marcadores (*cluster*) na altura da transição tóraco-lombar e mais três marcadores na pélvis. Os resultados mostraram que as variáveis cinemáticas da coluna e pélvis não sofreram alterações significativas decorrentes da corrida em esteira, ao contrário do que ocorre com as medidas angulares de membros inferiores.

Selles et al. (2001) investigaram a coordenação entre os membros inferiores, superiores, tronco e pélvis por meio de análise cinemática durante a caminhada em diversas velocidades. Acelerômetros uniaxiais foram fixados nos tornozelos (maléolo medial) e no braço (epicôndilo medial do úmero) para determinar o balanço (*swing*) dos mesmos. As rotações do tronco e pélvis foram determinadas por meio de registros videográficos de marcadores fixados ao longo do dorso. Estes estudiosos observaram que o grupo com dor lombar apresentou heterogeneidade nas relações existentes entre os membros superiores direito e esquerdo, membros contralaterais (perna direita-braço esquerdo e perna esquerda-braço direito) e nas rotações de tórax e pélvis – fenômeno não verificado no grupo controle. Além disso, foi constatado também que a maior ou menor capacidade de coordenação do complexo tronco-pélvis nos lombálgicos varia de acordo com a velocidade de locomoção.

Vogt, Pfeifer e Banzer (2002) analisaram a cinemática da pélvis e da lombar durante a caminhada em esteira e no solo, na velocidade auto selecionada e de 1,25 m/s. A aquisição dos dados em três dimensões foi feita por meio de um instrumento de ultrasonografia. Uma placa montada com marcadores específicos foi fixada na região da décima segunda vértebra torácica e no ponto mediano da crista ilíaca póstero superior. A oscilação lombar foi obtida através das medidas relativas entre pélvis e décima segunda vértebra torácica, enquanto a oscilação pélvica foi mensurada através de sua movimentação em relação ao sistema de coordenadas do laboratório. Os resultados mostraram que os movimentos no plano sagital são pouco afetados pela caminhada em esteira, seja na lombar ou na pélvis. No entanto, tanto a oscilação pélvica (plano frontal e transversal) como lombar (frontal) apresentaram valores subestimados nas variações angulares na marcha em esteira.

Schache et al. (2002a) investigaram a cinemática da coluna e da pélvis durante a corrida a 4,2 m/s, com o objetivo de descrever o movimento típico deste complexo estrutural e avaliar a relação entre coluna lombar e pélvis durante a corrida. Para tal estes estudiosos fixaram um único suporte com marcadores (*cluster*) na altura da transição tóraco-lombar e mais três

marcadores na pélvis. Estes pesquisadores observaram que existe uma relação dependente na movimentação da coluna lombar e pélvis em decorrência do movimento de locomoção – revelando um padrão de coordenação entre estas estruturas. Outro achado foi de que a movimentação da coluna e pélvis na corrida difere dos resultados vistos em outros estudos para a marcha.

Schache et al. (2002b) utilizando a mesma metodologia empregada no estudo do parágrafo anterior, investigaram a reprodutibilidade das medidas cinemáticas da coluna e da pélvis durante a corrida a 4,2 m/s, com o objetivo de verificar quais parâmetros cinemáticos são consistentes. Os testes foram repetidos no mesmo dia e em dias diferentes, com o intuito de verificar a confiabilidade de avaliações intra e inter-dias. Os resultados mostraram que características espaço-temporais são bastante reprodutíveis, mas medidas angulares acerca da mobilidade da coluna, coxa e pélvis devem ser interpretadas com muita cautela, principalmente quando se analisa os dados em valores absolutos. Os pesquisadores constataram também que menor reprodutibilidade é encontrada nas variáveis quando as avaliações são executadas em dias distintos.

Frigo et al. (2003) desenvolveram um método que permite quantificar a movimentação da coluna vertebral, pélvis e membros de mulheres durante a marcha. A técnica utilizada para análise cinemática foi por meio do registro videográfico de marcadores retrorefletivos aderidos ao dorso das voluntárias. Os resultados mostraram a torção do tronco durante a caminhada já que a pélvis faz rotação para um lado e o ombro para o outro. A variação da cifose torácica foi menor do que àquela apresentada pela lordose lombar durante a locomoção e, somente, a curva estática lombar foi significativamente menor do que a dinâmica. No plano frontal, não foram encontradas diferenças significantes nos ângulos medidos em movimento daqueles encontrados na postura ortostática.

Lamoth et al. (2006) investigaram o efeito da mudança súbita de velocidade, durante a marcha, em indivíduos com e sem dor lombar por meio da análise cinemática do tronco e pela eletromiografia dos músculos eretores da espinha na altura de L2 e L4. Para a localização 3D dos marcadores foi utilizado a videogrametria. Para descrever o movimento da coluna estes pesquisadores utilizaram três clusters que foram posicionados na altura das vértebras T3, L2 e no sacro. Os resultados mostraram que sujeitos lombálgicos apresentam menor mobilidade, baixa

capacidade para coordenar os movimentos entre as estruturas do complexo tronco-pélvis e menor ativação dos músculos eretores durante as mudanças inesperadas de velocidade de locomoção.

Rozumalski et al. (2008) analisaram *in vivo*, por meio da videogrametria, a cinemática da coluna lombar durante a marcha utilizando agulhas, demarcadas com adesivos retrorefletivos, fixadas nos processos espinhosos das vértebras lombares e primeira sacra. A amostra consistiu de dez sujeitos (quatro mulheres e seis homens). O sistema de coordenada anatômico foi definido da seguinte forma: o eixo y aponta da direita para a esquerda e é paralelo aos dois pedículos vertebrais; o eixo z é vertical, aponta para cima e é perpendicular a y; e o eixo x é perpendicular a y e z, apontando para frente. Os resultados mostraram que não houve diferenças significativas na mobilidade intervertebral lombar durante a marcha. Os autores destacam ainda que a metodologia mostrou-se limitada para rastrear o movimento da coluna ao longo do ciclo de locomoção devido às constantes sobreposições dos marcadores.

Percebe-se que grande parte das pesquisas que envolvem análise cinemática da coluna vertebral e locomoção é destinada à situação de marcha. Uma quantidade relativamente menor de estudos investiga a corrida e raríssimos são os trabalhos que comparam as características cinemáticas da coluna vertebral, de uma mesma população, nestas duas formas de locomoção.

Saunders et al. (2005), por exemplo, investigaram a cinemática da estrutura lombo-pélvica e a atividade eletromiográfica dos músculos do tronco durante diferentes velocidades de marcha e corrida. A amostra consistiu de sete voluntários, sendo seis homens e uma mulher. O movimento pélvico foi descrito a partir do registro videográfico de três marcadores adesivos fixados na espinha ilíaca ântero-superior e no ponto médio das espinhas ilíacas póstero-superiores. Em T12 foi fixado um *cluster* que juntamente ao marcador de S2, permitiu a quantificação da movimentação lombar. Os participantes caminharam nas velocidades de 1 e 2 m/s e correram a 2, 3, 4 e 5 m/s. Entre cada velocidade o sujeito descansou por 3 a 5 minutos.

Os resultados mostraram que velocidades mais intensas de locomoção geram aumentos na mobilidade lombo-pélvica, nos três planos de projeção, e na atividade elétrica dos músculos abdominais e paraespinhais. Além disso, os autores verificaram que o modo de locomoção afeta a adaptação temporal do sistema neuromotor, ou seja, o padrão de ativação

muscular durante a corrida é diferente daquele visto na marcha – o que acarretou no deslocamento temporal dos picos de oscilação lombo-pélvica entre os tipos de locomoção.

Todos os trabalhos citados até aqui neste tópico simplificaram a coluna vertebral devido à utilização de modelos que representassem à mesma por meio de segmentos considerados rígidos. Outro aspecto relevante é que, em geral, os marcadores retrorefletivos empregados eram esféricos e possuíam, no mínimo, 20 mm de diâmetro – exceto àqueles confeccionados para o estudo de Rozumalski et al. (2008) cujo diâmetro foi de 10 mm, até mesmo devido ao caráter invasivo da respectiva pesquisa.

Por outro lado, Deprá (2004) e Campos et al. (2005) analisaram por videogrametria as adaptações geométricas da coluna durante a corrida e a marcha, respectivamente. Estes pesquisadores utilizaram a metodologia proposta por Brenzikofer et al. (2000) que permite um detalhamento ao longo de toda coluna vertebral. Além disto, os marcadores empregados eram planos e de diâmetro, aproximadamente, 4 vezes menor do que àqueles citados anteriormente – o que proporciona maior exatidão nas medidas relativas à postura vertebral. Isto ocorre tanto pela menor dimensão como pelo fato de que marcadores esféricos, ao contrário dos planos, tendem a oscilar em decorrência das acelerações e desacelerações oriundas da atividade locomotora, o que os tornam mais suscetíveis a ruídos.

Os resultados destes dois estudos revelaram que a configuração da geometria da coluna durante o movimento apresenta dois componentes: um neutro em relação ao exercício e característico do sujeito; e outro oscilatório relacionado diretamente ao exercício e à sua intensidade. Estas duas variáveis foram denominadas, respectivamente, de curva neutra e componente oscilatório.

3 OBJETIVOS

3.1 Geral

- Analisar e comparar a cinemática vertebral de sujeitos sadios durante a marcha e a corrida, com a finalidade de estabelecer um panorama acerca da postura vertebral na respectiva população.

3.2 Específicos

- Quantificar e comparar:
    - Os picos de curvatura geométrica, no plano sagital, da região torácica e lombar, em função da velocidade de locomoção;
    - As curvas neutras (KN) obtidas nas seis velocidades de locomoção com àquela mensurada na postura estática;
    - A mobilidade vertebral torácica e lombar através do componente oscilatório (KO), em função da velocidade e ao longo do ciclo de locomoção;
- Correlacionar:
    - A mobilidade vertebral torácica e lombar com as velocidades de marcha e de corrida;
    - A mobilidade vertebral torácica e lombar com a movimentação de membros inferiores (comprimento e freqüência da passada).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Os tópicos a seguir mostram a metodologia da pesquisa e os recursos materiais e humanos utilizados para o desenvolvimento do presente estudo.

4.1 Caracterização do Estudo

Estudo de coorte prospectivo quantitativo mediante a detecção e a caracterização das curvaturas geométricas da coluna vertebral de sujeitos saudáveis durante a locomoção.

4.2 Caracterização dos sujeitos e critério de inclusão

Foram avaliados vinte e três voluntários, sendo seis do sexo feminino e dezessete do masculino, com idades entre 22 e 61 anos. Mais detalhes sobre os sujeitos do estudo pode ser visualizado na Tabela 1.

TABELA 1: Valores de média de desvio padrão para as variáveis demográficas e antropométricas da amostra.

Características demográficas e antropométricas da amostra	
Variáveis	***Valores de Média e Desvio Padrão***
Idade (anos)	38,22 (11,62)
Peso (Kg)	66,67 (9,63)
Estatura (m)	1,71 (0,08)
IMC (kg/m^2)	22,81 (2,72)

Foram aceitos voluntários que não apresentaram histórico de disfunção do aparelho locomotor. Para tanto, os participantes foram submetidos a uma avaliação físico-funcional que consistiu em itens como: inspeção; palpação; movimentação; avaliação da flexibilidade; avaliação da força muscular; testes específicos; e avaliação de imagens.

4.3 Análise biomecânica da coluna vertebral

4.3.1 Procedimentos

Após avaliação físico funcional os participantes da pesquisa foram contatados imediatamente pelo pesquisador responsável que explicou detalhadamente os procedimentos e o protocolo a ser empregado para análise biomecânica da coluna vertebral. Todos os voluntários assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Parecer nº 391/2007) e estavam cientes de que poderiam interromper sua participação, em qualquer momento, tanto nos testes quanto na pesquisa sem apresentar qualquer justificativa.

Para a análise biomecânica por videogrametria os voluntários trajaram tênis, sunga/biquini e touca para natação. Marcadores analérgicos retro refletivos, com formato quadricular (7 mm), foram fixados sobre o dorso do participante, enquanto o mesmo permanecia em posição ereta. A Figura 7 mostra o arranjo dos marcadores ao longo do dorso. Este modelo de representação da coluna vertebral por marcadores é o mesmo proposto por Brenzikofer et al. (2000). Para identificação das regiões anatômicas de interesse utilizou-se o método de palpação de acordo com Tixa (2000).

FIGURA 7. Registro da marcação do dorso de um dos voluntários durante o protocolo experimental.

Primeiramente, foram localizadas e marcadas regiões anatômicas representativas dos processos vertebrais de T1, T6, T12, L4 e espinha ilíaca póstero-superior (EIPS). Em seguida foram fixados seis pares de marcadores bilaterais na altura destas vértebras que tem como finalidade identificar o marcador representativo destas regiões no momento da análise dos dados.

Posteriormente, fixou-se marcadores adesivos, regularmente espaçados em 2 a 2,5 cm, sobre a pele, ao longo da linha definida pelos processos espinhosos vertebrais da região sacra até a cervical. Foram fixados também dois marcadores no tênis do voluntário, um em cada extremidade (ponta do pé e calcanhar), para facilitar a identificação do toque e da retirada dos pés no solo ao longo da locomoção.

O posicionamento das câmeras de vídeo foi previamente planejado com a finalidade de obter a melhor configuração e visualização das regiões anatômicas de interesse. Neste sentido, duas câmeras ficaram posicionadas posteriormente ao sujeito e uma terceira lateralmente, registrando, respectivamente, a movimentação da coluna vertebral e de membros inferiores durante a realização da atividade proposta. Todas as câmeras foram ajustadas numa freqüência de 30 Hz.

4.3.2 Protocolo Experimental

Todas as sessões experimentais tiveram como início e fim o registro do calibrador. As coletas foram feitas de forma *on line*, ou seja, não foi utilizada fita de vídeo já que as câmeras foram conectadas diretamente a um computador – o que permitiu registrar somente os trechos de interesse, desprezando a filmagem do aquecimento.

Portanto, após o registro inicial do calibrador começou-se o teste com o aquecimento que consistiu da caminhada, sobre a esteira, a uma velocidade de 1,2 m/s durante 4 minutos para permitir uma adaptação à atividade (TAYLOR; EVANS; GOLDIE, 1996). Posteriormente, retomou-se a sessão de filmagem com o registro videográfico do voluntário, no volume calibrado, de acordo com o protocolo experimental – que têm as seguintes velocidades: 1.2, 1.5, 1.8 m/s (marcha); e 2.2, 2.6, 3.0 m/s (corrida).

As velocidades de locomoção foram empregadas de forma crescente e cada uma teve a duração de um minuto. O início de cada velocidade foi indicado na filmagem por meio de um sinal visual (gesto de “bater palma”) para facilitar a seleção de trechos de imagens

referentes a cada velocidade e para sincronizar as seqüências de imagens oriundas das três câmeras utilizadas no estudo. Portanto, o gesto foi, obrigatoriamente, visualizado por todas as câmeras – para que na fase de tratamento dos dados fosse possível discriminar instantes coincidentes nas imagens registradas pelas mesmas.

Ao final do experimento diminuiu-se gradativamente a velocidade da esteira até que o avaliado se sentisse confortável para finalizar a locomoção. Após o registro da postura dinâmica (durante a locomoção) registrou-se a postura do participante na posição ortostática, com a finalidade de comparar esta curva com as obtidas durante a locomoção.

O registro na posição ortostática foi feito durante alguns segundos enquanto o voluntário permaneceu imóvel sobre a esteira, e o instante selecionado para representar a coluna na postura estática foi extraído deste intervalo de inatividade. Posteriormente, liberou-se o voluntário da avaliação por videogrametria e finalizou-se a sessão de filmagem.

4.4 Seleções das Imagens de Interesse

Após a coleta de dados deu-se início aos procedimentos de seleção das imagens de interesse no sistema Dvideow. A seleção dos trechos teve, num primeiro momento, uma avaliação subjetiva de toda seqüência de imagem oriunda das três câmeras, com a finalidade de garantir a qualidade da imagem escolhida. O objetivo deste procedimento é evitar a seleção de trechos de imagens que apresente irregularidades na velocidade e/ou de movimentos de membros, tronco, pescoço e/ou cabeça que não são inerentes àqueles da locomoção.

Posteriormente, com base na seqüência de imagem registrada pela câmera lateral, foram selecionadas dezesseis passadas completas em cada velocidade. Em seguida foram detectados os trechos correspondentes nas outras duas seqüências de imagens (registro posterior). Esta ordem foi respeitada já que, no caso da locomoção, a dinâmica da coluna é extremamente dependente da movimentação dos membros inferiores, ou seja, as adaptações geométricas da coluna serão obtidas em função da percentagem do ciclo da passada da marcha e/ou da corrida. E, por último, foram selecionadas as imagens relativas à filmagem do calibrador pelas duas câmeras posteriores.

4.5 Calibração, Medição e Reconstrução Tridimensional

A calibração consistiu em mapear o volume de interesse, ou seja, o espaço compatível com o deslocamento dos marcadores fixados no dorso do voluntário – para que fosse possível conhecer as coordenadas espaciais dos mesmos e, posteriormente, quantificar a geometria da coluna vertebral.

O calibrador é uma estrutura composta por uma placa metálica fixada horizontalmente a uma estrutura de alumínio (suporte) que foi montada na região na qual o voluntário se desloca ao longo do protocolo experimental. Cinco fios de aço são acoplados à placa metálica, de maneira que permaneçam na direção vertical. Estes fios determinam o volume de interesse/calibração.

Cada fio contém sete marcadores eqüidistantes, posicionados em locais conhecidos em relação a um sistema de referência ortogonal pré-definido. Este sistema de coordenadas foi orientado pelos seguintes eixos: “x” (paralelo à cinta da esteira e apontando para frente), “z” (vertical com sentido de baixo para cima) e “y” (ortogonal aos outros dois, cujo sentido é da direita para a esquerda do voluntário).

As imagens oriundas das duas câmeras posteriores, referentes à filmagem do calibrador, permitem obter parâmetros de calibração para cada câmera. Isto é possível devido à medição das coordenadas de tela de alguns marcadores fixados nos fios de prumo e cujas posições 3D, em relação ao sistema de referência, são conhecidas.

Para tanto, utilizou-se o método DLT (*Direct Linear Transformation*), implementado no sistema Dvideow, que permitiu reconstruir tridimensionalmente estes marcadores e definir o volume de calibração. Após a obtenção dos parâmetros de calibração de cada câmera foi possível obter um arquivo com as coordenadas espaciais (x y z) de cada marcador localizado na coluna e no dorso do participante, em cada quadro, relativo ao referencial do laboratório.

4.6 Forma de Análise dos Resultados

4.6.1 Padronização do Ciclo de Locomoção

A identificação das fases do ciclo de locomoção, ao longo das dezesseis passadas, para cada velocidade é importante para associar as informações oriundas da coluna vertebral com a movimentação dos membros inferiores. Em outras palavras, não basta obter somente a quantificação das adaptações geométricas da coluna vertebral, é necessário saber a qual instante do ciclo corresponde cada adaptação.

Foi adotado o toque do pé esquerdo no solo (evento) como início e fim do ciclo de marcha e/ou de corrida. No presente trabalho as análises consistiram na seleção de uma passada média, em cada velocidade de locomoção. Portanto, calculou-se a duração temporal média do ciclo de locomoção numa respectiva velocidade e, para cada uma das dezesseis passadas, selecionaram-se somente os instantes equivalentes àqueles quantificados no período do ciclo médio.

Isto é, quando uma determinada passada apresentou período maior do que àquele calculado no período médio, descartaram-se os instantes excedentes e quando ocorreu o inverso, acrescentaram-se os instantes da passada seguinte. Desta forma, as informações foram agrupadas por ciclo, de forma a poder gerar um padrão, obtendo assim um ciclo padrão da passada.

4.6.2 Filtragem Digital das Coordenadas 3D

Após o tratamento inicial dos dados foi feita a filtragem digital das coordenadas 3D dos marcadores reconstruídos. Posteriormente, ajustaram-se as curvas da coluna dos voluntários. E, mediante recursos matemáticos e computacionais quantificaram-se as variáveis que caracterizam localmente às adaptações da coluna e do dorso frente ao movimento investigado.

Toda coleta de dados está sujeita a incertezas inerentes ao protocolo experimental. No caso do presente estudo, os dados brutos oriundos dos registros videográficos apresentam flutuações provenientes da sobreposição do sinal real com o ruído. Com o intuito de minimizar os efeitos destes ruídos nas variáveis a serem investigadas suavizaram-se as

coordenadas 3D, ao longo do tempo, por meio de um filtro digital passa baixa do tipo Butterworth de quinta ordem e freqüência de corte de 6 Hz, pois, o movimento humano apresenta sinais de baixa freqüência (LAKANY, 2008).

A Figura 8 ilustra um exemplo da suavização dos dados da coordenada vertical (Z) do marcador número catorze de um dos voluntários (C2), em função do tempo. No lado esquerdo superior da figura têm-se os pontos reconstruídos e a curva suavizada, e na parte inferior esquerda os resíduos oriundos da suavização – que são todas àquelas informações extraídas do sinal bruto. Na direita tem-se um histograma/gaussiana e o normplot dos resíduos na parte superior e inferior, respectivamente.

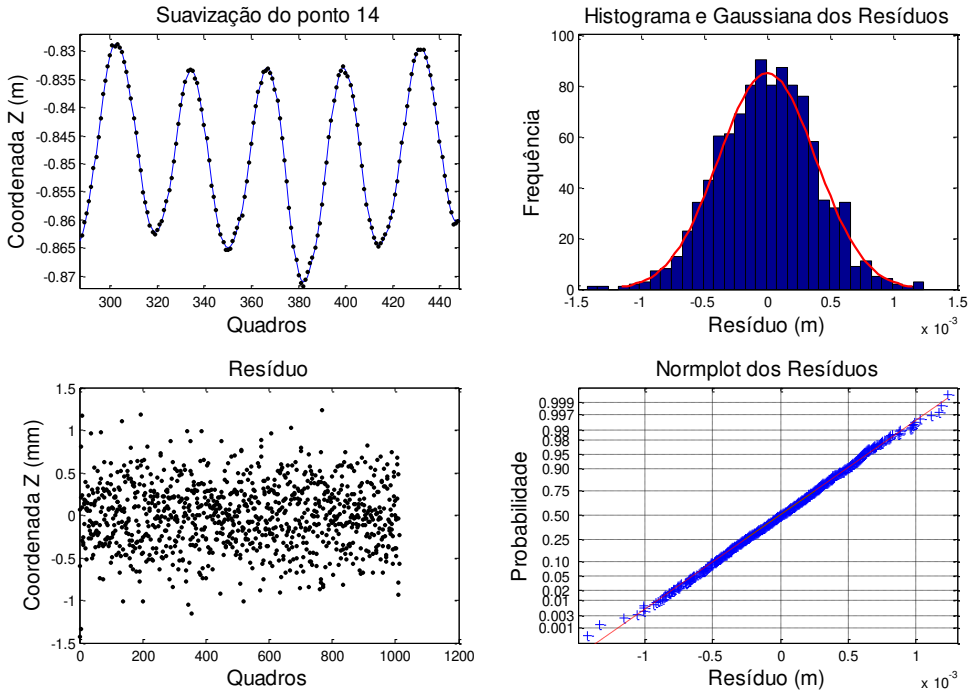


FIGURA 8. Análise dos resíduos provenientes da suavização com o filtro digital Butterworth de quinta ordem.

Nota-se que a suavização foi adequada já que os resíduos foram baixos quando se compara estes com a dimensão dos marcadores. Os resíduos apresentaram uma distribuição normal (gráficos à direita) para as três coordenadas dos "n" pontos (marcadores) reconstruídos de todos os voluntários. Para avaliar a dispersão dos resíduos utilizou-se a média do desvio absoluto

(Y) que, no exemplo citado, foi de 0,31 mm. Para o cálculo de Y foi empregada a seguinte fórmula: Y = média (abs (x – média (x))), onde:

x = resíduos abs = valor absoluto

4.6.3 Translação da Origem do Sistema de Coordenadas

Devido ao fato do voluntário se deslocar sobre a esteira durante a locomoção, dentro do volume de calibração, para frente/trás e laterais foi necessário que um novo referencial fosse escolhido. Por isto, antes de definir as curvas representativas da coluna, transladou-se o sistema de coordenadas para o marcador em T12 na coluna, com o intuito de neutralizar os deslocamentos do corpo do voluntário.

4.6.4 Representação da Coluna por Funções Polinomiais

Os pontos suavizados, gerados pela localização espacial dos marcadores aderidos sobre a pele, na linha que define a coluna vertebral, foram ajustados mediante funções polinomiais parametrizadas na coordenada vertical (z) por meio do método dos quadrados mínimos. Portanto, obteve-se duas funções P(z): uma para o plano sagital e outra para o frontal.

Estas funções são contínuas e deriváveis, pois, estas são as condições necessárias para o cálculo das curvaturas geométricas. No entanto, a qualidade desta representação depende do grau do polinômio. Vários trabalhos já foram publicados, no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica, utilizando esta metodologia.

Por este motivo, Deprá (2004) e Campos (2005) avaliaram a condição do ajuste, através do método do qui-quadrado reduzido (BEVINGTON, 1969), e verificaram que o polinômio de grau nove é àquele que melhor se enquadra à curva delineada pela coluna vertebral – independentemente do plano de projeção.

4.6.5 Cálculo das Curvaturas Geométricas

Empregou-se o conceito de curvatura geométrica bidimensional para quantificar o quanto que um trecho da coluna tem curva acentuada ou não. A curvatura geométrica bidimensional ou a curvatura da coluna é definida como o inverso do raio da circunferência que

tangencia e se ajusta ao traçado da curva em um ponto considerado sobre ela, nos respectivos planos de análise (CARMO, 1971).

Mediante funções polinomiais P(z) ajustadas e de suas respectivas derivadas [P'(z) e P''(z)] obteve-se, em cada quadro, as curvaturas geométricas bidimensionais nos respectivos planos de projeção em função da coordenada vertical (z). A curvatura é obtida por meio da equação:

$$K = P''(z) / [1+P'(z)^2]^{3/2}$$

O sinal positivo/negativo da curvatura "K" está relacionado com a concavidade/convexidade da curva ajustada da coluna vertebral. No plano sagital os valores positivos da curvatura indicam a concavidade anterior da curva (cifoses), enquanto que os negativos representam à convexidade anterior da curva (lordoses). Já no plano frontal os valores positivos denotam a concavidade à esquerda, enquanto que os negativos revelam a concavidade à direita.

4.6.6 Cálculo da Curva Neutra e do Componente Oscilatório

A configuração da geometria da coluna durante o movimento apresenta dois componentes: um característico do sujeito, neutro em relação ao exercício; e outro oscilatório relacionado diretamente ao exercício e à sua intensidade. O primeiro se refere à curva neutra (KN) que é a curva média originada de todas as curvaturas geométricas da coluna obtidas ao longo do ciclo da passada padrão. Já o componente oscilatório (KO) consiste na subtração entre cada curva existente no ciclo da passada padrão e a curva neutra (CAMPOS et al., 2005).

4.6.7 Tratamento Estatístico

No presente estudo analisaram-se as variáveis relacionadas aos membros inferiores (comprimento/freqüência e participação relativa dos eventos da passada) e da coluna vertebral (picos de curvatura geométrica, curva neutra e componente oscilatório) em função de seis velocidades de locomoção.

Para verificar se determinada variável sofreu alterações significativas em decorrência do aumento da velocidade e/ou do tipo de locomoção, utilizou-se a anova *one way* para testar a hipótese nula de que as médias da variável em questão não diferem entre si devido a

este acréscimo na velocidade de locomoção. Nos casos em que a hipótese nula foi rejeitada, ou seja, foram encontradas diferenças significativas entre as médias investigadas, utilizou-se o teste de comparação múltipla de Tukey para constatar entre quais velocidades ocorreram estas distinções. Vale destacar que se utilizou boxplots somente para fazer uma análise exploratória dos dados já que a estatística empregada foi a anova.

Para verificar a interação entre duas variáveis utilizou-se o coeficiente de correlação de Pearson. Esta análise foi feita para verificar a correlação entre amplitude total de variação da curvatura geométrica sagital/frontal (mobilidade vertebral) com a velocidade de locomoção e, também, para quantificar a interação entre a mobilidade da coluna com a movimentação dos membros inferiores (comprimento/freqüência da passada). A significância estatística adotada foi de 5% ($p<0,05$) para todas as análises.

Para analisar a distribuição dos dados referentes ao comprimento/freqüência da passada e amplitude total de variação da curvatura geométrica sagital/frontal foi utilizada a função *normplot* que testa a normalidade das variáveis de interesse. Isto é, quanto mais linear for à relação entre a probabilidade e a distribuição da variável, mais próximo se estará de uma distribuição normal dos dados. Este teste serviu tanto para definir que estatística utilizar (paramétrica) como para analisar os resíduos provenientes da filtragem digital das coordenadas 3D dos marcadores reconstruídos. Todas as análises foram feitas no software matlab 2007b.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A locomoção é um gesto motor que exige uma coordenação sinérgica entres os diferentes segmentos corporais e, para melhor compreender a movimentação da coluna, em função da velocidade, é interessante que se analise também o comportamento dos membros inferiores nas respectivas velocidades.

Portanto, o conteúdo desta pesquisa foi dividido em tópicos para melhor organizar e discutir os dados. Na seção 5.1 é apresentada a análise da variabilidade das passadas que possibilitou conferir a periodicidade do movimento, que permitiu verificar a reprodutibilidade das dezesseis passadas selecionadas e, conseqüentemente, a confiabilidade da formação do ciclo padrão da passada. A seção 5.2 aborda a acurácia das medidas obtidas pela reconstrução tridimensional.

Na seção 5.3 é discutido o conteúdo principal desta pesquisa que ressalta a descrição das adaptações geométricas da coluna vertebral em função da velocidade e do tipo de locomoção. As análises visaram discutir acerca de três tipos de variáveis: curvatura geométrica bidimensional; curva neutra; e componente oscilatório da coluna.

5.1 Passadas

A finalidade desta seção foi verificar a variabilidade das dezesseis passadas selecionadas, em cada velocidade de locomoção, para constatar se a sobreposição dos dados num ciclo padrão da passada foi apropriada. De maneira complementar, procurou-se também delinear o comportamento dos membros inferiores com o intuito de relacionar estes dados com aqueles, respectivos, apresentados pela movimentação da coluna vertebral.

Foram calculados o período médio (T) e o respectivo desvio padrão (DP) dos ciclos das passadas selecionadas (Tabela 2), para cada sujeito e velocidade. Vale ressaltar que os valores dos desvios padrões foram inferiores a 5% do período, para todos os voluntários e velocidades, o que torna coerente formar um ciclo padrão da passada para cada conjunto ($p<0,05$).

TABELA 2: Períodos médios (T) e respectivos desvios padrões (DP) das passadas dos voluntários em todas as velocidades de locomoção.

		VELOCIDADES (m/s)					
Sujeitos		***1,2***	***1,5***	***1,8***	***2,2***	***2,6***	***3,0***
C1	**T (s) e DP**	1,08 (0,02)	1,01 (0,01)	0,94 (0,01)	0,79 (0,02)	0,76 (0,01)	0,76 (0,01)
C2	**T (s) e DP**	1,06 (0,02)	0,97 (0,02)	0,89 (0,01)	0,70 (0,01)	0,67 (0,01)	0,63 (0,01)
C3	**T (s) e DP**	1,15 (0,02)	1,07 (0,01)	0,99 (0,02)	0,79 (0,01)	0,78 (0,01)	0,78 (0,01)
C4	**T (s) e DP**	0,99 (0,02)	0,93 (0,01)	0,85 (0,02)	0,72 (0,01)	0,69 (0,01)	0,66 (0,01)
C5	**T (s) e DP**	1,00 (0,01)	0,95 (0,01)	0,89 (0,01)	0,73 (0,01)	0,70 (0,01)	0,67 (0,01)
C6	**T (s) e DP**	1,14 (0,01)	1,08 (0,01)	1,03 (0,02)	0,79 (0,01)	0,78 (0,01)	0,77 (0,01)
C7	**T (s) e DP**	1,06 (0,01)	0,98 (0,01)	0,90 (0,01)	0,72 (0,01)	0,70 (0,01)	0,68 (0,01)
C8	**T (s) e DP**	1,12 (0,01)	1,04 (0,01)	0,98 (0,01)	0,83 (0,01)	0,79 (0,01)	0,78 (0,01)
C9	**T (s) e DP**	1,16 (0,02)	1,12 (0,02)	0,97 (0,01)	0,77 (0,01)	0,77 (0,01)	0,76 (0,01)
C10	**T (s) e DP**	1,11 (0,02)	1,00 (0,01)	0,92 (0,01)	0,72 (0,01)	0,69 (0,01)	0,69 (0,01)
C11	**T (s) e DP**	1,15 (0,02)	1,13 (0,02)	1,08 (0,01)	0,77 (0,01)	0,76 (0,01)	0,75 (0,01)
C12	**T (s) e DP**	1,10 (0,03)	1,03 (0,01)	0,95 (0,01)	0,71 (0,01)	0,68 (0,01)	0,64 (0,01)
C13	**T (s) e DP**	1,05 (0,01)	0,99 (0,01)	0,91 (0,01)	0,76 (0,01)	0,74 (0,01)	0,73 (0,01)
C14	**T (s) e DP**	1,04 (0,02)	0,99 (0,01)	0,92 (0,01)	0,77 (0,01)	0,74 (0,01)	0,72 (0,01)
C15	**T (s) e DP**	1,08 (0,02)	1,03 (0,01)	0,97 (0,01)	0,73 (0,01)	0,75 (0,01)	0,74 (0,01)
C16	**T (s) e DP**	1,09 (0,02)	1,04 (0,01)	0,96 (0,01)	0,79 (0,02)	0,78 (0,01)	0,77 (0,02)
C17	**T (s) e DP**	1,05 (0,02)	0,96 (0,01)	0,87 (0,01)	0,74 (0,01)	0,70 (0,01)	0,68 (0,01)
C18	**T (s) e DP**	1,11 (0,01)	1,02 (0,01)	0,95 (0,01)	0,73 (0,01)	0,73 (0,01)	0,73 (0,01)
C19	**T (s) e DP**	1,14 (0,02)	1,03 (0,01)	0,95 (0,01)	0,74 (0,01)	0,74 (0,01)	0,73 (0,01)
C20	**T (s) e DP**	1,11 (0,01)	1,02 (0,01)	0,95 (0,02)	0,81 (0,02)	0,81 (0,01)	0,79 (0,01)
C21	**T (s) e DP**	1,19 (0,02)	1,08 (0,01)	1,01 (0,01)	0,85 (0,01)	0,82 (0,01)	0,81 (0,01)
C22	**T (s) e DP**	1,15 (0,02)	1,04 (0,01)	0,97 (0,01)	0,75 (0,02)	0,75 (0,01)	0,74 (0,01)
C23	**T (s) e DP**	1,12 (0,03)	1,04 (0,02)	0,99 (0,01)	0,75 (0,01)	0,74 (0,02)	0,74 (0,01)
MÉDIA (DP)		1,10 (0,05)	1,04 (0,05)	0,95 (0,05)	0,76 (0,04)	0,74 (0,04)	0,73 (0,05)

Após a obtenção dos períodos médios, calculou-se a freqüência média da passada, de cada voluntário e em cada velocidade, pela fórmula f = 1 / T. Sabendo-se que a

velocidade (v) de locomoção resulta do produto da freqüência das passadas (f) pelo comprimento das mesmas (cp) foi possível calcular também o comprimento médio da passada para cada sujeito e velocidade. Portanto, podem-se realizar várias combinações de "cp" e "f" para obter uma determinada velocidade.

Na Figura 9 temos os boxplots com as informações acerca dos valores médios de comprimento e freqüência da passada, de todos os participantes. Os dados discretos e o teste de normalidade destas duas variáveis podem ser vistos no APÊNDICE B e C, respectivamente.

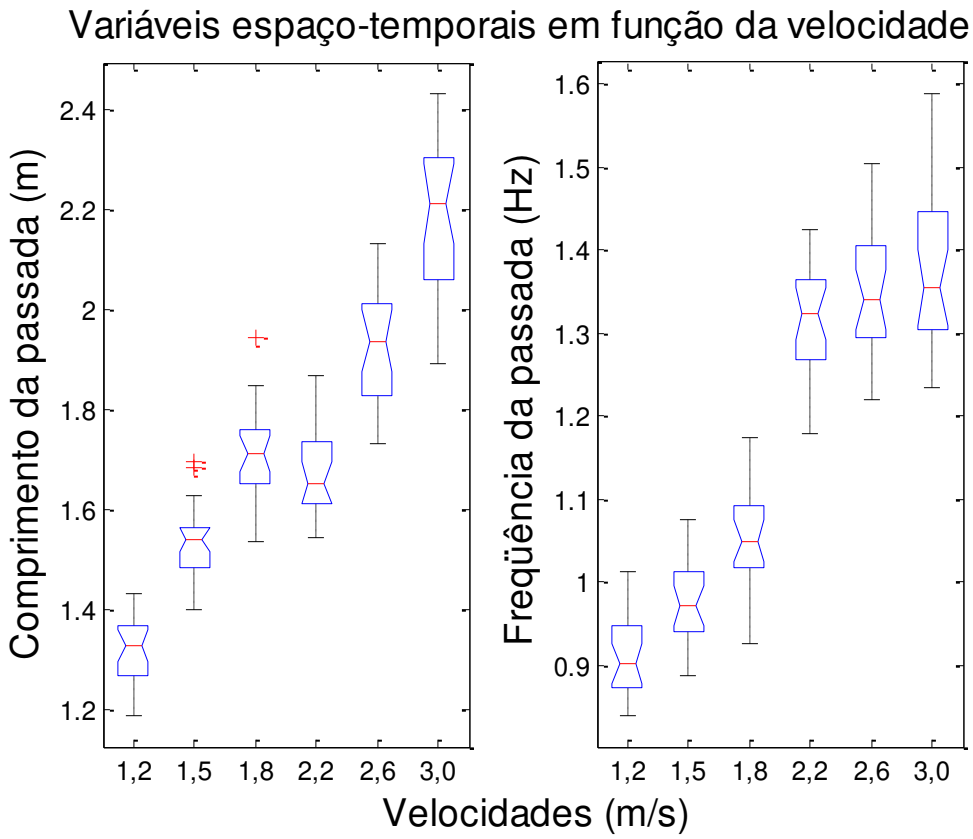


FIGURA 9. Boxplot com os valores médios de comprimento (à esquerda) e freqüência (à direita) da passada, de todos os participantes, em função da velocidade de locomoção.

Com base nos boxplots da Figura 9 nota-se que o comprimento e a freqüência de passada tendem a aumentar em decorrência do aumento da velocidade, assim como foi verificado por Brenzikofer et al. (2005). A amplitude do comprimento da passada apresentou diferenças estatisticamente significativas em todos os casos, exceto entre a última velocidade de marcha (1,8 m/s) e a primeira de corrida (2,2 m/s). Por outro lado, a freqüência da passada não mostrou diferenças significativas somente entre as velocidades de corrida.

Vale lembrar que, ao longo desta dissertação, utilizaram-se os boxplots somente para fazer uma análise exploratória dos dados, pois, a estatística empregada para comparação das variáveis, em função da velocidade, foi a anova *one way*. O boxplot é interessante por apresentar cinco medidas estatísticas num mesmo gráfico: valor mínimo, máximo, mediana (segundo quartil), primeiro e terceiro quartil da variável quantitativa. Este conjunto de medidas dá, por exemplo, a noção de posição, dispersão, assimetria e dados discrepantes. A posição central é dada pela mediana e a dispersão pelo desvio interquartílico.

A Figura 10 ilustra a participação relativa de cada evento da passada, ao longo do ciclo de locomoção. Vale relembrar que as fases são: duplo apoio (DA) para a marcha; fase de vôo (FV) para a corrida; apoio simples esquerdo (ASE) e direito (ASD) para ambas as situações.

Para destacar a contribuição de cada evento computou-se a duração temporal do ciclo padrão da passada e do evento de interesse e, posteriormente, calculou-se o quanto a respectiva fase representa do ciclo de locomoção em valores percentuais. Este procedimento possibilitou obter um valor médio de participação relativa, para cada sujeito, em função da velocidade – e o agrupamento destas informações permitiu a confecção dos gráficos da Figura 10.

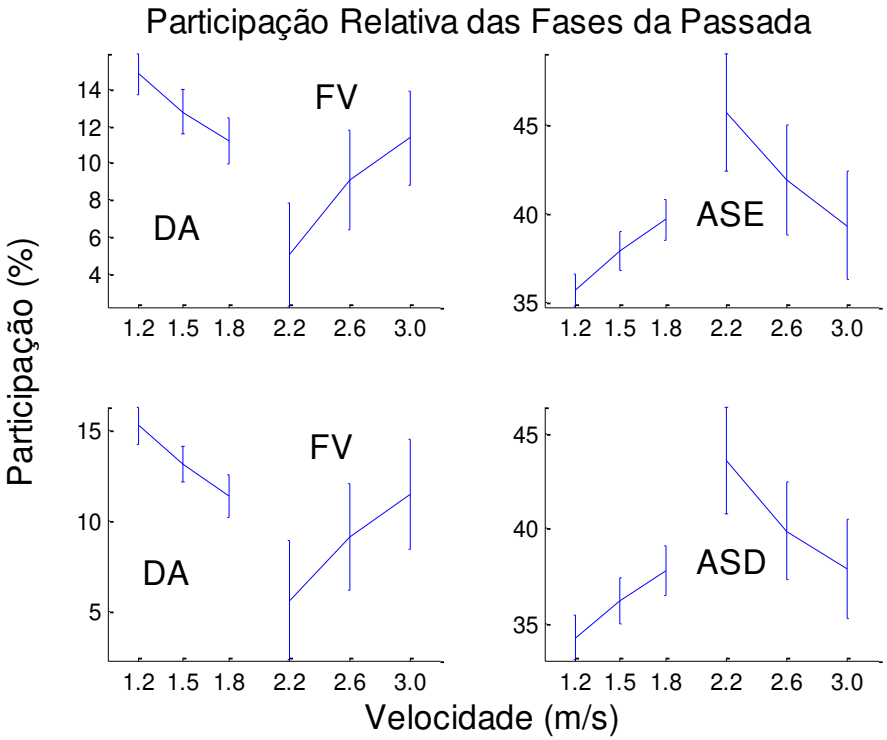


FIGURA 10. Valor médio de participação relativa das fases da passada do grupo analisado, em cada velocidade, com as respectivas variabilidades. Eventos: duplo apoio (DA); fase de vôo (FV); e apoio simples esquerdo e direito (ASE e ASD).

Observa-se na Figura 10, nos gráficos da esquerda, que se têm duas fases da passada num único gráfico (DA e FV). Optou-se por apresentar estas fases juntas devido ao fato de que o DA está presente somente na marcha e a FV na corrida. Por outro lado, o ASE e ASD ocorrem nos dois tipos de locomoção e, por isto, são demonstrados individualmente nos gráficos da direita.

Como era de se esperar, a participação do DA é inversamente proporcional à velocidade de marcha e a contribuição da FV é diretamente proporcional à velocidade de corrida. No primeiro caso, o aumento da velocidade proporciona menor contribuição da fase de apoio (DA + ASE ou ASD + DA), o que a faz tender a 50% do ciclo de locomoção, devido exclusivamente à diminuição da participação do DA já que há um acréscimo na contribuição do apoio simples nestas circunstâncias. No exemplo da corrida, a fase de apoio (ASE ou ASD) representa menos de 50% do ciclo de locomoção e, por isto, necessita de duas fases de vôo, que aumentam em função da velocidade, para complementar o ciclo (NOVACHECK, 1998).

A participação do apoio simples direito e esquerdo, no ciclo de locomoção, foi diretamente proporcional ao aumento da velocidade até 2,2 m/s (ápice da contribuição). As outras

duas velocidades de corrida apresentaram uma relação inversamente proporcional com a participação do apoio simples.

Tanto o ASE como o ASD não apresentaram diferenças significativas, na participação relativa, entre as velocidades de 1,5, 1,8 (marcha) e 3,0 m/s (corrida). Por outro lado, foram encontradas diferenças estatisticamente significantes na participação do duplo apoio e da fase de vôo entre todas as velocidades de marcha e corrida, respectivamente.

5.2 Acurácia

A acurácia (a) foi à variável utilizada para quantificar a exatidão das medidas referentes à postura vertebral. O procedimento para o cálculo da acurácia consistiu no registro videográfico e na reconstrução tridimensional de três marcadores retrorefletivos fixados numa prancheta, de forma que o pesquisador movimentou a mesma sobre todo o volume de calibração por alguns instantes.

O posicionamento dos marcadores fixados na prancheta formou um triângulo retângulo cujas dimensões eram conhecidas. Utilizou-se a hipotenusa do triângulo para o cálculo da acurácia que foi de 1,3 ± 0,61 mm. A fórmula empregada para obtenção da acurácia foi $a^2=b^2+p^2$, onde "b" é a diferença da média dos valores medidos (reconstrução 3D) pelo valor real e "p" é o desvio padrão dos valores medidos.

5.3 Descrição da Geometria da Coluna Vertebral

Nesta seção foi analisada a geometria da coluna vertebral durante a marcha e a corrida. Foram quantificadas as curvaturas geométricas da coluna, ao longo da coordenada vertical, em função do tempo K(z,t). Após a obtenção das curvaturas geométricas [K(z,t)], foram quantificados outros dois componentes cinemáticos da coluna vertebral derivados das curvaturas, são eles: a curva neutra [KN(z)] e o componente oscilatório [KO(z,t)].

A Figura 11 mostra um exemplo (sujeito C2) da quantificação destas variáveis no plano sagital (os dois gráficos superiores) e frontal (os dois gráficos inferiores). Em ambos os planos estão os componentes cinemáticos da coluna vertebral durante a marcha: K(z,t) e KN(z) que são as curvas em cinza e em preto, respectivamente. O KO(z,t) referente à cada plano se encontra à direita do gráfico K(z,t) e KN(z).

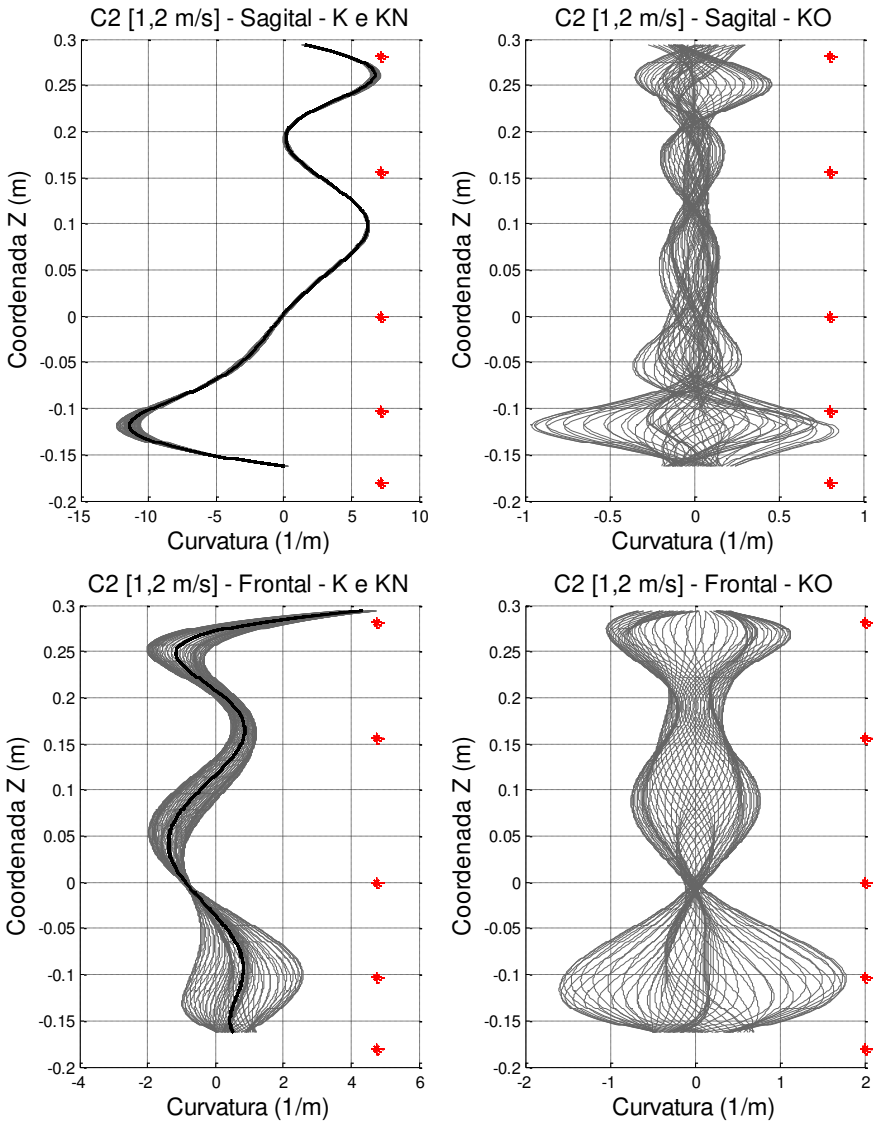


FIGURA 11. Componentes cinemáticos da coluna vertebral durante a marcha, no plano sagital (gráficos superiores) e frontal (gráficos inferiores): K(z,t) em cinza; KN(z) em preto e KO(z,t) dos respectivos K(z,t) e KN(z).

Como se previa, a curva neutra se encontra no centro da distribuição das outras curvas representativas da coluna vertebral do ciclo padrão, independentemente do plano de projeção. Por outro lado, o componente oscilatório, principalmente no plano frontal, mostra simetria ao se comparar com as curvas assimétricas K(z,t).

Independentemente da velocidade de locomoção, um ciclo padrão da passada apresenta um número considerável de curvas, por isto, optou-se em mostrar K(z,t) e KO(z,t) somente em alguns instantes do ciclo, com o intuito de facilitar a visualização das informações.

Neste sentido, selecionaram-se as curvas referentes aos seguintes instantes: toque e retirada do pé esquerdo (TPE / RPE); toque e retirada do pé direito (TPD / RPD); e nos instantes medianos correspondentes a estes eventos.

Na Figura 12 tem-se a curvatura geométrica e o componente oscilatório da coluna vertebral, no plano sagital, do voluntário "C2" nos instantes selecionados, durante a marcha e a corrida. Para sintetizar as informações foram escolhidas somente as velocidades medianas de cada tipo de locomoção (1,5 m/s para a marcha e 2,6 m/s para a corrida), pois, as curvas referentes a estas velocidades representam com bastante propriedade cada situação. Este critério de seleção foi adotado para os anexos referentes a estas análises e para àquelas no plano frontal (APÊNDICE D e E).

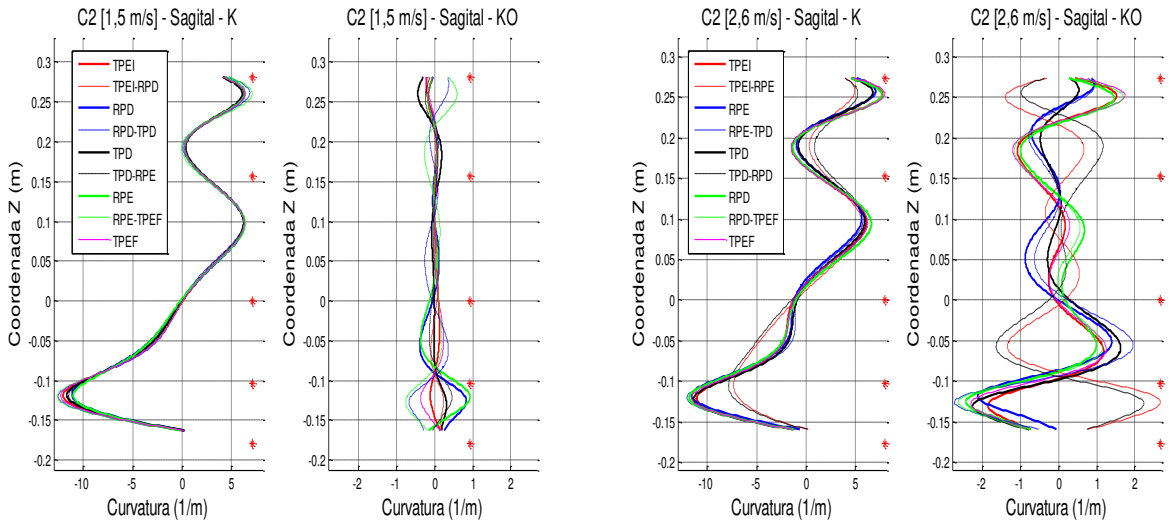


FIGURA 12. Curvatura geométrica (K) e componente oscilatório (KO) da coluna vertebral, no plano sagital, nos instantes selecionados do ciclo padrão, durante a marcha (dois gráficos à esquerda) e a corrida (dois gráficos à direita).

No plano sagital, a curvatura geométrica (K) da coluna vertebral não apresentou grandes alterações, entre os tipos de locomoção, exceto nas regiões de picos torácico e, principalmente, lombar. O componente oscilatório sagital mostrou que, tanto durante a marcha como na corrida, a lombar sempre apresenta maior mobilidade do que a região torácica quando observadas nas mesmas condições – exceto para quatro voluntários (C1, C4, C6 e C20) que exibiram mobilidade semelhante ou menor na lombar em, pelo menos, uma forma de locomoção.

Nota-se também que, independentemente da região anatômica investigada, a corrida exige maior amplitude de movimento das estruturas vertebrais. Somente os sujeitos C11 e C20 apresentaram mobilidade vertebral semelhante ou maior nas velocidades de marcha (APÊNDICE D). A Figura 13 exibe as mesmas variáveis vistas no plano frontal.

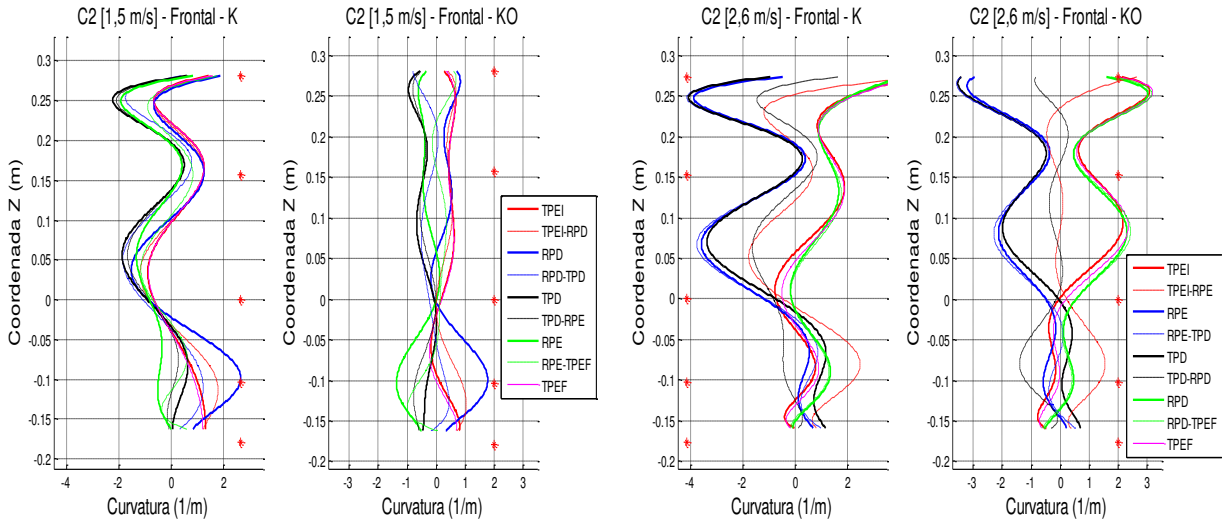


FIGURA 13. Curvatura geométrica (K) e componente oscilatório (KO) da coluna vertebral, no plano frontal, nos instantes selecionados do ciclo padrão, durante a marcha (dois gráficos à esquerda) e a corrida (dois gráficos à direita).

No plano frontal, a curvatura geométrica (K) apresenta diferenças notórias ao longo da coluna vertebral, entre os tipos de locomoção, para todos os voluntários. Catorze sujeitos tiveram a lombar como a região mais acentuada da coluna na marcha e vinte apresentaram a torácica como região mais côncava durante a corrida (APÊNDICE E).

Na marcha o componente oscilatório frontal foi maior na região lombar do que na torácica, menos para oito sujeitos (C4, C6, C9, C10, C12, C13, C15 e C23) que exibiram uma mobilidade menor ou semelhante ao longo de toda a coluna. Por outro lado, nota-se que na corrida a região torácica apresenta maior mobilidade que a lombar para todos os sujeitos. Comparando-se o componente oscilatório nas condições de marcha e corrida verifica-se que a maior velocidade de locomoção proporciona maior amplitude de movimento, principalmente, para a região torácica.

A metodologia empregada no presente trabalho é capaz de proporcionar um detalhamento de toda extensão da coluna vertebral (Figura 12 e 13). As curvaturas fisiológicas da

coluna podem ser representadas por meio de uma linha contínua que permite quantificar as alterações das curvas lordóticas e cifóticas através do conceito de curvatura geométrica.

Selecionou-se a região mais acentuada da lombar e da torácica para representar e mensurar a lordose e a cifose, respectivamente. Optou-se por investigar o comportamento vertebral destas duas regiões específicas pelo fato de tais áreas anatômicas apresentarem maior sensibilidade ao tipo de locomoção. Outro motivo é que tanto a marcha como a corrida não exigem, ao longo do ciclo da passada, amplitudes extremas das estruturas vertebrais em questão – o que poderia descaracterizar determinada curvatura fisiológica por meio da inversão da curvatura geométrica (lordose que vira cifose ou vice-versa).

A identificação do ápice da lordose e da cifose poderia ter sido feita a partir da curva neutra e, com base na coordenada vertical correspondente a estes picos de curvatura geométrica, quantificar-se-ia a mobilidade vertebral torácica e lombar mediante o componente oscilatório da coluna.

No entanto, optou-se pelas curvas primárias (curvatura geométrica bidimensional) para esta análise já que desta forma obter-se-ia, em cada instante do ciclo, o ponto de maior concavidade torácica e lombar. A escolha deste critério em relação ao citado no parágrafo anterior se deve ao fato de que, em geral, os picos de curvatura geométrica se deslocam verticalmente ao longo do ciclo de locomoção e o objetivo foi monitorar o comportamento destas duas regiões durante o movimento.

Portanto, para cada instante do ciclo e velocidade de locomoção, obtiveram-se dois picos de curvatura geométrica: um referente à torácica e outro à lombar. O agrupamento destas informações pode ser visualizado na Figura 14 que mostra a oscilação do pico da cifose e da lordose do voluntário “C1”, ao longo do ciclo e em função da velocidade.

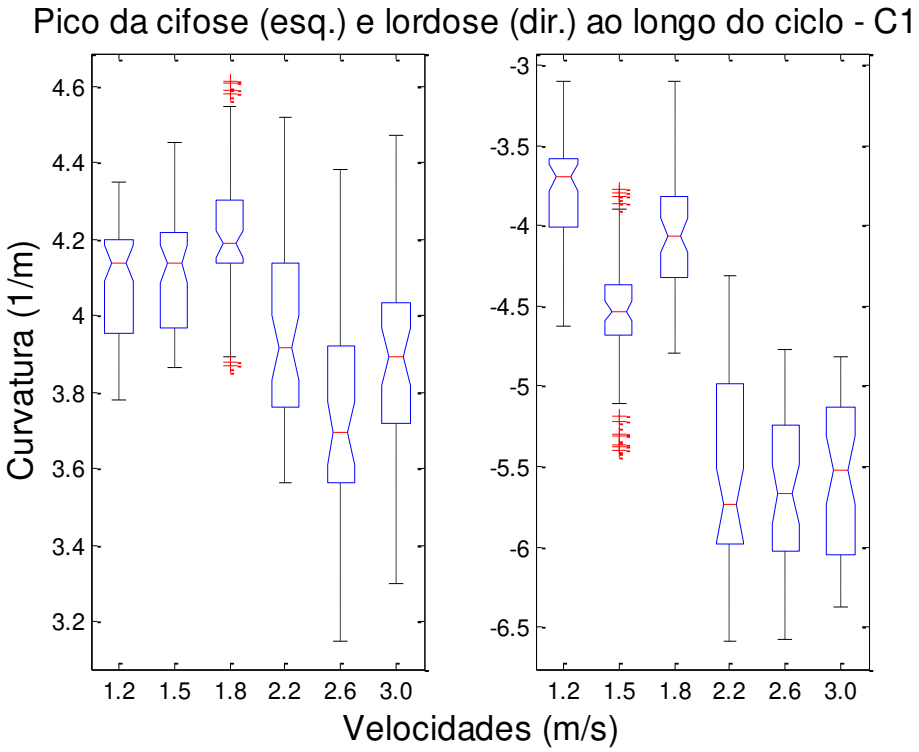


FIGURA 14. Oscilação do pico de curvatura da região torácica e lombar do sujeito "C1", ao longo do ciclo padrão e em função da velocidade de locomoção.

Observa-se que a oscilação do pico de curvatura geométrica, tanto na região torácica como na lombar, é maior na corrida, ou seja, a amplitude de movimento destas estruturas foi menor na marcha (APÊNDICE F). Isto pode ser fruto da maior freqüência e/ou comprimento das passadas nas velocidades mais intensas de locomoção já que existe uma coordenação sinérgica entre a movimentação de membros inferiores, tronco e membros superiores neste tipo de atividade (SCHACHE et al., 1999).

Vale lembrar que a Figura 14 tem como finalidade somente ilustrar graficamente o comportamento das variáveis em questão, pois, as análises comparativas da oscilação do pico de curvatura torácico e lombar, em função da velocidade, foram feitas com base na análise de variância.

Porém, como o objetivo do presente estudo é comparar o comportamento vertebral na situação de marcha com a de corrida, montou-se o Quadro 1 para sintetizar as informações do pico de cifose e lordose de todos os participantes. Os sinais (= > < ≠) indicam igualdade, aumento, diminuição e distinção na curvatura geométrica da coluna, respectivamente.

Apesar do aumento e diminuição indicarem diferença, separou-se estes termos devido a um caso específico que pode ser visto a seguir, no item 3 acerca dos critérios de confecção do Quadro 1.

QUADRO 1: Comportamento do pico de cifose e lordose na marcha (M) em relação à corrida (C).

Sujeitos	Torácica	Lombar	Sujeitos	Torácica	Lombar
C1	M > C	M < C	***C13***	M > C	M < C
C2	M = C	M > C	***C14***	M > C	M < C
C3	M > C	M > C	***C15***	M < C	M > C
C4	M > C	M > C	***C16***	M < C	M > C
C5	M > C	M < C	***C17***	M > C	M = C
C6	M > C	M < C	***C18***	M < C	M > C
C7	M > C	M < C	***C19***	M > C	M > C
C8	M < C	M > C	***C20***	M > C	M = C
C9	M = C	M ≠ C	***C21***	M > C	M > C
C10	M < C	M = C	***C22***	M > C	M > C
C11	M < C	M = C	***C23***	M > C	M = C
C12	M = C	M < C	X	X	X

Para a confecção do Quadro 1 foram utilizados os seguintes critérios:

1. O pico torácico e/ou lombar foi considerado maior ou menor na marcha do que na corrida quando encontrou-se diferenças significativas entre eles em, pelo menos, duas das três velocidades de marcha e de corrida.
2. O pico torácico e/ou lombar foi considerado igual em ambas as formas de locomoção quando não foi atendido o item 1.
3. O sujeito C9 foi o único participante a apresentar um caso peculiar. O símbolo "≠" foi empregado somente para a respectiva situação, pois, este indivíduo apresentou pico de curvatura lombar mínimo e máximo na primeira e terceira velocidade de marcha, respectivamente. Estas duas curvaturas foram distintas significativamente de todas as demais, enquanto as três velocidades de corrida e a segunda de marcha não apresentaram diferenças entre si e tiveram valores medianos em relação aos extremos citados (APÊNDICE F).

As informações do Quadro 1 revelam que, na região torácica, três indivíduos não mostram diferenças na cifose devido à forma de locomoção, catorze apresentam uma postura mais cifótica na situação de marcha e seis durante a corrida. Em relação à lombar, cinco sujeitos não apresentam distinções na lordose entre os tipos de locomoção, dez tiveram uma postura mais lordótica durante a marcha, sete na corrida e um (C9) mostrou curvatura geométrica diferente entre as duas situações investigadas. Este panorama indica um comportamento vertebral bem variável entre sujeitos, pois, cada indivíduo apresenta características vertebrais distintas (ADAMS e DOLAN, 2005). Em resumo, a cifose torácica e a lordose lombar foram sensíveis ao tipo de locomoção para vinte e dezoito indivíduos, respectivamente.

Para dezoito dos vinte e três participantes, quando a oscilação dos picos foi mais acentuada na lombar, a torácica se manteve ou diminuiu e vice-versa. Esta associação entre as estruturas vertebrais já foi relatada na literatura. Schache et al. (2002a) investigaram a cinemática da coluna na corrida e verificaram que o movimento de membros inferiores determina a oscilação pélvica que, por sua vez, influencia na mobilidade da coluna lombar.

De forma análoga, a coluna lombar exerce papel determinante na mobilidade da região torácica. Crosbie et al. (1997a) mostraram este comportamento oposto entre estas duas estruturas anatômicas, no plano sagital, durante a marcha – o que indica uma relação antagônica entre a lombar e a torácica, ao longo do ciclo de locomoção, corroborando com os achados do presente estudo.

No entanto, a Figura 14 mostra os picos de curvatura geométrica da lordose e cifose, ao longo do ciclo de locomoção, sem se preocupar com a magnitude dos picos em relação às fases da passada. Além disso, a análise não relaciona o movimento lombar com o torácico, em cada instante do ciclo.

Para explorar este tipo de abordagem, pegou-se como referência o trabalho de Whittle e Levine (1999) no qual verificaram a oscilação da obliqüidade e rotação pélvica em função da flexão lateral e rotação axial da coluna lombar, respectivamente. Neste sentido, investigou-se a relação da lordose em função da cifose e descobriu-se que esta é uma característica extremamente individual, além de apresentar um padrão coordenativo nitidamente distinto entre as formas de locomoção (Figura 15).

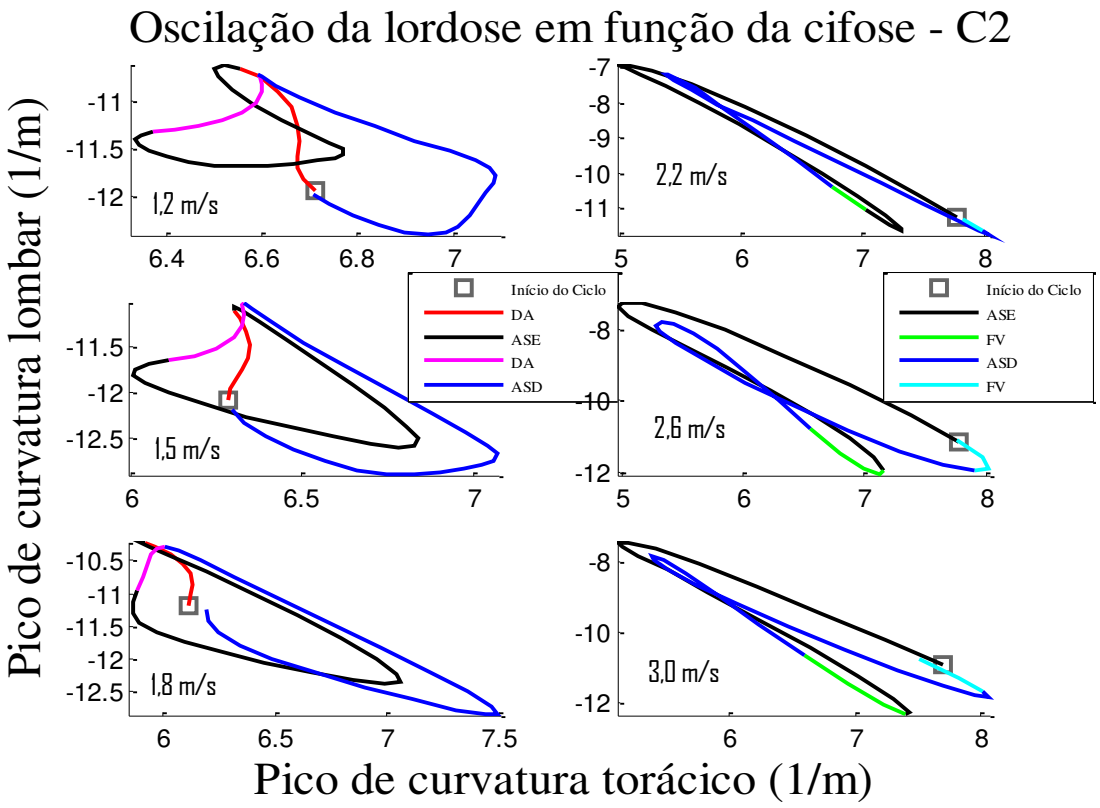


FIGURA 15. Oscilação do pico de lordose lombar em função do pico da cifose torácica do sujeito C2, em cada velocidade e ao longo dos eventos da passada (DA, ASE, DA e ASD para marcha e ASE, FV, ASD e FV para a corrida).

A relação entre a excursão da lordose em função da cifose mantém-se relativamente constante mesmo com o aumento da velocidade, desde que não seja alterada a forma de locomoção. Porém, ao contrário do que pode ser observado na Figura 15, alguns participantes não apresentam um padrão específico, entre a estrutura vertebral lombar e torácica, entre as diferentes velocidades de marcha e/ou corrida.

Para não estender demasiadamente o conteúdo dos anexos e pelo fato de utilizar os gráficos da Figura 15 e 16 somente para análises subjetivas, optou-se por sintetizar e expressar as informações acerca da mobilidade vertebral no Quadro 2 e 3. Quando constatado um comportamento vertebral específico, entre as três velocidades de marcha ou corrida – como ocorre na Figura 15 – marcou-se com um "X" o espaço correspondente ao participante e à forma de locomoção. O mesmo critério foi adotado para confecção do Quadro 3.

QUADRO 2: Panorama da oscilação do pico de curvatura geométrica lombar em função do pico torácico de todos os participantes na marcha e na corrida. A identificação por um "X" denota semelhança na relação vertebral entre as velocidades, dentro de cada forma de locomoção.

Sujeitos	Marcha	Corrida	Sujeitos	Marcha	Corrida
C1	X	X	***C13***		X
C2	X	X	***C14***	X	X
C3		X	***C15***	X	X
C4	X	X	***C16***		X
C5	X	X	***C17***	X	X
C6	X	X	***C18***	X	X
C7		X	***C19***		X
C8	X	X	***C20***	X	X
C9	X	X	***C21***	X	X
C10		X	***C22***	X	X
C11	X	X	***C23***		X
C12	X	X	-	-	-

O Quadro 2 ilustra o panorama da relação existente entre a lordose e a cifose, de todos os voluntários, em função do tipo de locomoção. Nota-se que a dinâmica lombar em função da torácica se reproduz com maior freqüência na corrida, pois, nenhum indivíduo apresenta características distintas entre as três velocidades deste tipo de locomoção. Já na marcha tem-se sete sujeitos nestas condições.

Ainda com base na Figura 15, é relevante destacar a natureza bifásica do movimento vertebral já que cada passo compõe um ciclo completo de flexão e extensão da coluna, o que está de acordo com os achados de Frigo et al. (2003). Mas esta mobilidade vertebral se mostrou assimétrica para todos os participantes. Por exemplo, no caso da marcha, durante o duplo apoio e apoio simples esquerdo (passo direito), nota-se uma relação vertebral mais acentuada do que àquela descrita pelo membro contralateral. Catorze e dezesseis voluntários apresentaram maior mobilidade vertebral, ao longo do passo esquerdo, na situação de marcha e corrida, respectivamente.

Saunders et al. (2005) analisaram a movimentação da estrutura lombo-pélvica durante a marcha e a corrida e verificaram que a mobilidade da coluna, no plano sagital e

transverso, durante o passo referente ao membro inferior dominante, é maior do que àquela apresentada pelo membro não dominante.

No entanto, na presente pesquisa não foram coletadas informações que permitissem identificar os participantes destros e canhotos. Mas pelos resultados sabe-se que esta relação não foi consistente já que dez participantes apresentaram movimentos, de flexão e extensão da coluna, mais acentuados durante o passo direito na marcha e, por outro lado, na corrida a situação se inverteu ou vice-versa. No entanto, Saunders et al. (2005) relatam ainda que vários outros fatores podem ser responsáveis por esta diferença como, por exemplo, assimetrias na força dos músculos do quadril e tronco.

Os picos de curvatura geométrica da lordose e cifose representam a mobilidade vertebral no plano sagital. No entanto, procurou-se investigar também a oscilação látero-lateral destes picos sagitais, ou seja, identificaram-se as coordenadas verticais (z) de cada pico e em cada instante do ciclo padrão, para selecionar as curvaturas geométricas correspondentes às estas coordenadas, no plano frontal. Portanto, a Figura 16 mostra a oscilação das curvaturas geométricas obtidas no plano frontal, com base na coordenada vertical referente aos picos sagitais, da região lombar em função da torácica.

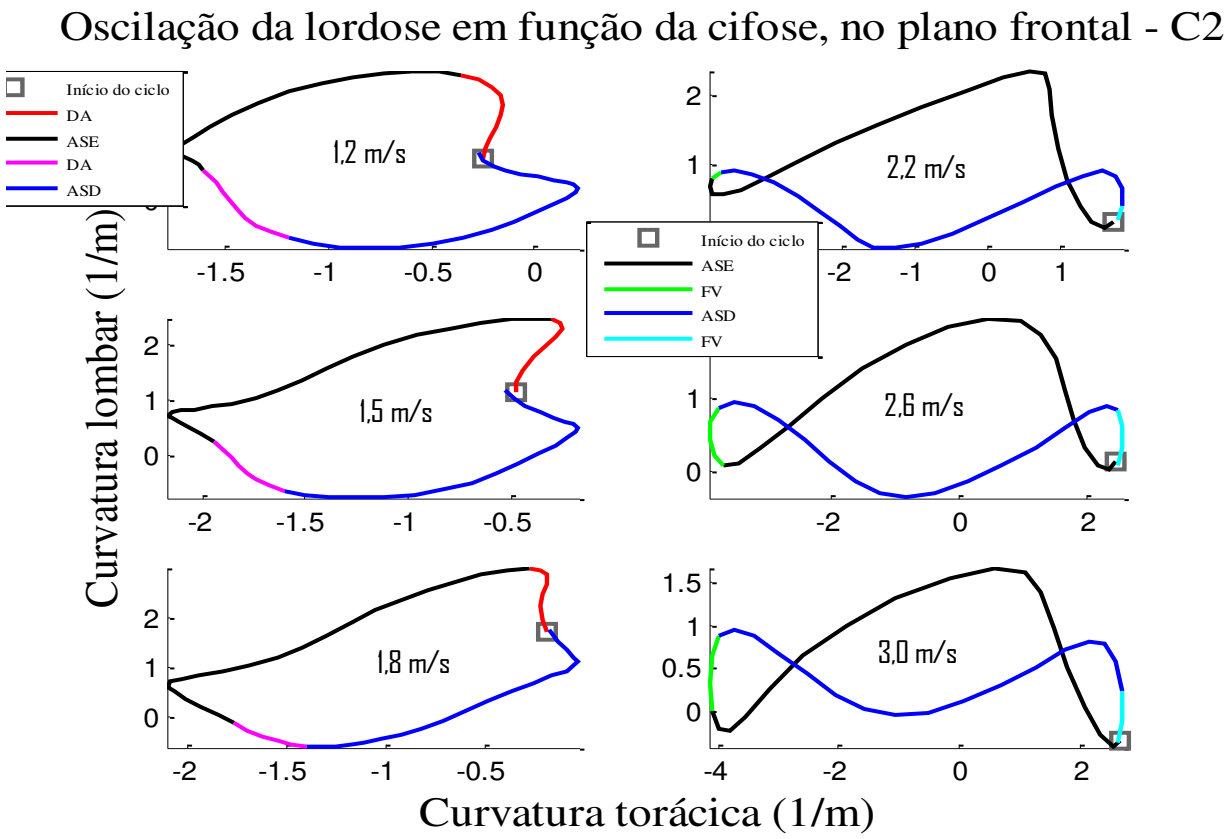


FIGURA 16. Oscilação látero-lateral do pico lombar em função do torácico, ao longo dos eventos da passada e em cada velocidade (gráficos à esquerda representam a marcha).

Assim como foi notado na excursão lordose X cifose, observa-se na Figura 16 que a mobilidade entre a região lombar e torácica, no plano frontal, apresenta padrões específicos que variam entre indivíduos e tipo de locomoção. O Quadro 3 resume a relação existente entre a curvatura lombar e torácica, no plano frontal, de todos os voluntários, em função do tipo de locomoção.

QUADRO 3: Panorama da oscilação dos picos de curvatura geométrica sagitais da região lombar em função da torácica, no plano frontal, de todos os participantes durante a marcha e a corrida. A identificação por um "X" denota semelhança na relação vertebral entre as velocidades, dentro de cada forma de locomoção.

Sujeitos	Marcha	Corrida	Sujeitos	Marcha	Corrida
C1	X	X	***C13***	X	X
C2	X	X	***C14***	X	X
C3	X	X	***C15***	X	X
C4	X	X	***C16***	X	X
C5		X	***C17***	X	X
C6	X	X	***C18***	X	
C7	X	X	***C19***	X	X
C8	X	X	***C20***		X
C9	X	X	***C21***	X	X
C10		X	***C22***	X	X
C11		X	***C23***	X	X
C12	X	X	-	-	-

Com base no Quadro 3 observa-se que somente quatro sujeitos não apresentaram similaridade na relação entre a curvatura lombar em função da torácica, no plano frontal, durante as três velocidades de marcha. Na situação de corrida somente um indivíduo apresentou este quadro.

De uma maneira geral, nota-se que as velocidades de corrida proporcionaram uma relação mais harmoniosa entre as estruturas e/ou planos de projeção investigados, pois, as relações investigadas foram menos reprodutíveis na marcha. Especula-se que isto tenha ocorrido pelo fato de que velocidades mais intensas dificultam e/ou limitam as possibilidades de estratégias adotadas pelo sistema neuro-motor, minimizando as variações. No entanto, Li et al. (1999) encontraram maior robustez para os dados cinemáticos referentes à marcha, mas estes pesquisadores avaliaram a movimentação de membros inferiores tanto da marcha como da corrida somente na velocidade de 2,24 m/s que é considerada uma zona de transição – o que pode ter favorecido a reprodutibilidade da marcha em relação à corrida.

É notório também que existe um comportamento característico da lombar com a torácica em função do plano de movimento analisado (Figura 15 e 16), ou seja, a trajetória que

caracteriza a relação entre estas duas regiões da coluna é nitidamente distinta ao se comparar o mesmo sujeito, nas mesmas condições (velocidade), no plano sagital e frontal.

No plano frontal, assim como foi relatado por Frigo et al. (2003), foi verificada a natureza monofásica do movimento vertebral (Figura 13 e/ou 16). Isto quer dizer que a cada passo a coluna inclina-se para um lado e o passo subseqüente proporciona uma inclinação vertebral simétrica àquela vista anteriormente. Além desta diferença em relação ao plano sagital, pode-se destacar também a característica simétrica da mobilidade vertebral durante o passo direito e esquerdo – corroborando com os achados de Deprá (2004) que verificou maior simetria vertebral para as adaptações da coluna, durante a corrida, no plano frontal.

Vale destacar que a maioria dos indivíduos que apresentaram baixa reprodutibilidade entre as relações vertebrais, em alguma das formas de locomoção, tinha pouca experiência em se locomover na esteira. Taylor, Evans e Goldie (1996) relatam que quatro minutos de aquecimento são suficientes para obtenção de dados cinemáticos, da pélvis e coluna lombar, com alta reprodutibilidade. No entanto, Lavcanska, Taylor e Schache (2005) destacam que sujeitos sem nenhuma ou com pouca experiência em se locomover na esteira necessitam de seis minutos para se familiarizar com a atividade – o que pode ser responsável pelas variações encontradas por estes dois participantes nas relações citadas anteriormente.

E, para finalizar a análise acerca dos picos de curvatura geométrica, foi quantificada a oscilação da coordenada vertical (z) dos picos de cifose torácica e lordose lombar, de todos os voluntários, ao longo do ciclo padrão e em relação ao tipo de locomoção. Os resultados mostraram que, para a maioria dos participantes, tanto na região torácica como na lombar, a oscilação da coordenada vertical referente ao pico de curvatura sempre apresentou maior variação na situação de corrida. Portanto, em relação ao tipo de locomoção, a oscilação das coordenadas verticais dos picos de curvatura geométrica indica uma condição mais consistente durante a marcha, pelo menos neste quesito.

Na torácica, a oscilação vertical do pico de cifose teve deslocamento em torno de 3,5 e 6,5 cm para marcha e corrida, respectivamente. Na lombar, a maior variação no pico de lordose foi de 3 e 5 cm na marcha e corrida, respectivamente. Mas de uma forma geral, verifica-se que ambas as regiões anatômicas apresentaram variações semelhantes a respeito da oscilação vertical dos picos, o que revela um padrão semelhante acerca do deslocamento do ponto de maior acentuação lombar e torácico.

Verifica-se, ao longo deste subitem, que a corrida proporciona uma maior oscilação das lordoses e cifoses do que a marcha. E, de forma análoga, as coordenadas verticais referentes aos picos de curvatura geométrica lombar e torácico também apresentaram maior oscilação na corrida.

Portanto, este fenômeno pode estar envolvido com duas hipóteses. A primeira é que a maior mobilidade da coluna durante a corrida pode estar associada a uma alternância entre as estruturas vertebrais adjacentes, da região lombar e torácica, responsáveis por garantir maior amplitude de movimento. Em outras palavras, durante o ciclo da passada, há um revezamento entre as estruturas anatômicas vizinhas para realizar uma flexão máxima da coluna vertebral, tanto na região torácica como na lombar. Isto é, não é um único ponto anatômico que sempre desempenha esta função e a alternância pode estar relacionada à amplitude de movimento exigida pela atividade.

A segunda hipótese pode ser defendida pelos achados de Frigo et al. (2003) que verificaram que a coluna se alonga durante a marcha, pois, encontraram ganhos no comprimento da coluna vertebral de, aproximadamente, 4% em relação à postura ortostática. Portanto, a segunda hipótese estaria vinculada ao fato de que o ponto de maior lordose e/ou cifose não se desloca verticalmente, mas sim, o alongamento da coluna vertebral que proporcionaria variações na coordenada Z (m).

O fato da amplitude de movimento das coordenadas verticais dos picos de cifose e lordose serem semelhantes e a amplitude de movimento dos picos de curvatura lombar ter sido, no mínimo, duas vezes maior do que àqueles observados na região torácica favorece a segunda hipótese.

5.3.1 Curva Neutra

A curva neutra é uma variável que pode ser empregada para quantificar as características individuais da postura vertebral dos sujeitos. A Figura 17 mostra as curvas na postura ortostática e a sobreposição das curvas neutras, no plano sagital e frontal, oriundas das seis velocidades de locomoção do sujeito C1. As curvas neutras dos demais participantes podem ser visualizadas no APÊNDICE G.

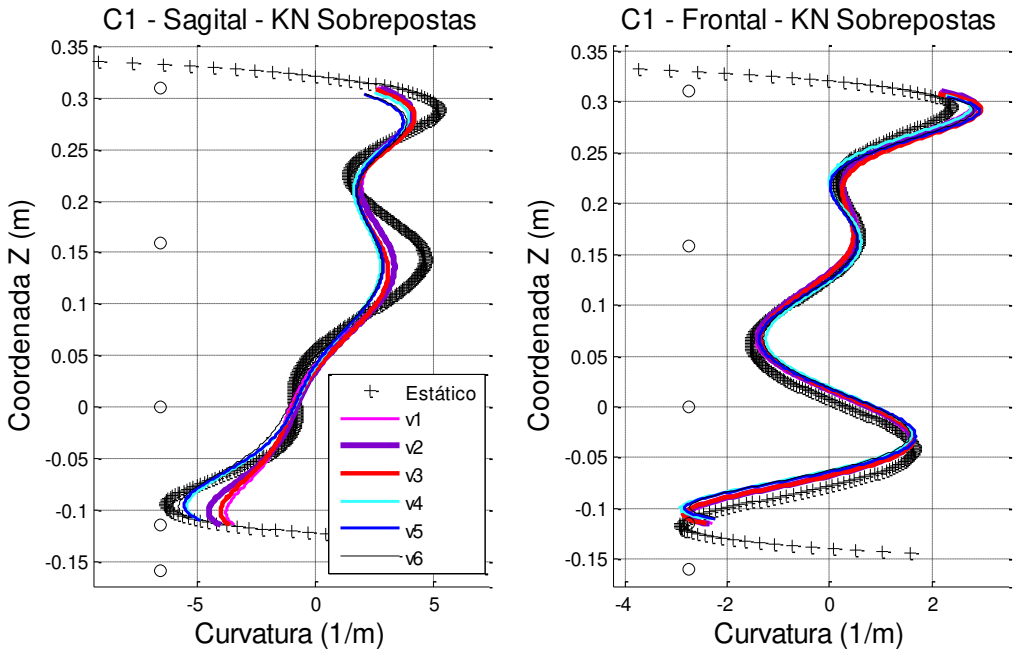


FIGURA 17. Sobreposição da curva na postura ortostática e das curvas neutras do sujeito "C1", nas seis velocidades, no plano sagital e frontal.

É possível verificar que, independentemente do plano de análise, a curva neutra não mostrou grande sensibilidade à mudança de velocidade e/ou ao tipo de locomoção. Estes achados corroboram com àqueles de Campos et al. (2005) e Deprá (2004) que testaram e comprovaram a hipótese de que as curvas neutras são características inerentes aos sujeitos e não à velocidade de locomoção. No entanto, estes pesquisadores investigaram a situação de marcha e corrida, respectivamente, de maneira que não foi analisado o mesmo indivíduo nas duas formas distintas de locomoção – como foi abordado no presente estudo.

No plano sagital, vários voluntários apresentaram variações, na região do pico lombar, entre as curvas oriundas da marcha e da corrida. Por outro lado, no plano frontal, em geral as curvas neutras se sobrepuseram com maior propriedade, independentemente da situação.

Para verificar se as diferenças observadas entre as curvas neutras no plano sagital foram significativas, comparou-se por análise de variância a média da curvatura geométrica bidimensional, ao longo do ciclo padrão, na altura da coordenada vertical referente ao pico de curvatura da curva neutra lombar. A Figura 18 mostra esta análise aplicada ao indivíduo C21, com base no teste de Tukey de comparação múltipla.

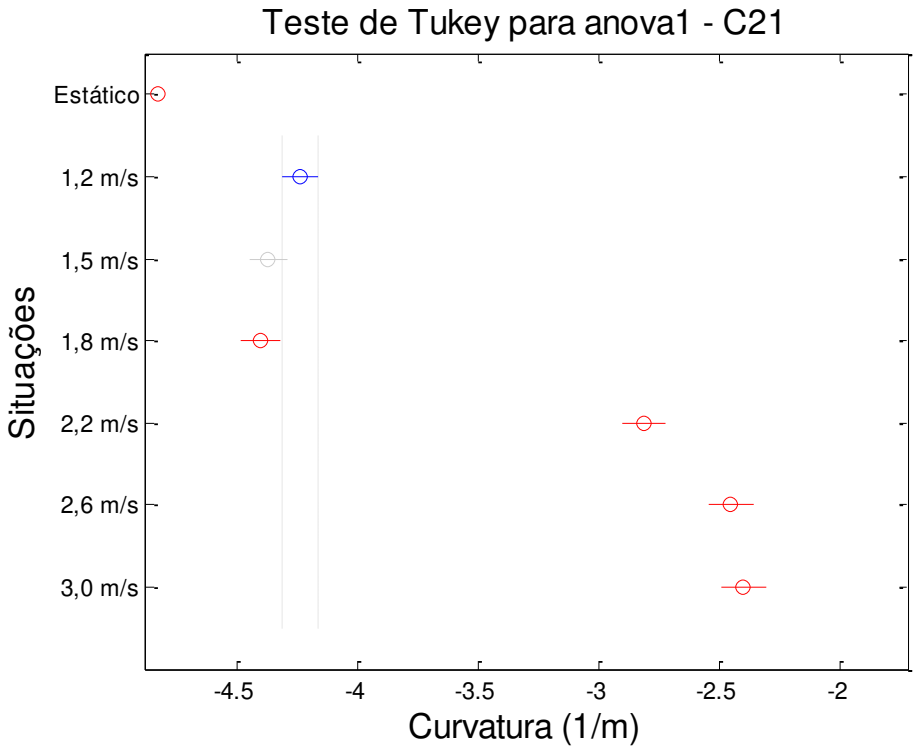


FIGURA 18 Teste de comparação múltipla de Tukey para comparar quais situações se diferenciaram entre si. Pico de curvatura geométrica da região lombar na postura estática e pico das curvas neutras, no plano sagital e na região lombar, em cada velocidade.

Nota-se na Figura 18 que o pico lombar das curvas neutras sagitais diferenciou-se entre a marcha e a corrida, pois, os picos foram mais acentuados na primeira situação. Este fenômeno foi observado em outros oito participantes e seis apresentaram um comportamento inverso, ou seja, o pico lombar das curvas neutras durante a corrida foi maior. Um indivíduo (C9) apresentou valores extremos nos picos na situação de marcha e intermediários para as velocidades de corrida, conforme já foi visto anteriormente. Portanto, dezesseis sujeitos mostraram diferenças entre o pico lombar da curva neutra entre os tipos de locomoção (APÊNDICE H).

Ao se comparar as curvas dinâmicas com as respectivas curvas estáticas (Figura 17 e APÊNDICE G) verifica-se certa semelhança entre elas, porém, em geral, as curvas neutras sagitais apresentam menor acentuação na região do pico lombar (Figura 18 e APÊNDICE H) – o que corrobora com dados da literatura (CAMPOS et al., 2005; FRIGO et al., 2003). Isto quer dizer que há uma tendência à retificação da região inferior da coluna, durante a locomoção, em relação à situação estática. Tal fato foi verificado em 20 indivíduos, enquanto outros dois

voluntários apresentaram um valor menor para a situação estática e outro teve valor mediano de pico lombar estático, em relação àqueles referentes aos tipos de locomoção.

Mas todos participantes mostraram diferenças significativas entre os picos dinâmicos e estáticos. Campos (2005) afirma que é difícil comparar curvas estáticas com dinâmicas devido à natureza distinta entre a postura ortostática e a locomoção, ou seja, a situação dinâmica proporciona uma postura mais "natural" do que àquela vista na posição ortostática.

Outro aspecto interessante que pode ser visto na análise da Figura 18 e APÊNDICE G é em relação à estabilidade. Com base numa análise qualitativa, verifica-se maior variabilidade dos picos dinâmicos da região lombar na situação de marcha do que na de corrida. Li, Haddad e Hamill (2005) relatam que estudos biomecânicos costumam empregar os termos estabilidade e variabilidade como sinônimos, de forma que utilizam medidas de variabilidade para mensurar a estabilidade do movimento. Segundo os autores, devem-se ter cautela ao utilizar ambos os termos, pois, a variabilidade relaciona-se às flutuações da variável medida e a estabilidade está vinculada à tolerância que determinada variável apresenta frente às perturbações impostas. No entanto, há casos em que a variabilidade pode ser um indicador de estabilidade.

Neste sentido, utilizou-se medidas de variabilidade para mensurar a estabilidade dos picos das curvas neutras já que esta variável apresenta um caráter individual e não deveria, em tese, sofrer alterações decorrentes da mudança de velocidade e/ou tipo de locomoção – que aqui serão consideradas como a perturbação imposta. Para treze voluntários, verificou-se maior estabilidade entre as curvas neutras oriundas das velocidades de corrida, ou seja, a variabilidade das curvas foi maior na situação de marcha – sugerindo que velocidades mais intensas de locomoção limitam as possibilidades ou estratégias adotadas pelo sistema neuromuscular, exigindo do aparelho locomotor uma movimentação mais consistente.

Conforme já foi abordado, observa-se que a lombar é a região da coluna que apresenta maior variabilidade e foi por este motivo que opta-se por analisar de forma mais minuciosa esta área anatômica. De acordo com Frigo et al. (2003), a maior instabilidade na parte inferior da coluna pode estar associada à maior mobilidade medida pelas curvas de lordose durante o ciclo de locomoção.

A Figura 19 ilustra as curvas neutras médias sagitais e frontais de todos os voluntários. Como era esperado, nota-se que existe um comportamento vertebral específico para os diferentes indivíduos.

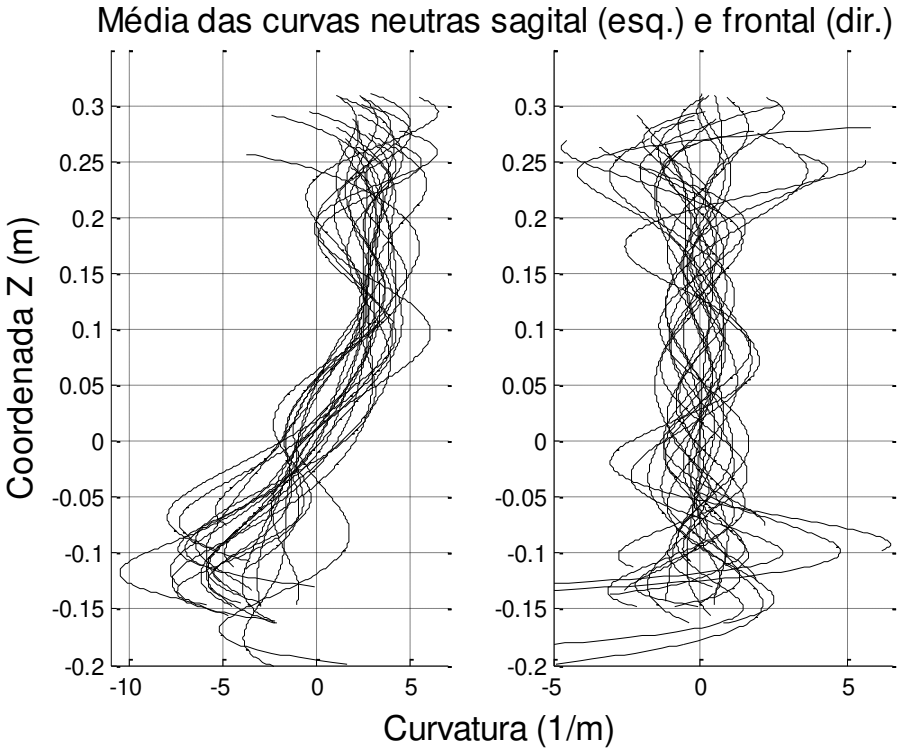


FIGURA 19. Média das curvas neutras de cada voluntário, no plano sagital e frontal.

A amplitude total de variação deste conjunto de curvas foi de aproximadamente 17 m^{-1} para o plano sagital e 11,5 m^{-1} para o frontal. A maior magnitude da curvatura geométrica no plano sagital já era esperada devido às visíveis curvaturas fisiológicas existentes na coluna vertebral neste plano de movimento.

No plano sagital (Figura 19 – gráfico à esquerda) nota-se que a curvatura negativa representa a lordose e a curvatura positiva indica a cifose. Para todos os participantes observa-se que a lordose se mostrou mais acentuada que a cifose e este fenômeno são condizentes àqueles vistos na literatura porque, em sujeitos normais, a curvatura fisiológica lombar apresenta maior acentuação do que a torácica (FRIGO et al., 2003).

É notório também que há um trecho de transição entre as curvaturas negativas (parte inferior das curvas) e positivas (parte superior das curvas) nestes gráficos, onde a curvatura é zero. Esta região indica uma retificação da coluna vertebral e é interessante observar que, em todos os voluntários, este trecho de transição situa-se nas redondezas do processo espinho de T12 (z = 0 m) – o que corrobora com os achados de Campos (2005) e Deprá (2004).

Teoricamente, no plano frontal, poder-se-ia esperar que as médias das curvas neutras indicassem uma reta (curvatura igual à zero ao longo de toda a coluna vertebral). Na prática não é isto que se observa já que existem suaves curvaturas fisiológicas no plano frontal. Além disso, supostos erros de marcação por meio de técnicas de palpação de estruturas ósseas pode contribuir para aumentar a magnitude das curvaturas geométricas frontais.

Com base numa análise intra-sujeitos foi verificada uma estabilidade das curvas neutras já que estas se sobrepõem, em quase todas as regiões da coluna vertebral, independentemente da velocidade de locomoção e do plano de projeção (Figura 17 e APÊNDICE G). Porém, a observação inter-sujeitos exposta na Figura 19 deixa evidente que a curva neutra é uma característica individual já que não há sobreposição destas curvas, apesar de algumas semelhanças já citadas no parágrafo anterior (lordose, cifose e transição).

Foram encontradas diferenças inter-indivíduos de aproximadamente 11,9 m^{-1} e 7,7 m^{-1} no plano sagital e frontal, respectivamente. De posse da curva neutra de um voluntário qualquer, numa única velocidade, é possível identificar à qual sujeito tal curva pertence pela simples comparação visual entre a "neutra" selecionada e as curvas existentes na Figura 19. A variabilidade inter-sujeitos da postura vertebral tem sido amplamente relatada na literatura (CAMPOS, 2005; FRIGO et al., 2003; SAUNDERS et al., 2005; WITTLE; LEVINE, 1999).

Na Figura 20 foram feitas análises das curvas neutras, baseadas na quantificação da variabilidade das curvas sagitais e frontais, ao longo de toda extensão da coluna vertebral, para cada voluntário. Isto é, a variabilidade foi obtida através do cálculo do desvio padrão das curvaturas geométricas das seis curvas neutras mensuradas, ao longo da coordenada vertical (z).

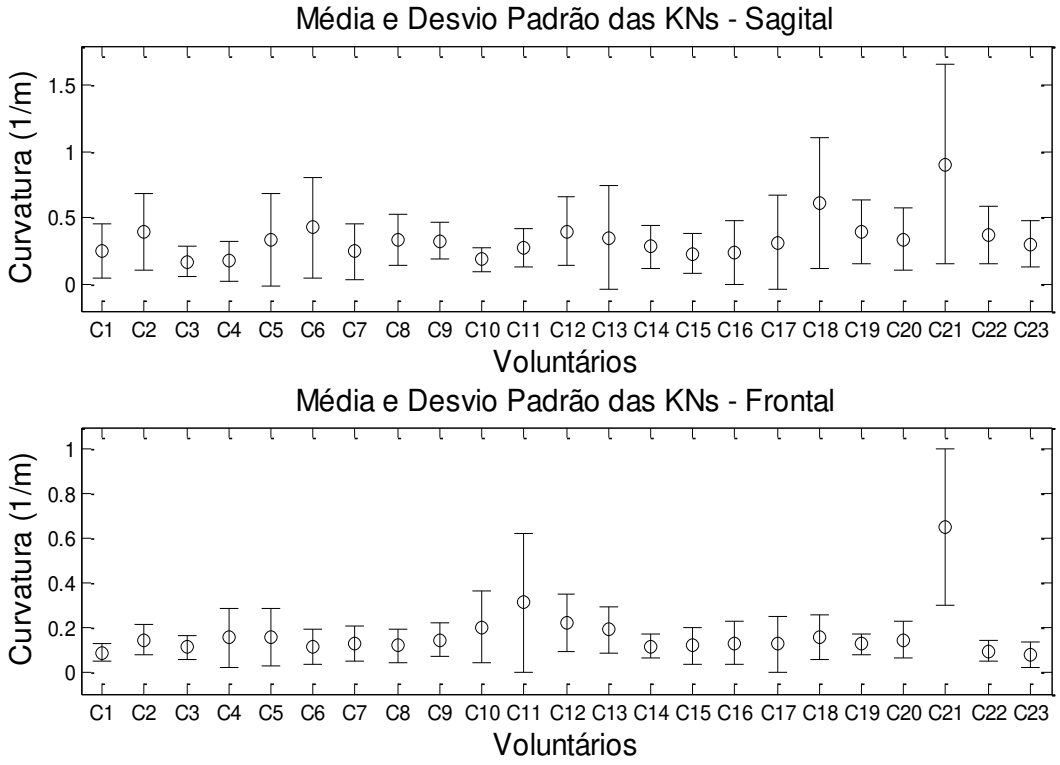


FIGURA 20. Média e variabilidade das curvas neutras, ao longo da coluna, de cada voluntário e nos dois planos de projeção analisados.

Com base numa visão geral acerca da variabilidade das curvas neutras, verifica-se que a variabilidade das neutras sagitais são maiores do que àquelas apresentadas pelas neutras frontais (Figura 19). Além disso, o valor médio das variações de curvatura geométrica foi aproximadamente de 0,34 e 0,17 m^{-1} para o plano sagital e frontal, respectivamente. O sujeito C21 foi o que apresentou maiores variações entre as curvas neutras da coluna, em ambos os planos de análise. Por outro lado, o voluntário C10 e C1 foram os que apresentaram maior estabilidade entre as neutras sagitais e frontais, respectivamente.

5.3.2 Componente Oscilatório

A mobilidade vertebral pode ser mensurada através da amplitude de movimento da coluna. Por exemplo, a máxima flexão e extensão da coluna delimitam a mobilidade vertebral no plano sagital. No presente estudo, quantifica-se a mobilidade vertebral, por meio do componente oscilatório, da região que apresentou maior amplitude total de curvatura na coluna torácica e lombar. As Figuras 21 e 22 mostram a amplitude total de variação da curvatura

geométrica nas regiões lombar e torácica, de todos os participantes, em função da velocidade de locomoção, no plano sagital e frontal respectivamente. Os dados discretos podem ser visualizados no APÊNDICE I e sua respectiva distribuição no APÊNDICE J.

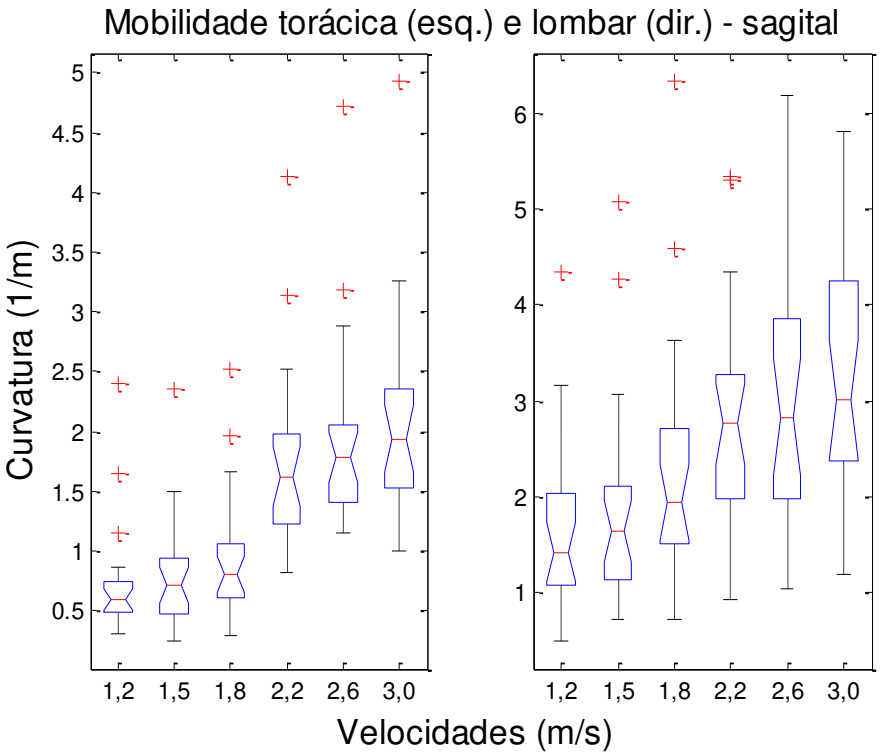


FIGURA 21. Amplitude total de variação da curvatura geométrica, no plano sagital, nas regiões de maior mobilidade torácica e lombar, de todos os participantes em função da velocidade.

A Figura 21 mostra que, independentemente da região da coluna vertebral, há uma tendência ao aumento da amplitude total de variação da curvatura geométrica do componente oscilatório, em função da velocidade, tanto na marcha como na corrida.

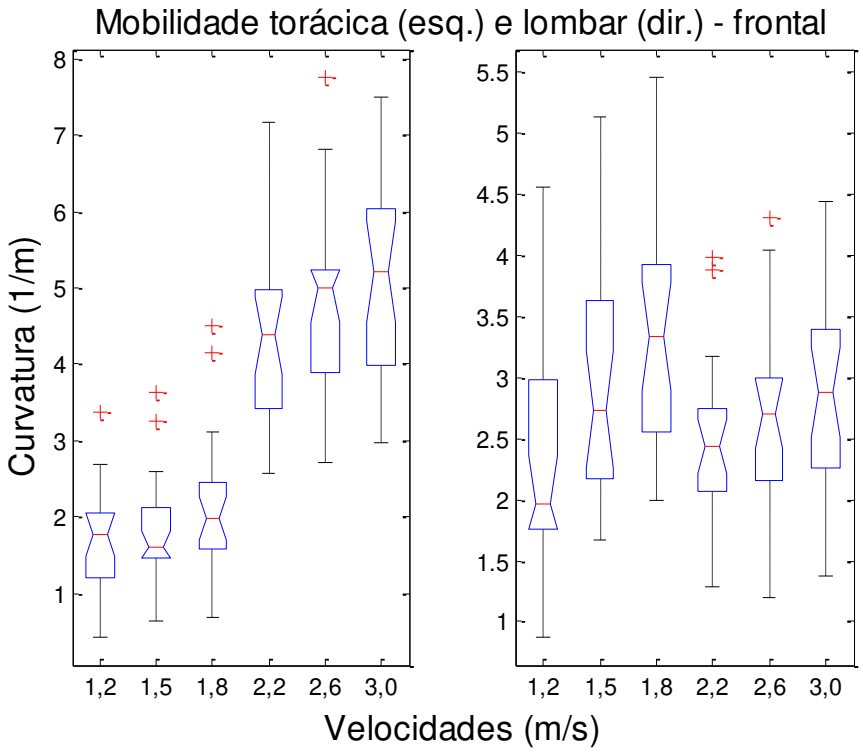


FIGURA 22. Amplitude total de variação da curvatura geométrica, no plano frontal, nas regiões de maior mobilidade torácica e lombar, de todos os participantes em função da velocidade.

A Figura 22 ilustra que a mobilidade torácica tende a aumentar em função da velocidade. Em contrapartida, na região lombar, a amplitude total de variação da curvatura geométrica aumenta em decorrência do acréscimo da velocidade somente dentro de cada forma de locomoção.

A mobilidade vertebral das duas regiões investigadas apresentou grande variabilidade inter-sujeitos, independentemente do plano de projeção observado. O desvio padrão oscilou entre, aproximadamente, 26 e 63% do valor médio da variável investigada – o que mostra uma variabilidade considerável na mobilidade vertebral dos participantes. Este fenômeno pode estar associado a diferentes níveis de flexibilidade vertebral entre os sujeitos.

Saunders et al. (2005) relatam a variabilidade inter-sujeitos na oscilação vertebral e afirmam que ao manipular valores médios de mobilidade obtém-se uma baixa reprodutibilidade dos dados – o que dificulta a caracterização da variável investigada entre os tipos de locomoção. Apesar disto, usou-se a análise de variância para comparar a mobilidade vertebral entre a situação de marcha e de corrida e não foram encontradas diferenças siginificativas somente para a região lombar, no plano frontal.

Utilizou-se o coeficiente de correlação de Pearson para verificar a interação entre a amplitude total de variação da curvatura geométrica e a velocidade em cada forma de locomoção, com base nas informações de todos os voluntários. Os resultados obtidos podem ser vistos na Tabela 3.

TABELA 3: Coeficiente de correlação de Pearson entre amplitude total de variação da curvatura geométrica, nos dois planos de projeção e nas duas regiões da coluna vertebral, com a velocidade em cada forma de locomoção. Nível de significância p<0,05*.

Forma de locomoção	*Plano Sagital*		*Plano Frontal*	
	Torácica	**Lombar**	**Torácica**	**Lombar**
Marcha	0,98	1,00*	0,96	1,00*
Corrida	0,99	1,00	1,00	1,00*

Observa-se na Tabela 3 que o coeficiente de correlação foi elevado em todas as situações. No entanto, a interação entre as variáveis investigadas foi significativa (p<0,05*) somente em alguns casos. É notório que a relação entre mobilidade vertebral e velocidade, dentro de cada forma de locomoção, tem características bem próximas da linearidade. Não se encontrou significância estatística para todos os casos, provavelmente, devido ao baixo número de velocidades analisadas em cada situação, pois, quanto menor o número de variáveis, menor será o grau de liberdade da reta de regressão.

Por este motivo, optou-se por agrupar os dados para se ter uma noção global do comportamento da variável de interesse nas respectivas regiões, planos de projeção e forma de locomoção. A Figura 23 e 24 ilustra graficamente a tendência destes valores médios da mobilidade da coluna vertebral de todos os participantes, no plano sagital e frontal respectivamente.

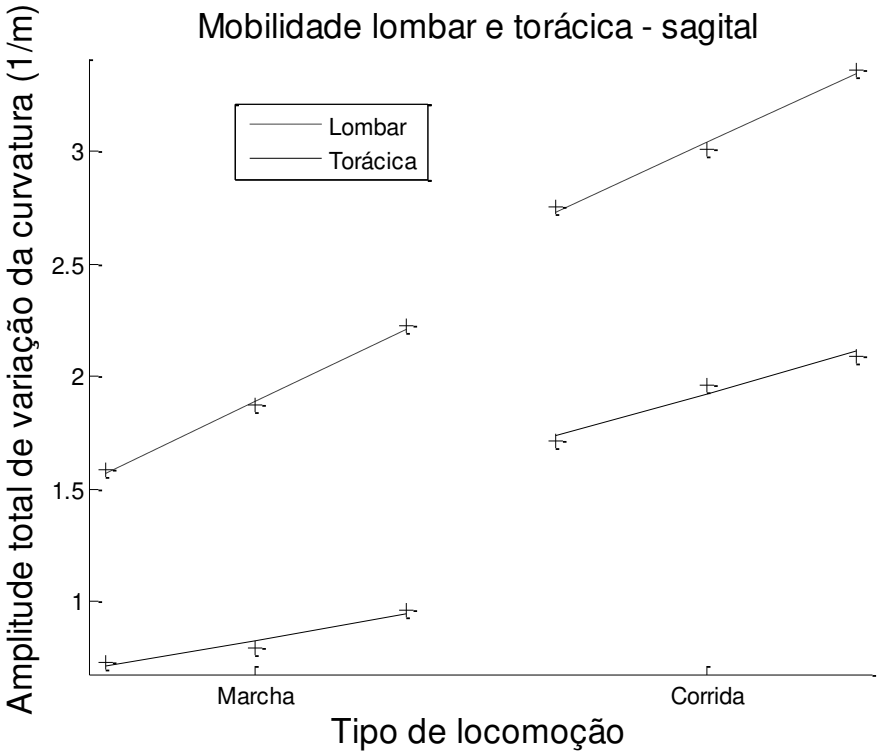


FIGURA 23. Amplitude total média de variação da curvatura geométrica do componente oscilatório da região lombar e torácica, no plano sagital, de todos os participantes, em função da velocidade e do tipo de locomoção.

A Figura 23 mostra a tendência que a mobilidade vertebral tem de aumentar em decorrência da velocidade (como já foi visto anteriormente). Além disso, a mobilidade lombar é maior do que a torácica, o que corrobora com os achados de Crosbie et al. (1997a).

Ajustou-se uma reta que representasse os respectivos pontos e a inclinação da mesma indica, para cada forma de locomoção, o quanto à mobilidade vertebral torácica e lombar é sensível ao aumento da velocidade. Isto é, quanto mais íngreme for à inclinação ou quanto maior for o coeficiente angular da reta, maior será o efeito do incremento da velocidade na amplitude total de variação da curvatura geométrica.

Portanto, a região lombar se mostrou mais sensível do que a torácica em relação à mudança da forma de locomoção, pois, os coeficientes angulares das retas foram de 1,07 e 0,77 para a lombar e 0,38 e 0,47 na torácica para a marcha e corrida, respectivamente.

Em resumo, a lombar apresentou uma capacidade quase três vezes maior de oscilação do que o segmento torácico na marcha, enquanto na corrida esta relação foi de aproximadamente uma vez e meia a favor da lombar. Estes resultados mostram que, pelo menos no plano sagital, a mobilidade torácica é mais resistente ao efeito ocasionado pela mudança de

velocidade do que a região lombar, corroborando com os achados de Frigo et al. (2003) que perceberam maior mobilidade da lordose do que da cifose torácica, durante o ciclo de locomoção. A Figura 24 ilustra a mesma variável nas mesmas condições só que no plano frontal.

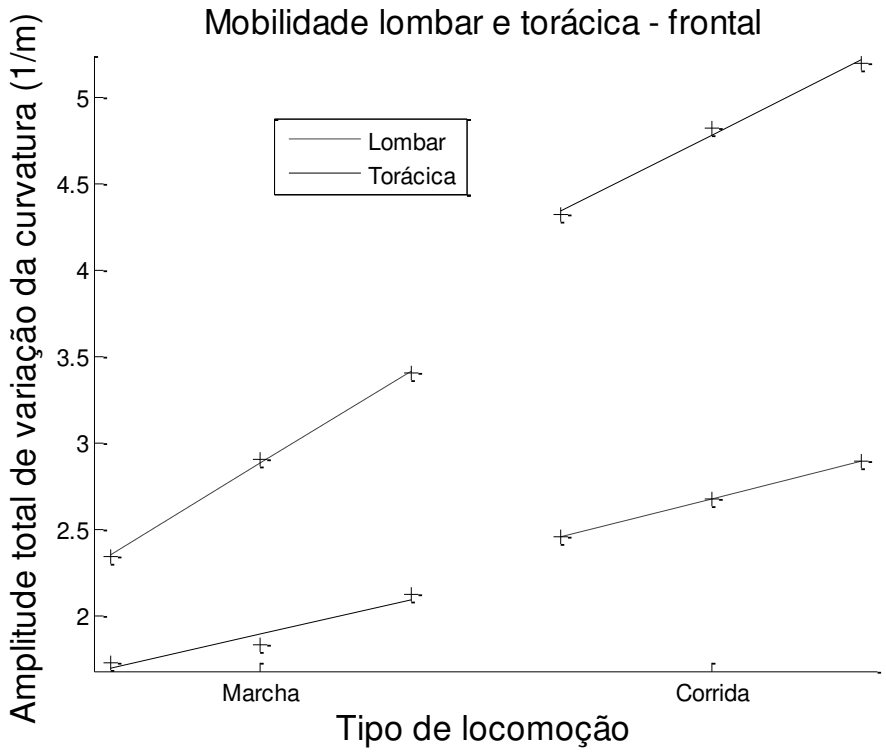


FIGURA 24. Amplitude total média de variação da curvatura geométrica do componente oscilatório da região lombar e torácica, no plano frontal, de todos os participantes, em função da velocidade e do tipo de locomoção.

No plano frontal, a magnitude absoluta da mobilidade vertebral lombar dos participantes foi maior na marcha do que na corrida. Em contrapartida, a região torácica apresentou um comportamento inverso, ou seja, se mostrou maior na corrida. Já a inclinação da reta revela sensibilidade ao tipo de locomoção, pois, os coeficientes angulares foram nitidamente distintos: 1,78 e 0,54 para a lombar e 0,66 e 1,09 na torácica para a marcha e corrida, respectivamente.

No plano frontal, a mobilidade vertebral lombar foi maior na marcha e sua aptidão para oscilar foi mais do que o triplo daquela vista na corrida. A região torácica teve um comportamento oposto e apresentou uma habilidade de oscilação 65% maior na corrida. No entanto, comparando-se estes dois segmentos vertebrais verificou-se que, durante a marcha, a lombar possui uma disposição à oscilação duas vezes e meia maior àquela observada na região

torácica. Por outro lado, durante a corrida esta relação se inverte e a região torácica apresenta o dobro de desenvoltura em relação à lombar.

A Tabela 4 mostra a interação entre a mobilidade vertebral (torácica e lombar) com a movimentação dos membros inferiores (comprimento/freqüência da passada), em cada forma de locomoção e plano de análise investigado.

TABELA 4: Coeficiente de correlação de Pearson entre amplitude total de variação da curvatura geométrica, nos dois planos de projeção e nas duas regiões da coluna vertebral, com as variáveis comprimento (cp) e freqüência da passada (f), em cada forma de locomoção. Nível de significância p<0,05*.

Variável e forma de locomoção		*Plano Sagital*		*Plano Frontal*	
		Torácica	**Lombar**	**Torácica**	**Lombar**
cp	**Marcha**	0,96	0,99	0,94	1,00*
	Corrida	0,99	0,99	0,99	1,00*
f	**Marcha**	0,99	1,00*	0,98	0,99
	Corrida	0,99	0,99	1,00*	1,00*

Observa-se na Tabela 4 que o coeficiente de correlação foi elevado em todas as situações, mas a interação entre as variáveis investigadas foi significativa (p<0,05*) somente em alguns casos. Novamente deparou-se com àquela questão de ter somente três velocidades para cada tipo de locomoção, que limita o grau de liberdade da reta de regressão.

Mas é notório que a relação entre mobilidade vertebral e as variáveis cinemáticas referentes à movimentação dos membros inferiores beira à linearidade. Portanto, assim como foi relatado por Schache et al. (1999), é evidente que o aumento da velocidade gera maior freqüência e amplitude de movimento das estruturas do membro inferior que, por sua vez, influenciam a movimentação da coluna vertebral.

Apesar de ser importante quantificar a amplitude de movimento da região da torácica e lombar, é relevante observar também como tais áreas anatômicas se comportam ao longo do ciclo de locomoção. Esta abordagem pode ser visualizada na Figura 25, onde quantifica-se o componente oscilatório sagital e frontal, das regiões de maior mobilidade vertebral torácica e lombar, nas três velocidades de marcha e corrida, ao longo do ciclo.

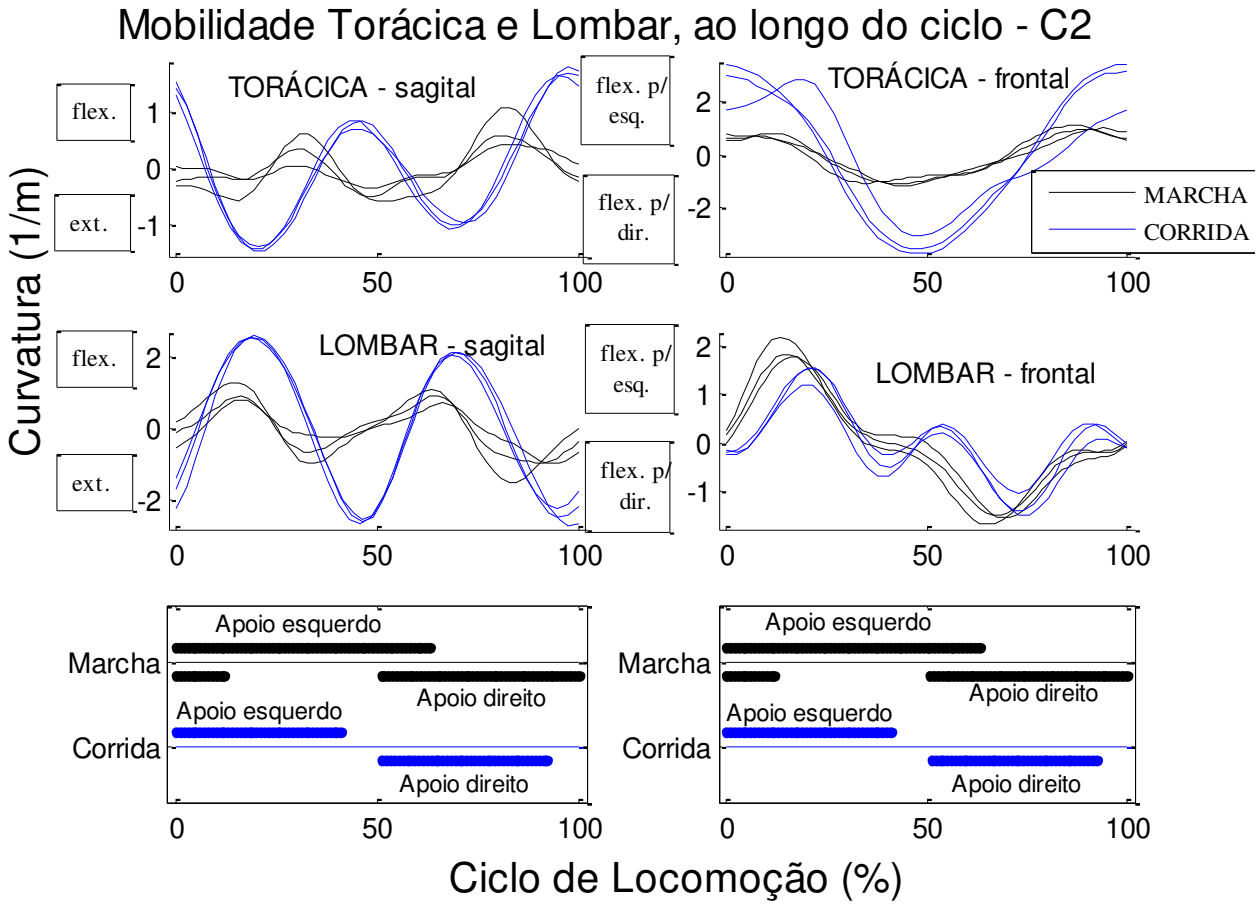


FIGURA 25. Componente oscilatório das regiões de maior amplitude total de variação da curvatura geométrica torácica (gráficos superiores) e lombar (gráficos inferiores), ao longo do ciclo de locomoção. Os gráficos da esquerda representam o plano sagital e os da direita o frontal.

No plano sagital, durante a corrida, a região torácica inicia o ciclo numa postura de máxima flexão e, ao longo do apoio esquerdo, a coluna se retifica e se estende suavemente até o seu valor máximo no terço final da respectiva fase para, em seguida, retornar à postura fletida no toque do pé direito. Devido à característica bifásica do movimento, o comportamento vertebral, durante a movimentação do membro contralateral, se repete no restando do ciclo. Na marcha, nota-se que a coluna torácica inicia-se próxima a uma postura neutra, para flexionar-se de forma suave até o seu máximo na fase de apoio simples e estender-se levemente antes do duplo apoio.

Ainda no plano sagital, a coluna lombar inicia o ciclo de corrida em extensão máxima, flexionando-se suavemente até seu valor máximo em meados da fase de apoio, para voltar a se estender levemente até o seu ápice na fase de vôo. Na marcha, a lombar mantém uma postura neutra no início do ciclo, fletindo-se suavemente até o seu máximo no final do duplo

apoio para, em seguida, estender-se ao máximo no terço final da fase de apoio e, finalmente voltar à postura neutra no início do duplo apoio.

Em resumo, ao se comparar as duas formas de locomoção, observa-se que as principais diferenças na mobilidade vertebral torácica e lombar, no plano sagital, foram à magnitude da amplitude de movimento que se mostrou notoriamente maior na corrida e a variabilidade inter-sujeitos na oscilação vertebral. Estes achados estão de acordo com àqueles observados por Saunders et al. (2005).

No plano frontal, durante a corrida, a torácica apresentou flexão máxima à esquerda no início do apoio esquerdo, de maneira que a coluna se retificou suavemente e flexionou-se para a direita no apoio direito para, em seguida, voltar a se retificar e fletir levemente para a esquerda no final do ciclo. Na marcha este comportamento vertebral se repetiu, porém, de forma mais amena.

A coluna lombar também apresentou comportamento semelhante entre os dois tipos de locomoção já que, em ambos os casos, iniciou o ciclo numa postura neutra, flexionando-se de forma suave até o seu ápice de flexão para a esquerda durante o apoio esquerdo, retificando-se e fletindo-se ao máximo para a direita no apoio direito para, posteriormente, retornar à postura neutra no final do ciclo. Ao contrário do que se constatou no plano sagital, a mobilidade vertebral, no plano frontal, se mostrou mais consistente entre os sujeitos.

Vale ressaltar também que a magnitude da oscilação lombar, no plano frontal, foi semelhante entre as duas situações investigadas. Isto pode ser explicado pelo fato de que na marcha o movimento de rotação da pélvis é maior do que àquele observado na corrida devido à necessidade de se garantir um comprimento da passada apropriado, pois, na corrida a força de propulsão já permite uma grande amplitude de movimento. A obliqüidade pélvica permite o avanço ou a rotação da pélvis para frente durante a marcha e, por conseqüência, imprime a flexão lateral da coluna lombar – o que é minimizado na corrida já que a torácica que se flexiona para estabilizar o movimento imposto pelos membros inferiores (SAUNDERS et al., 2005). Além disso, ao contrário do que foi observado por estes autores, verificou-se diferenças no *timing* de ocorrência dos picos, para a região lombar, no plano frontal.

6 CONCLUSÕES

O método empregado no presente trabalho permitiu investigar as adaptações geométricas da coluna vertebral durante a marcha e a corrida. A metodologia se mostrou apropriada para a quantificação das adaptações geométricas da coluna em função da velocidade e do modo de locomoção.

Em relação às curvas primárias, foram encontradas diferenças significativas entre os picos de curvatura geométrica, no plano sagital, da situação de marcha com a de corrida para a grande maioria dos participantes, tanto para a lombar como para a torácica. Para a maioria dos voluntários, ao contrário do que se poderia imaginar, a marcha proporcionou maior lordose e cifose do que a corrida. Este fenômeno pode ser uma estratégia neuro-motora para preservar a coluna vertebral, pois, velocidades mais intensas de locomoção obrigam a coluna a se movimentar mais freqüentemente e em maiores amplitudes – o que pode tornar interessante desempenhar a respectiva tarefa em níveis mais baixos de lordose e cifose.

As curvas neutras da coluna reproduziram-se com bastante propriedade e, quando se mostraram sensíveis à mudança de velocidade e/ou forma de locomoção, apresentaram distinções, principalmente, na região do pico lombar sagital. Aliás, foi nesta mesma região que se encontrou diferenças entre as curvas neutras e a curva estática, para todos os participantes. Este fenômeno reforça a idéia de que as curvas dinâmicas proporcionam uma postura mais "natural" do que as curvas estáticas e, por este motivo, deveriam ser empregadas em protocolos de avaliações posturais no âmbito clínico.

A região de maior amplitude de movimento na coluna torácica e lombar, mensurada através do componente oscilatório, também mostrou diferenças significativas entre as formas de locomoção, pois, verificou-se maior mobilidade vertebral na situação de corrida, exceto para a região lombar no plano frontal. Aliás, observou-se também que o movimento da coluna é extremamente dependente da velocidade de locomoção e da mobilidade de membros inferiores. Isto é, quanto maior for à velocidade, maiores serão o comprimento e a freqüência da passada que, por sua vez, aumentaram a amplitude de movimento da coluna.

Portanto, o indivíduo que pretende aderir a um programa de exercício físico voltado à capacidade aeróbica e tiver alguma disfunção na coluna, que impossibilite a mobilidade

vertebral, deve optar por caminhadas ou outras atividades aeróbicas. Em contrapartida, se o sujeito sofrer de distúrbios que não estão relacionados com a mobilidade, mas sim com a magnitude das curvaturas fisiológicas, a corrida parece ser a melhor escolha. Desde que, é claro, seja respeitada também a aptidão física do sujeito.

REFERÊNCIAS

ADAMS, M. A.; DOLAN, P. Spine biomechanics. **Journal of Biomechanics**, v. 38, p.1972-83, 2005.

BARAÚNA, M. A. et al. Validade e confiabilidade intra-indivíduo do cifolordômetro na avaliação da convexidade torácica. **Revista Brasileira de Fisioterapia,** v. 9, n. 3, p. 319–325, 2005.

BENABDELKADER, C.; CUTLER, R. G.; DAVIS R. S. Gait recognition using image self-similarity. **Journal of Applied Signal Processing.** n. 4, p. 1–14, 2004.

BENETTI, F. A. et al. Curvatura lombar e inclinação do tronco durante o período gestacional. **Revista de Ciências Médicas**, v.14, n.3, p.259-65, 2005.

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**, v.1, n.1, p.21-6, 2000.

BRENZIKOFER, R.; CAMPOS, M. H.; DEPRÁ, P. P. Contribuições relativas da freqüência e comprimento da passada na locomoção humana. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 11., 2005, João Pessoa. **Anais...** João Pessoa: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 2005. (CD – ROM)

BEVINGTON, P. R. **Data reduction and error analysis for the physical sciences**. New York: McGraw-Hill, 1969.

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

CAMPBELL-KYUREGHYAN, N. et al. The prediction of lumbar spine geometry: method development and validation. **Clinical Biomechanics**, v.20, p.455-64, 2005.

CAMPIGNION, P. **Aspectos biomecânicos:** cadeias musculares e articulares, Método G.D.S (Noções Básicas). São Paulo: Summus, 2001.

CAMPOS, M. H. **Adaptações geométricas da coluna vertebral durante a marcha.** 2005. 135f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2005.

CAMPOS, M. H. et al. Metodologia para quantificação da curva neutra da coluna vertebral durante a marcha: Estudo piloto. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 11.,

2005, João Pessoa. **Anais...** João Pessoa: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 2005. (CD – ROM)

CARMO, M. P. **Elementos de geometria diferencial**. Rio de Janeiro: 1971.

CHERNIACK, M. et al. Clinical and psychological correlates of lumbar motion abnormalities in low back disorders. **The Spine Journal**, v.1, p.290-98, 2001.

CHIOU, W. K. et al. A non invasive protocol for the determination of lumbar spine mobility. **Clinical Biomechanics**, v.11, p.474-80, 1996.

COLUNA VERTEBRAL. Disponível em: http://www.auladeanatomia.com/. Acesso em: 26 dez. 2008.

CROSBIE, J.; VACHALATHITI, R.; SMITH, R. Patterns of spinal motion during walking. **Gait & Posture**, v.5, p.6-12, 1997a.

CROSBIE, J.; VACHALATHITI, R.; SMITH, R. Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking. **Gait & Posture**, v.5, p.13-20, 1997b.

DEPRÁ, P. P. **Adaptações da geometria da coluna vertebral e do dorso durante a corrida.** 2004. 154f. Tese (Doutorado em Educação Física) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2004.

FERGUSON, S. A. et al. Differences in motor recruitment and resulting kinematics between low back pain patients and asymptomatic participants during lifting exertions. **Clinical Biomechanics**, v.19, p.992-9, 2004.

FRIGO, C. et al. The upper body segmental movements during walking by young females. **Clinical Biomechanics**, v.18, p.419-25, 2003.

GUEDES, D. P.; GUEDES, J. E. R. P. **Exercício físico na promoção da saúde.** Londrina: Midiograf, 1995.

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

JORDAN, K.; CHALLIS, J. H.; NEWELL, K. M. Walking speed influences on gait cycle variability. **Gait & Posture**, v.26, p. 128-34, 2007.

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia articular.** São Paulo: Manole, 1990. v.3.

LAKANY, H. Extracting a diagnostic gait signature. **Pattern Recognition**, v.41, p.1627-37, 2008.

LAMOTH, C. J. C et al. Effects of experimentally induced pain and fear of pain on trunk coordination and back muscle activity during walking. **Clinical Biomechanics**, v.19, p.551-63, 2004.

LAVCANSKA, V.; TAYLOR, N. F.; SCHACHE, A. G. Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. **Human Movement Science**, v.24, p. 544-57, 2005.

LAMOTH, C. J. C. et al. How do persons with chronic low back pain speed up and slow down? Trunk-pelvis coordination and lumbar erector spine activity during gait. ***Gait & Posture***, v.23, p.230-9, 2006.

LEBOEUF-YDE, C. Back pain: individual and genetic factors. **Journal Electromyography and Kinesiology**, v.14, p.129-33, 2004.

LEHMAN, G. J. Biomechanical assessments of lumbar spinal function. How low back pain sufferers differ from normals. Implications for outcome measures research. Part I: Kinematic assessments of lumbar function. Review of Literature. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v.27, n.1, p. 57-62, 2004.

LI, L. et al. Coordination patterns of walking and running at similar speed and stride frequency. **Human Movement Science**, v.18, p.67-85, 1999.

LI, L.; HADDAD, J. M.; HAMILL, J. Stability and variability may respond differently to changes in walking speed. **Human Movement Science**, v.24, p.257-67, 2005.

MACFARLANE, G. J.; JONES, G. T.; HANNAFORD, P. C. Managing low back pain presenting to primary care: Where do we go from here? Topical Review. **Pain**, v.122, p. 219-22, 2006.

MOVIMENTOS INTERVERTEBRAIS. Disponível em: http://www.coluna.com/images_red/coluna-movimentos.gif. Acesso em: 26 dez 2008.

MUGGLETON, J. M.; ALLEN, R. Insights into the measurement of vertebral translation in the sagittal plane. **Medical Engineering & Physics**, v.20, p.21-32, 1998.

NEWMAN, N. et al. Can the computerized physical examination differentiate normal subjects from abnormal subjects with benign mechanical low back pain? **Clinical Biomechanics**, v. 11, n. 8, p. 466-73, 1996.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Biomecânica básica do sistema músculo-esquelético.** Rio de Janeiro: Guanabara koogan, 2003.

NOVACHECK, T. F. The biomechanics of running. **Gait and Posture**, v.7, p.77-95, 1998.

PANJABI, M. M. Clinical spinal stability and low back pain. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, p. 371-9, 2003.

PEGORETTI, C. et al. A influência do aumento da altura dos saltos dos calçados na lordose lombar. **Revista de Ciências Médicas**, v.14, n.5, p.425-32, 2005.

PRESCHER, A. Anatomy and Pathology of the aging spine. **European Journal of Radiology**, v.27, p. 181-95, 1998.

ROWE, P. J.; WHITE, M. Three dimensional, lumbar spinal kinematics during gait, following mild musculo-skeletal low back pain in nurses. **Gait & Posture**, v.4, p. 242-51, 1996.

ROZUMALSKI, A. et al. The *in vivo* three-dimensional motion of the human lumbar spine during gait. **Gait & Posture**, v.28, p. 378-84, 2008.

SAUNDERS, S. W. et al. Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode locomotion. **Clinical Biomechanics**, v.20, p. 784-93, 2005.

SELLES, R.W. et al. Disorders in trunk rotation during walking in patients with low back pain: a dynamical systems approach. **Clinical Biomechanics**, v.16, p. 175-81, 2001.

SCHASHE, A. G. et al. The coordinated movement of the lumbo–pelvic–hip complex during running: a literature review. **Gait and Posture**, v.10, p.30-47, 1999.

SCHASHE, A. G. et al. A comparison of overground and treadmill running for measuring the three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-hip complex. **Clinical Biomechanics**, v.16, p.667-80, 2001.

SCHASHE, A. G. et al. Three dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. **Human Movement Science**, v.21, p.273-93, 2002a.

SCHASHE, A. G. et al. Intra-subject repeatability of the three dimensional angular kinematics within the lumbo–pelvic–hip complex during running. **Gait and Posture**, v.15, p.136-45, 2002b.

SCHILLING, N. et al. Evolutionary aspects and muscular properties of the trunk – Implications for human low back pain. **Pathophysiology**, v.12, p.233-42, 2005.

SIMMONDS, M. J. Exercício e atividade para os indivíduos com lombalgia inespecífica. In: AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. **Pesquisas do ACSM para a fisiologia do exercício clínico.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.

SUTHERLAND, D. H. The evolution of clinical gait analysis part I: Kinesiological EMG. **Gait and Posture**, v.14, p.61-70, 2001.

TAYLOR, N. F.; EVANS, O. M.; GOLDIE, P. A. Angular moviments of the lumbar spine and pélvis can be reliably measured after 4 minutes of treadmill walking. **Clinical Biomechanics**, v.11, p. 484-86, 1996.

TEIXEIRA, F. A. **Validação do método flexicurva para avaliação angular da cifose torácica.** 2006. 55f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Faculdade de Educação Física, Universidade Católica de Brasília, Brasília, 2006.

TEIXEIRA, F. A.; CARVALHO, G. A. Confiabilidade e validade das medidas da cifose torácica através do método flexicurva. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.11, n.3, p.199-204, 2007.

TIXA, S. **Atlas de anatomia palpatória do membro inferior: investigação manual de superfície.** São Paulo: Manole, 2000.

------. **Atlas de anatomia palpatória do membro superior: investigação manual de superfície.** São Paulo: Manole, 2000.

VAUGHAN, C. Theories of bipedal walking: an odyssey. **Journal of Biomechanics**, v 36. p. 513-23. 2003.

VOGT, L.; PFEIFER, K.; BANZER, W. Comparison of angular lumbar spine and pelvis kinematics during treadmill and overground locomotion. **Clinical Biomechanics**, v 17. p. 162-65. 2002.

WATERS, R. L., MULROY, S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. Review. **Gait & Posture**, v 9. p. 207-31. 1999.

WHITTLE, M. W. Clinical gait analysis. A Review. **Human Moviment Science**, v 15. p. 369-87. 1996.

WHITTLE, M. W; LEVINE, D. Measurement of lumbar lordosis as a component of clinical gait analysis. **Gait & Posture**, v 5. p. 101-07. 1997.

WHITTLE, M. W; LEVINE, D. Three-dimensional relationships between the movements of the pelvis and lumbar spine during normal gait. **Human Moviment Science**, v 18. p. 681-92. 1999.

WITTIG, D. S. **As adaptações geométricas das curvaturas da coluna vertebral às atividades físicas praticadas.** 2004. 99f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2004.

ANEXOS

ANEXO A – Parecer do comitê de ética em pesquisa

FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

www.fcm.unicamp.br/pesquisa/etica/index.html

CEP, 26/06/07.
(Grupo III)

PARECER CEP: N° 391/2007 (Este n° deve ser citado nas correspondências referente a este projeto).
CAAE: 0301.0.146.000-07

I - IDENTIFICAÇÃO:

PROJETO: **"ANÁLISE CINEMÁTICA DA COLUNA VERTEBRAL EM INDIVÍDUOS COM DOR LOMBAR, DURANTE A LOCOMOÇÃO, ANTES E APÓS INTERVENÇÃO FISIOTERAPÊUTICA".**
PESQUISADOR RESPONSÁVEL: Marcelo Costa de Paula.
INSTITUIÇÃO: Faculdade de Educação Física / UNICAMP.
APRESENTAÇÃO AO CEP: 11/06/2007
APRESENTAR RELATÓRIO EM: 26/06/08 (O formulário encontra-se no *site* acima).

II - OBJETIVOS

Analisar a cinemática da coluna vertebral de sujeitos lombalgicos durante a marcha e a corrida (trote) antes e após o tratamento fisioterapêutico.

III - SUMÁRIO

Estudo de Coorte prospectivo quantitativo mediante a detecção e caracterização das curvaturas geométricas da coluna vertebral de sujeitos com dor lombar, antes e após o tratamento fisioterapêutico, durante a locomoção. Critérios de inclusão e exclusão estão claros, o tamanho amostral parece pequeno, mas se justifica para adequação da metodologia. Metodologia adequada e importância significativa do trabalho.

IV - COMENTÁRIOS DOS RELATORES

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido é adequado, as orientações ao paciente, o tempo de duração do experimento devem ser bem explicados. Trabalho bem estruturado e de grande importância para o estudo da movimentação e acomodação dos músculos envolvidos nos casos de dor. A filmagem e a adaptação dos dados para o sistema computadorizado para que sejam geradas as curvas de movimentação da coluna irá propiciar uma boa fonte de dados.

V - PARECER DO CEP

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP, após acatar os pareceres dos membros-relatores previamente designados para o presente caso e atendendo todos os dispositivos das Resoluções 196/96 e complementares, resolve aprovar sem restrições o Protocolo de Pesquisa, bem como ter aprovado o Termo do Consentimento Livre e Esclarecido, assim como todos os anexos incluídos na Pesquisa supracitada.

Comitê de Ética em Pesquisa - UNICAMP
Rua: Tessália Vieira de Camargo, 126
Caixa Postal 6111
13084-971 Campinas – SP

FONE (019) 3521-8936
FAX (019) 3521-7187
cep@fcm.unicamp.br

FACULDADE DE CIÊNCIAS MEDICAS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

www.fcm.unicamp.br/pesquisa/etica/index.html

O conteúdo e as conclusões aqui apresentados são de responsabilidade exclusiva do CEP/FCM/UNICAMP e não representam a opinião da Universidade Estadual de Campinas nem a comprometem.

VI - INFORMAÇÕES COMPLEMENTARES

O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 – Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).

Pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.1.z), exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade do regime oferecido a um dos grupos de pesquisa (Item V.3.).

O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4.). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projeto do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, Item III.2.e)

Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, de acordo com os prazos estabelecidos na Resolução CNS-MS 196/96.

VII - DATA DA REUNIÃO

Homologado na VI Reunião Ordinária do CEP/FCM, em 26 de junho de 2007.

Profa. Dra. Carmen Silvia Bertuzzo
PRESIDENTE DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FCM / UNICAMP

Comitê de Ética em Pesquisa - UNICAMP
Rua: Tessália Vieira de Camargo, 126
Caixa Postal 6111
13084-971 Campinas – SP

FONE (019) 3521-8936
FAX (019) 3521-7187
cep@fcm.unicamp.br

APÊNDICES

APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido

Análise comparativa das características cinemáticas da coluna vertebral durante a marcha e a corrida.

Pesquisador Responsável (Pós-Graduando): Marcelo Costa de Paula

Orientador: Prof. Dr. René Brenzikofer

Local da Avaliação: Laboratório de Instrumentação para Biomecânica
Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas/ SP

Eu,_____,____anos de idade, RG_____, voluntariamente concordo em participar do projeto acima mencionado como será detalhado a seguir. É de meu inteiro conhecimento que este projeto será desenvolvido em caráter de pesquisa científica e objetiva estudar as alterações na curva da coluna vertebral de sujeitos saudáveis durante a locomoção. Esta pesquisa poderá vir a contribuir para o melhor entendimento acerca das diferenças entre o comportamento da coluna vertebral durante a marcha e a corrida. Submeter-me-ei a uma avaliação antropométrica e uma análise biomecânica por videogrametria. Os procedimentos serão de caráter não invasivo (sem a utilização de drogas medicamentosas e procedimentos que provocam incisão da pele ou inserção de instrumentos no corpo), devo trajar roupa de banho (sunga e touca) e constará das seguintes etapas: 1) Fixação de adesivos analérgicos sobre minha pele, no dorso e membros inferiores; 2) A sessão de filmagem terá um período total de 10 minutos, divididos em: 4 de aquecimento e 6 minutos de protocolo de avaliação. O protocolo consiste de caminhada a 1.2, 1.5, 1.8 [m/s] e corrida (trote) a 2.2, 2.6, e 3.0 [m/s] numa esteira com velocidade regulada. Estou ciente de que poderei interromper o teste e/ou a participação na pesquisa a qualquer momento sem necessidade de me justificar. Estou ciente também que não terei despesa alguma devido à participação neste estudo. As imagens e informações obtidas durante as avaliações laboratoriais serão mantidas em sigilo e, não poderão ser consultadas por pessoas leigas, sem a minha devida autorização. No entanto estas informações, assim obtidas, poderão ser usadas para fins de publicação de trabalhos, desde que minha privacidade seja sempre resguardada, contribuindo assim para a pesquisa científica. Li e entendi as informações precedentes, bem como eu e os responsáveis pelo projeto já discutimos todos os riscos e benefícios decorrentes destas. Estou ciente, também, que qualquer dúvida sobre a pesquisa poderá ser esclarecida em qualquer momento da mesma e que uma cópia deste termo será entregue a mim.

_____
Voluntário

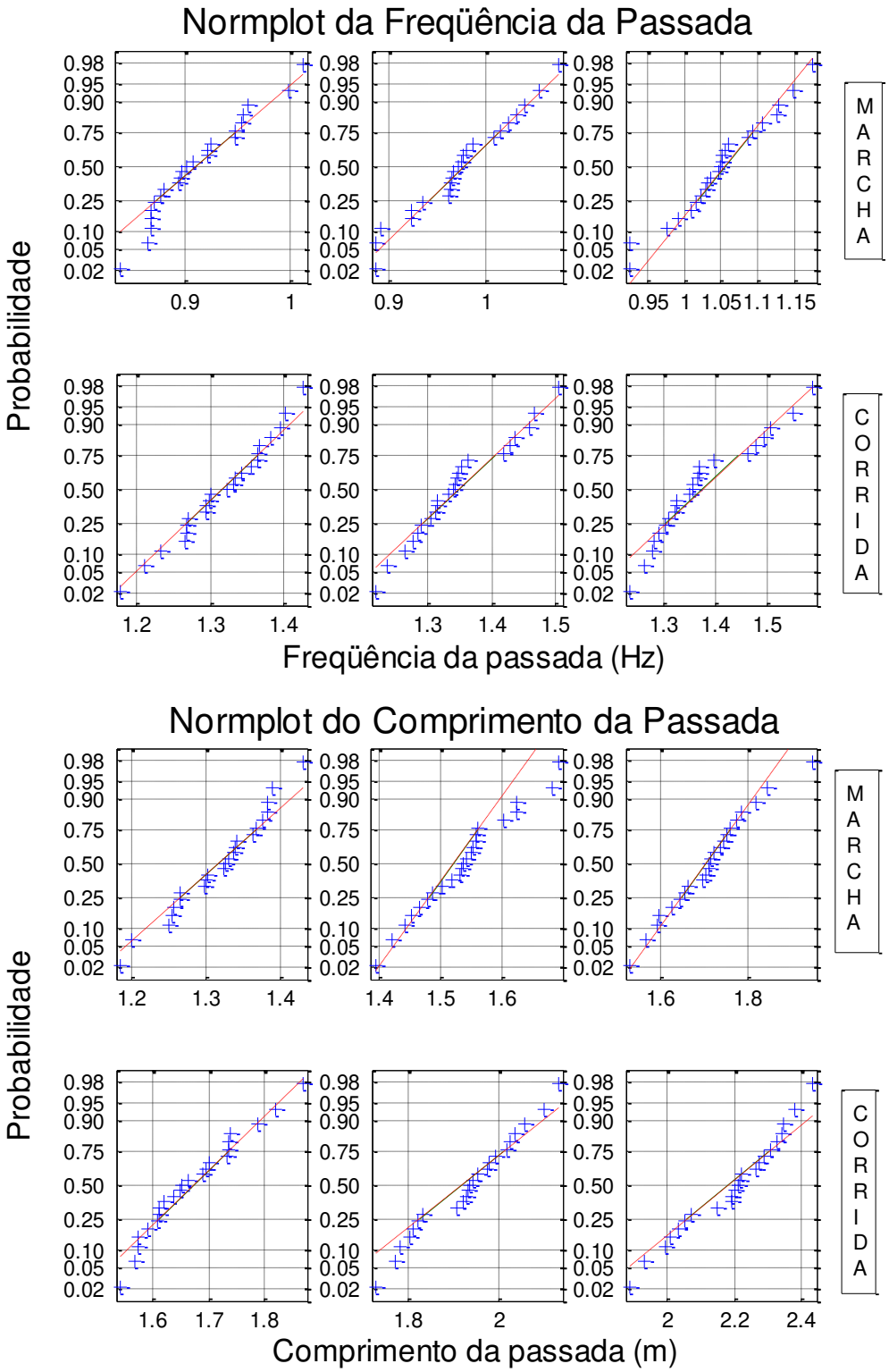
_____ _____
Marcelo Costa de Paula — Pós-graduando
Prof. Dr. René Brenzikofer — Orientador

Os responsáveis pelo projeto podem ser encontrados no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da FEF/UNICAMP cujo telefone é (19) 3521-6626 ou pelo e-mail: mdepaula@pop.com.br. Para o esclarecimento de qualquer dúvida ou apresentar alguma reclamação procurar o Comitê de Ética através do telefone (19) 3521-8936, pelo e-mail: cp@fcm.unicamp.br ou ainda através do endereço: Faculdade de Ciências Médicas, Rua: Tessália Vieira de Camargo, 126 Cidade Universitária, Campinas - SP - CEP: 13083-970 Cx. Postal: 611.

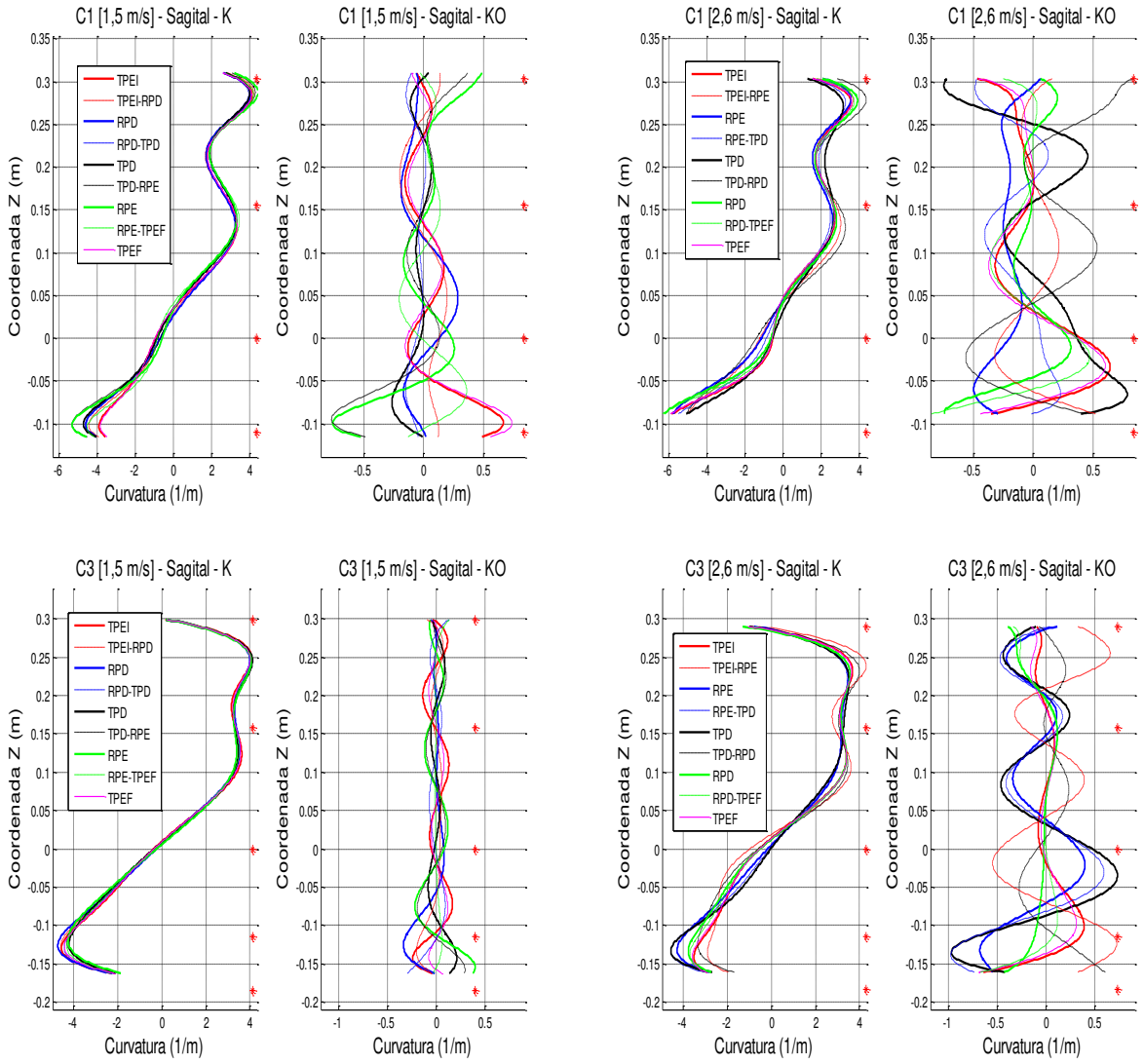
APÊNDICE B – Valores médios de comprimento (cp) e freqüência da passada (f) de cada voluntário com a respectiva média e desvio padrão do grupo.

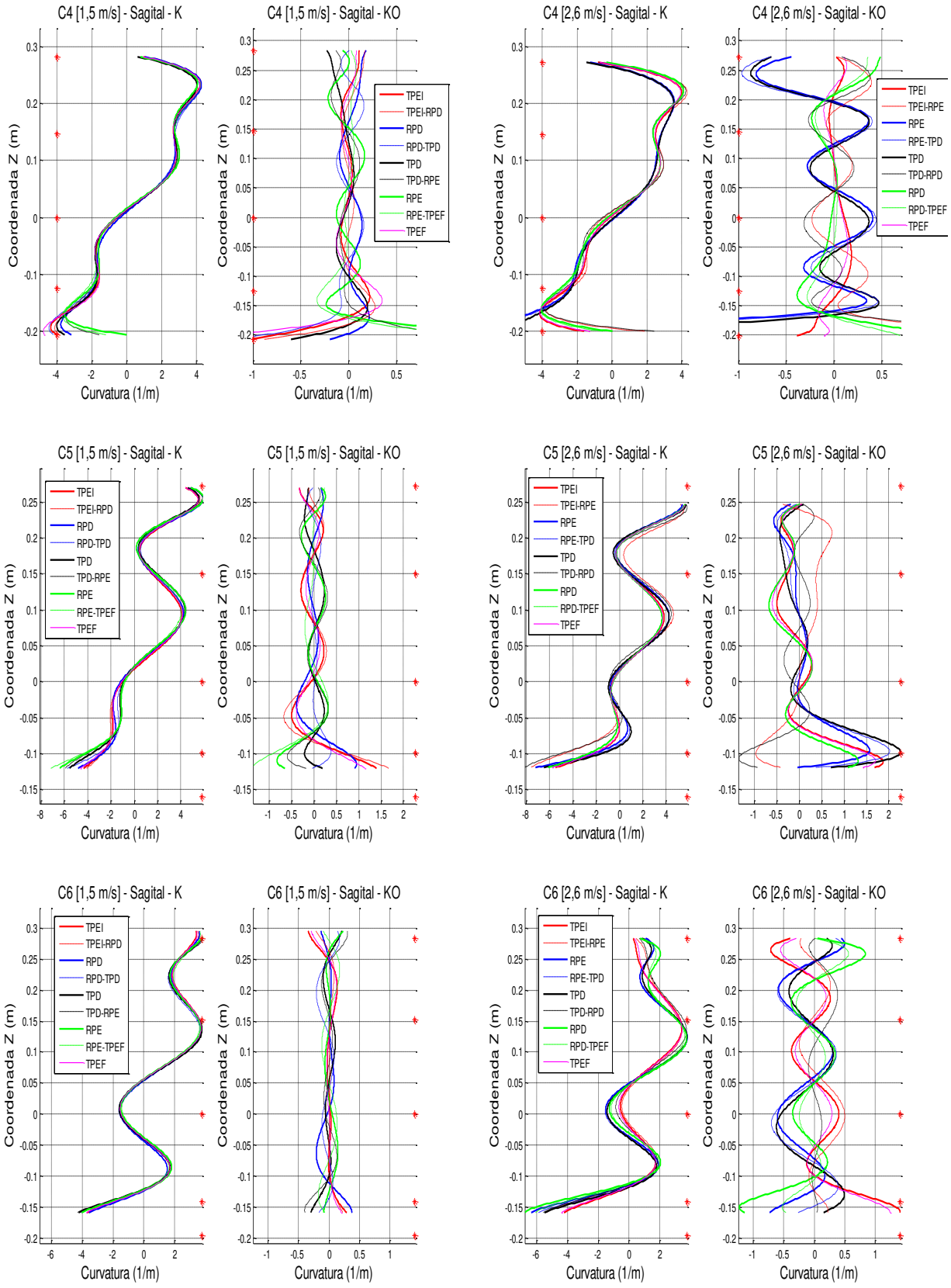
	VELOCIDADES (m/s)											
Sujeitos	*1,2*		*1,5*		*1,8*		*2,2*		*2,6*		*3,0*	
	cp (m)	**f (Hz)**	**cp (m)**	**f (Hz)**	**cp (m)**	**f (Hz)**	**cp (m)**	**f (Hz)**	**cp (m)**	**f (Hz)**	**cp (m)**	**f (Hz)**
C1	1,30	0,93	1,52	0,99	1,70	1,06	1,74	1,27	1,98	1,31	2,29	1,31
C2	1,27	0,95	1,45	1,03	1,60	1,13	1,54	1,43	1,73	1,50	1,89	1,59
C3	1,38	0,87	1,60	0,93	1,77	1,02	1,74	1,27	2,04	1,28	2,34	1,28
C4	1,19	1,01	1,40	1,07	1,53	1,17	1,58	1,40	1,78	1,46	1,99	1,51
C5	1,20	1,00	1,42	1,06	1,60	1,13	1,61	1,36	1,81	1,44	2,01	1,49
C6	1,36	0,88	1,63	0,92	1,84	0,98	1,73	1,27	2,02	1,29	2,32	1,29
C7	1,27	0,95	1,47	1,02	1,63	1,11	1,59	1,38	1,82	1,43	2,03	1,48
C8	1,34	0,89	1,56	0,96	1,76	1,02	1,82	1,21	2,06	1,26	2,35	1,28
C9	1,39	0,86	1,68	0,89	1,75	1,03	1,69	1,30	1,99	1,30	2,27	1,32
C10	1,33	0,87	1,50	0,89	1,66	0,93	1,57	1,29	1,80	1,32	2,07	1,33
C11	1,38	0,87	1,69	0,89	1,94	0,93	1,70	1,29	1,98	1,32	2,26	1,33
C12	1,32	0,91	1,54	0,97	1,71	1,05	1,57	1,40	1,77	1,47	1,93	1,55
C13	1,26	0,96	1,49	1,01	1,65	1,09	1,66	1,32	1,93	1,35	2,19	1,37
C14	1,25	0,96	1,48	1,01	1,66	1,09	1,70	1,30	1,93	1,35	2,15	1,40
C15	1,30	0,92	1,55	0,97	1,75	1,03	1,61	1,37	1,95	1,33	2,21	1,35
C16	1,30	0,92	1,55	0,96	1,72	1,05	1,74	1,27	2,03	1,28	2,31	1,30
C17	1,26	0,95	1,44	1,04	1,57	1,15	1,62	1,36	1,83	1,42	2,05	1,46
C18	1,33	0,90	1,54	0,98	1,72	1,05	1,61	1,36	1,91	1,36	2,19	1,37
C19	1,37	0,88	1,54	0,97	1,70	1,06	1,64	1,34	1,92	1,35	2,20	1,36
C20	1,34	0,90	1,53	0,98	1,71	1,05	1,79	1,23	2,10	1,24	2,38	1,26
C21	1,43	0,84	1,63	0,92	1,82	0,99	1,87	1,18	2,13	1,22	2,43	1,23
C22	1,38	0,87	1,56	0,96	1,74	1,04	1,65	1,33	1,94	1,34	2,21	1,36
C23	1,34	0,90	1,56	0,96	1,78	1,01	1,65	1,33	1,94	1,34	2,22	1,35
Média	1,32	0,91	1,54	0,97	1,71	1,05	1,67	1,32	1,93	1,35	2,19	1,38
(DP)	(0,06)	(0,05)	(0,08)	(0,05)	(0,09)	(0,06)	(0,09)	(0,06)	(0,11)	(0,08)	(0,15)	(0,10)

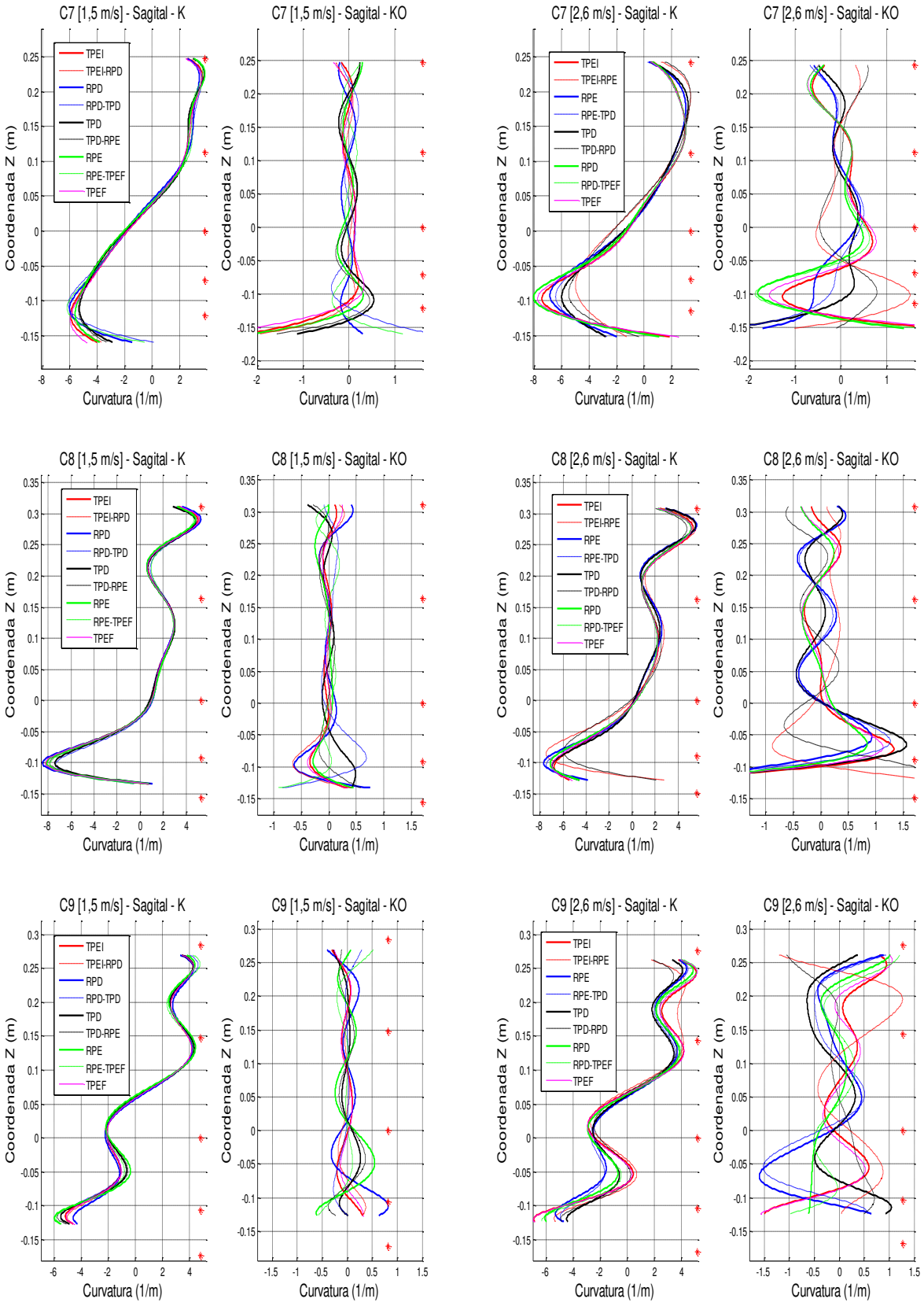
APÊNDICE C – Teste de normalidade para os valores médios de comprimento e freqüência da passada de todos os voluntários, em cada velocidade.

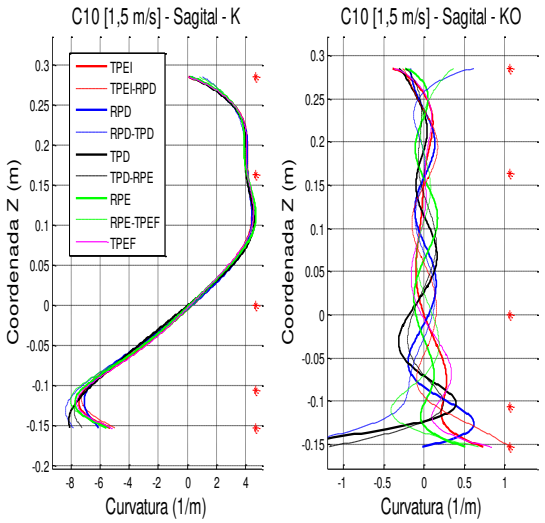


APÊNDICE D – Curvatura geométrica e componente oscilatório da coluna vertebral, nas velocidades de 1,5 e 2,6 m/s, no plano sagital e nos instantes selecionados.

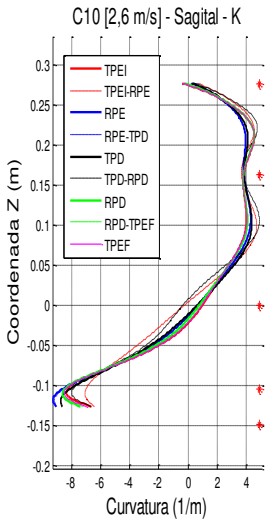


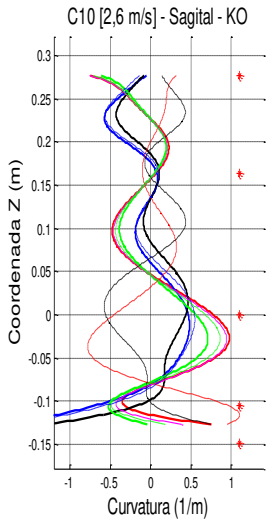

C4 [1,5 m/s] - Sagital - K
C4 [1,5 m/s] - Sagital - KO
C4 [2,6 m/s] - Sagital - K
C4 [2,6 m/s] - Sagital - KO
C5 [1,5 m/s] - Sagital - K
C5 [1,5 m/s] - Sagital - KO
C5 [2,6 m/s] - Sagital - K
C5 [2,6 m/s] - Sagital - KO
C6 [1,5 m/s] - Sagital - K
C6 [1,5 m/s] - Sagital - KO
C6 [2,6 m/s] - Sagital - K
C6 [2,6 m/s] - Sagital - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
TPEI
TPEI-RPD
TPEI-RPE
RPD
RPE
RPD-TPD
RPE-TPD
TPD
TPD-RPE
TPD-RPD
RPE
RPD
RPE-TPEF
RPD-TPEF
TPEF

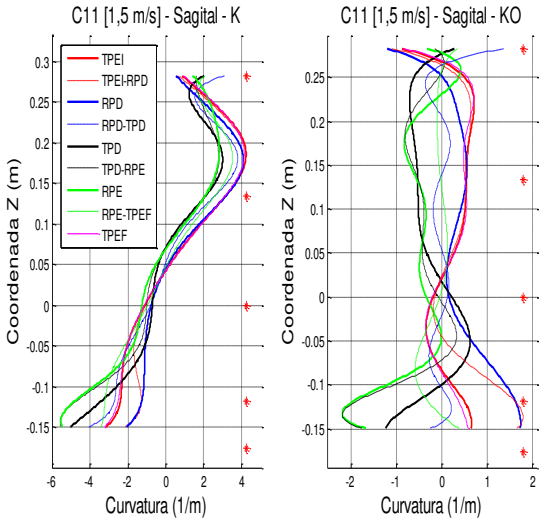

C7 [1,5 m/s] - Sagital - K
C7 [1,5 m/s] - Sagital - KO
C7 [2,6 m/s] - Sagital - K
C7 [2,6 m/s] - Sagital - KO
C8 [1,5 m/s] - Sagital - K
C8 [1,5 m/s] - Sagital - KO
C8 [2,6 m/s] - Sagital - K
C8 [2,6 m/s] - Sagital - KO
C9 [1,5 m/s] - Sagital - K
C9 [1,5 m/s] - Sagital - KO
C9 [2,6 m/s] - Sagital - K
C9 [2,6 m/s] - Sagital - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
TPEI
TPEI-RPD
RPD
RPD-TPD
TPD
TPD-RPE
RPE
RPE-TPEF
TPEF
TPEI-RPE
RPE-TPD
TPD-RPD
RPD-TPEF


C10 [1,5 m/s] - Sagital - K
TPEI
TPEI-RPD
RPD
RPD-TPD
TPD
TPD-RPE
RPE
RPE-TPEF
TPEF
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

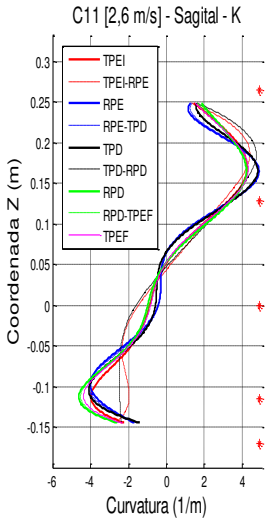
C10 [1,5 m/s] - Sagital - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

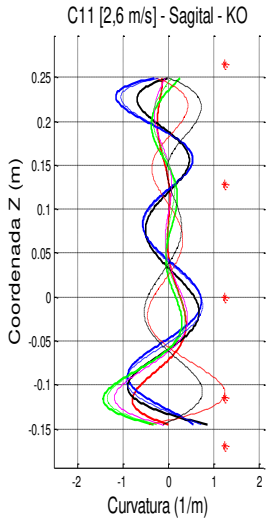

C10 [2,6 m/s] - Sagital - K
TPEI
TPEI-RPE
RPE
RPE-TPD
TPD
TPD-RPD
RPD
RPD-TPEF
TPEF
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

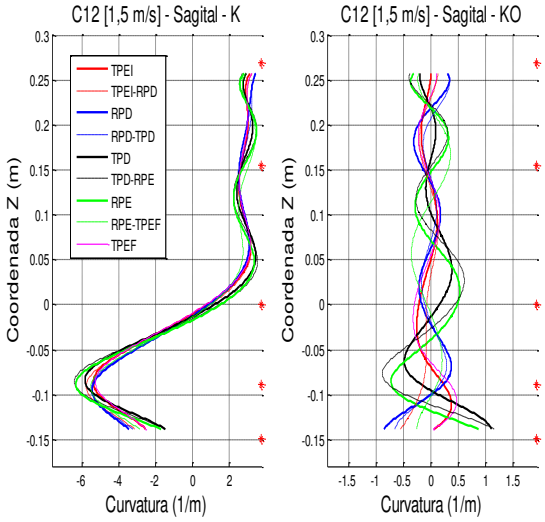

C10 [2,6 m/s] - Sagital - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)


C11 [1,5 m/s] - Sagital - K
TPEI
TPEI-RPD
RPD
RPD-TPD
TPD
TPD-RPE
RPE
RPE-TPEF
TPEF
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

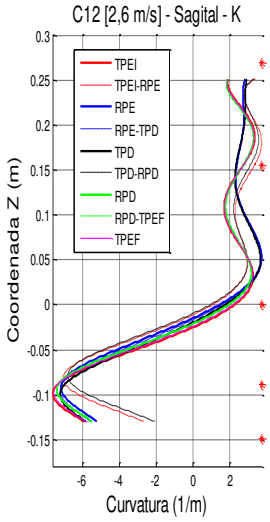
C11 [1,5 m/s] - Sagital - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

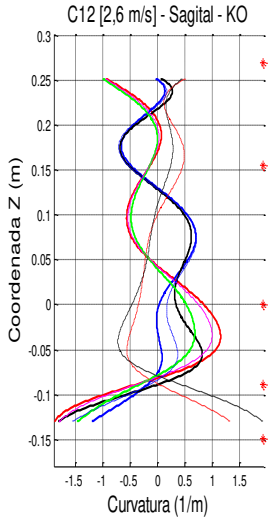

C11 [2,6 m/s] - Sagital - K
TPEI
TPEI-RPE
RPE
RPE-TPD
TPD
TPD-RPD
RPD
RPD-TPEF
TPEF
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

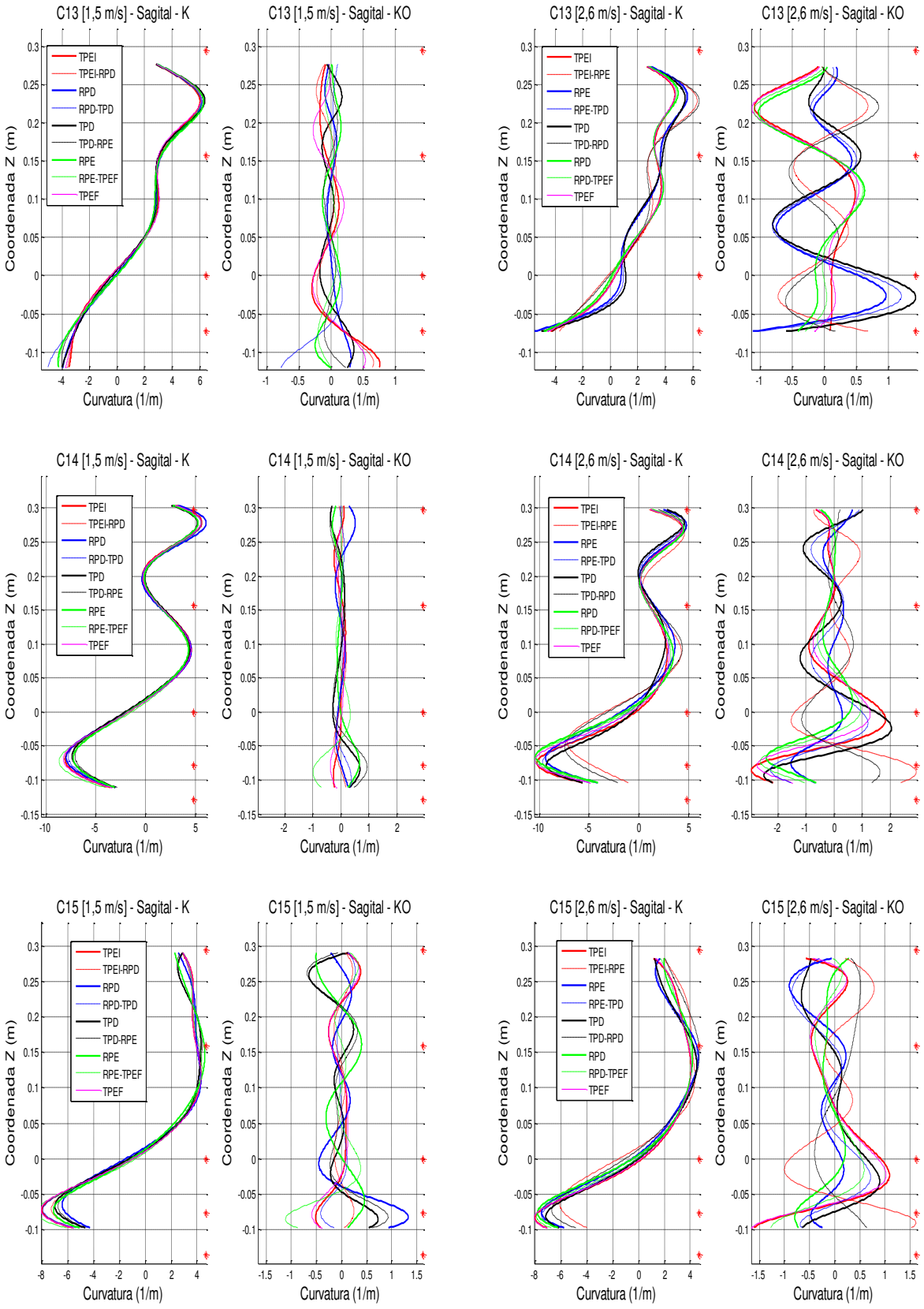

C11 [2,6 m/s] - Sagital - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

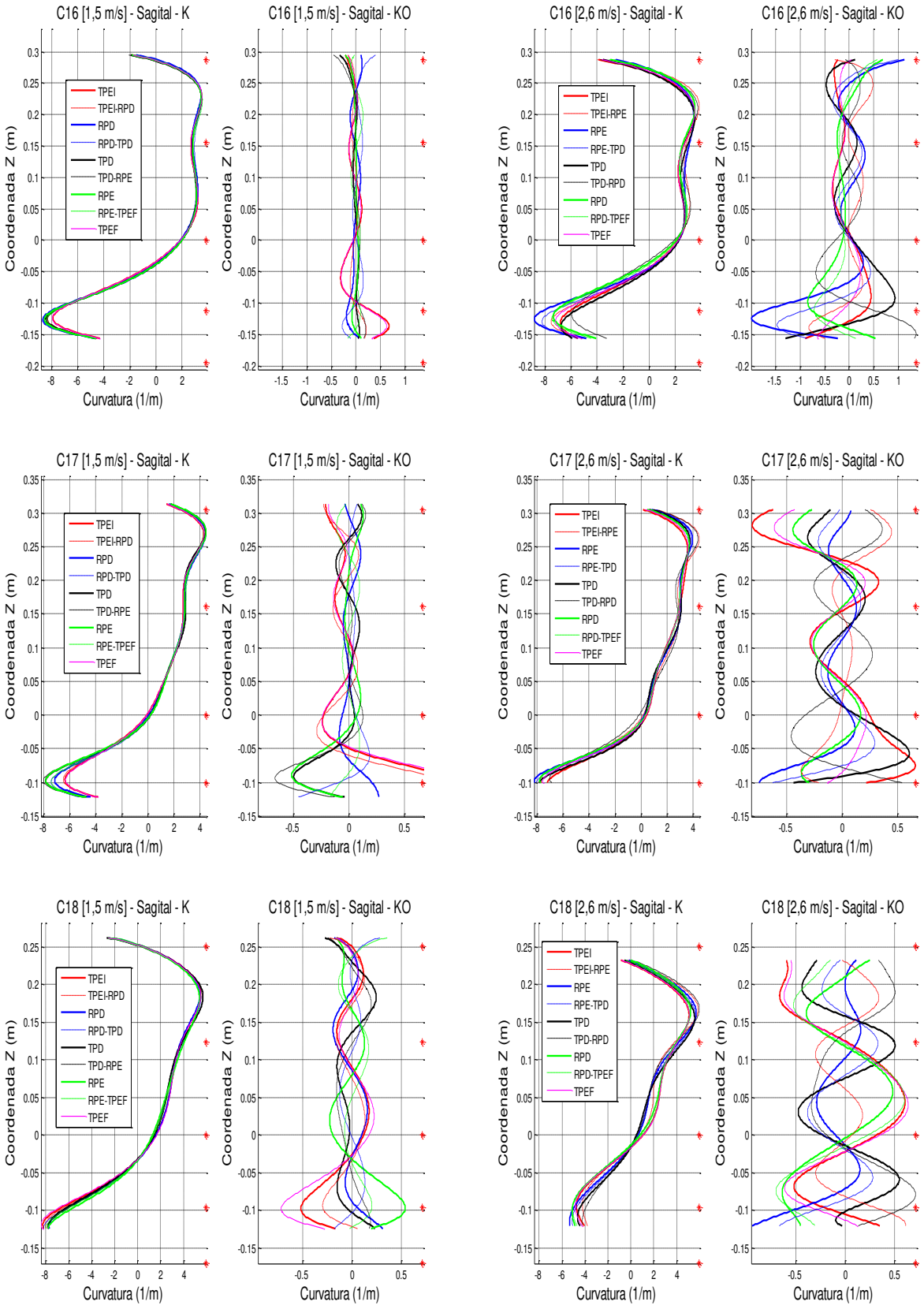

C12 [1,5 m/s] - Sagital - K
TPEI
TPEI-RPD
RPD
RPD-TPD
TPD
TPD-RPE
RPE
RPE-TPEF
TPEF
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

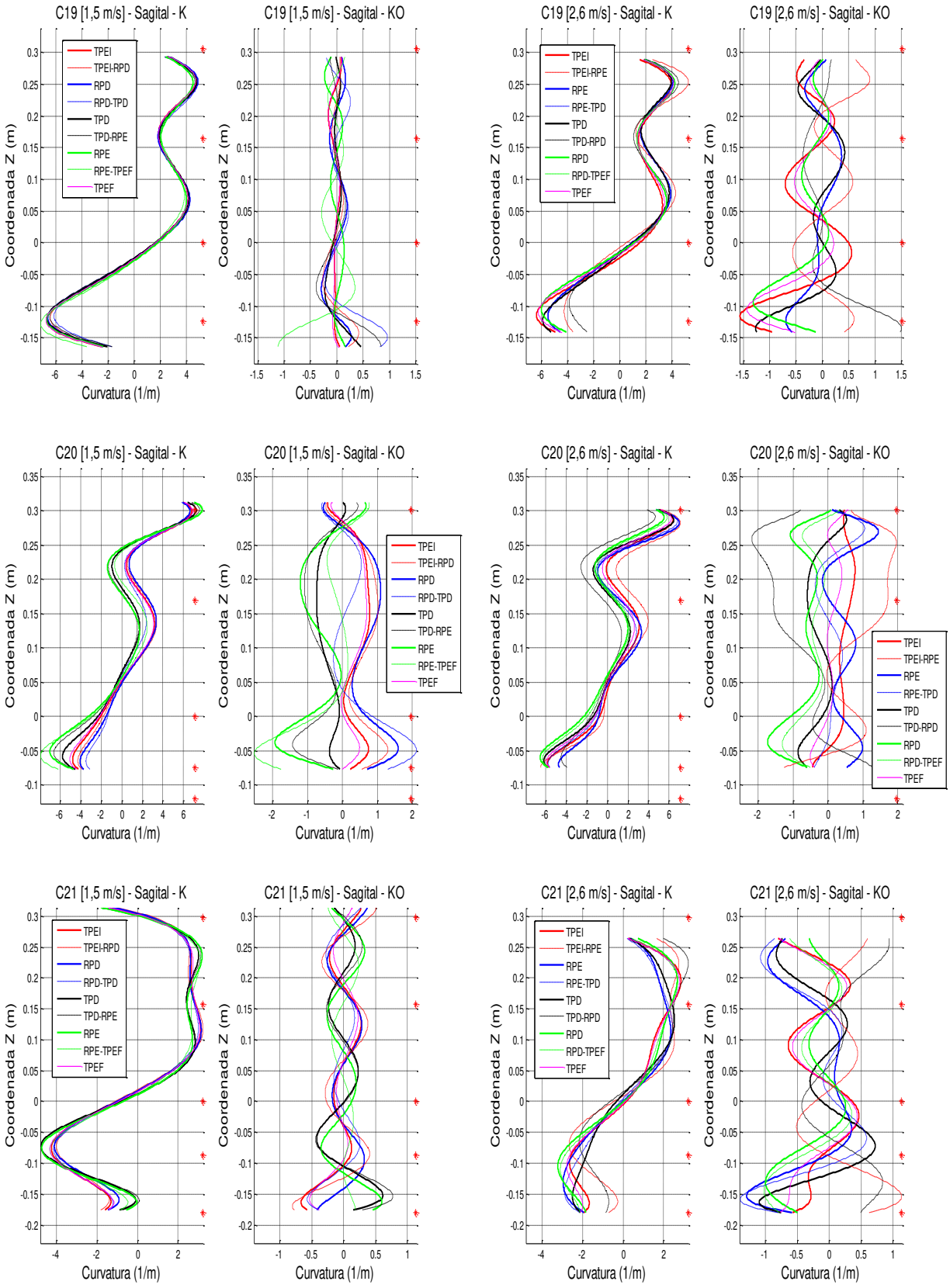
C12 [1,5 m/s] - Sagital - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

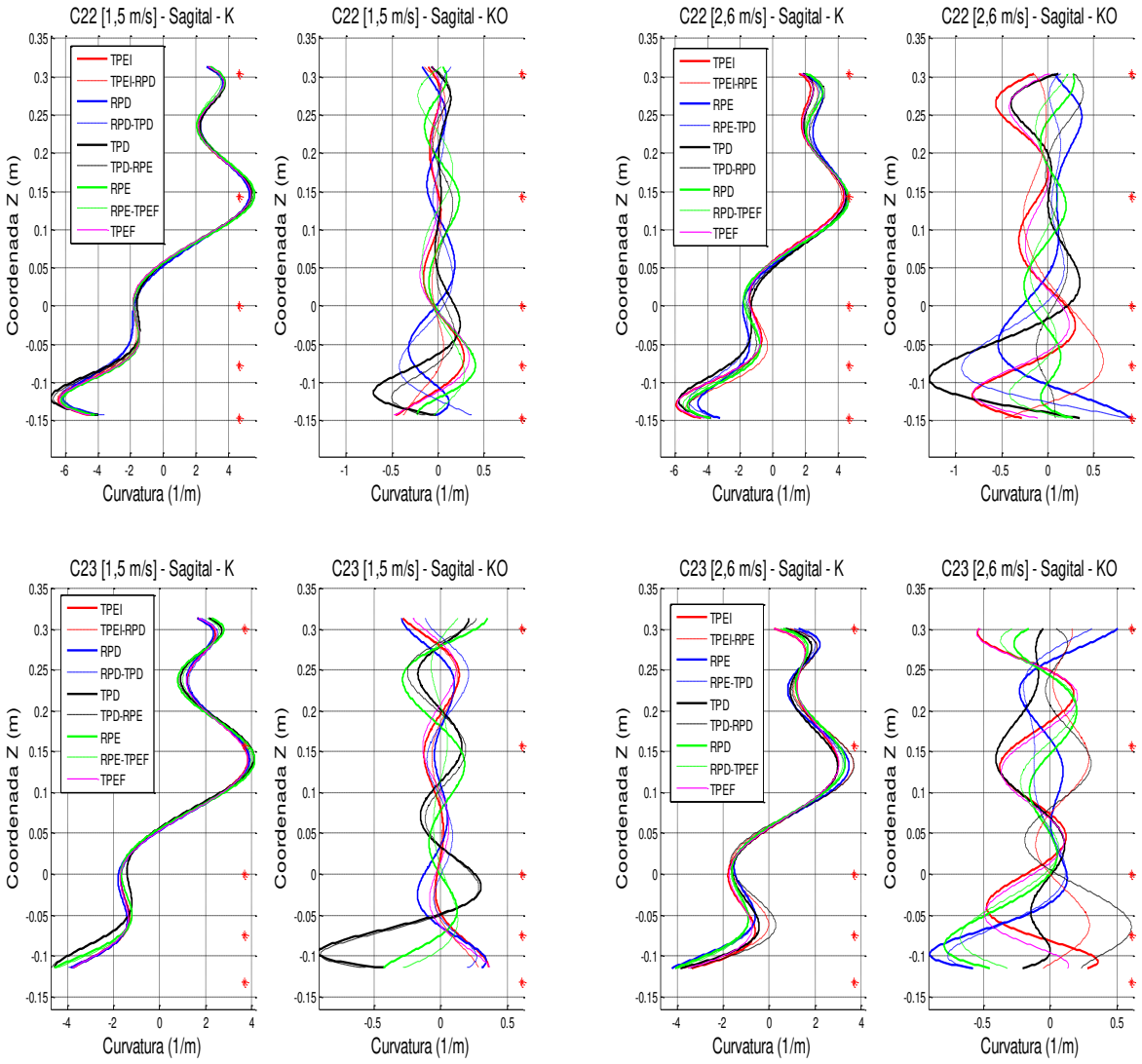

C12 [2,6 m/s] - Sagital - K
TPEI
TPEI-RPE
RPE
RPE-TPD
TPD
TPD-RPD
RPD
RPD-TPEF
TPEF
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)


C12 [2,6 m/s] - Sagital - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

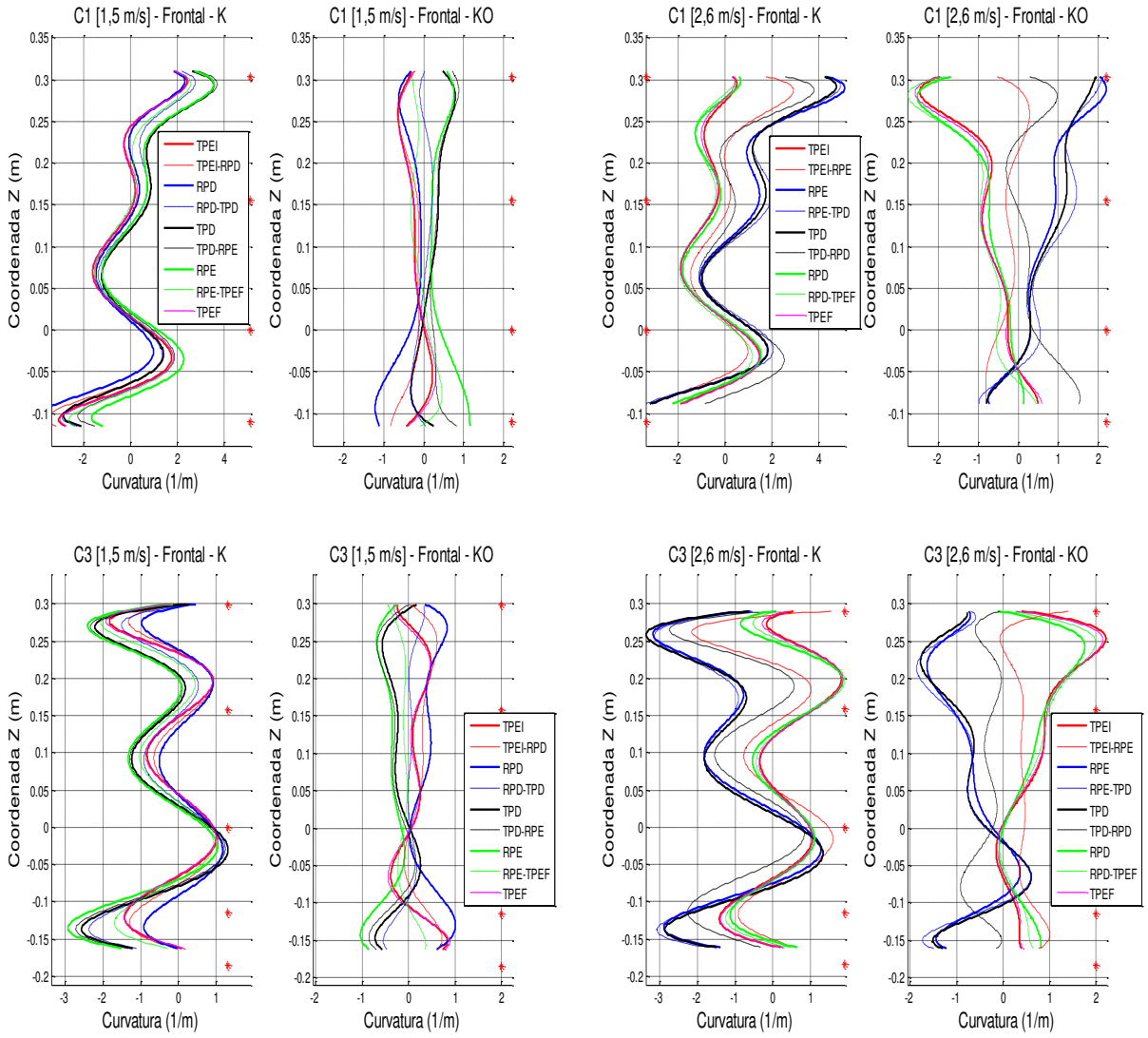

C13 [1,5 m/s] - Sagital - K
C13 [1,5 m/s] - Sagital - KO
C13 [2,6 m/s] - Sagital - K
C13 [2,6 m/s] - Sagital - KO
C14 [1,5 m/s] - Sagital - K
C14 [1,5 m/s] - Sagital - KO
C14 [2,6 m/s] - Sagital - K
C14 [2,6 m/s] - Sagital - KO
C15 [1,5 m/s] - Sagital - K
C15 [1,5 m/s] - Sagital - KO
C15 [2,6 m/s] - Sagital - K
C15 [2,6 m/s] - Sagital - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
TPEI
TPEI-RPD
RPD
RPD-TPD
TPD
TPD-RPE
RPE
RPE-TPEF
TPEF
TPEI
TPEI-RPE
RPE
RPE-TPD
TPD
TPD-RPD
RPD
RPD-TPEF
TPEF

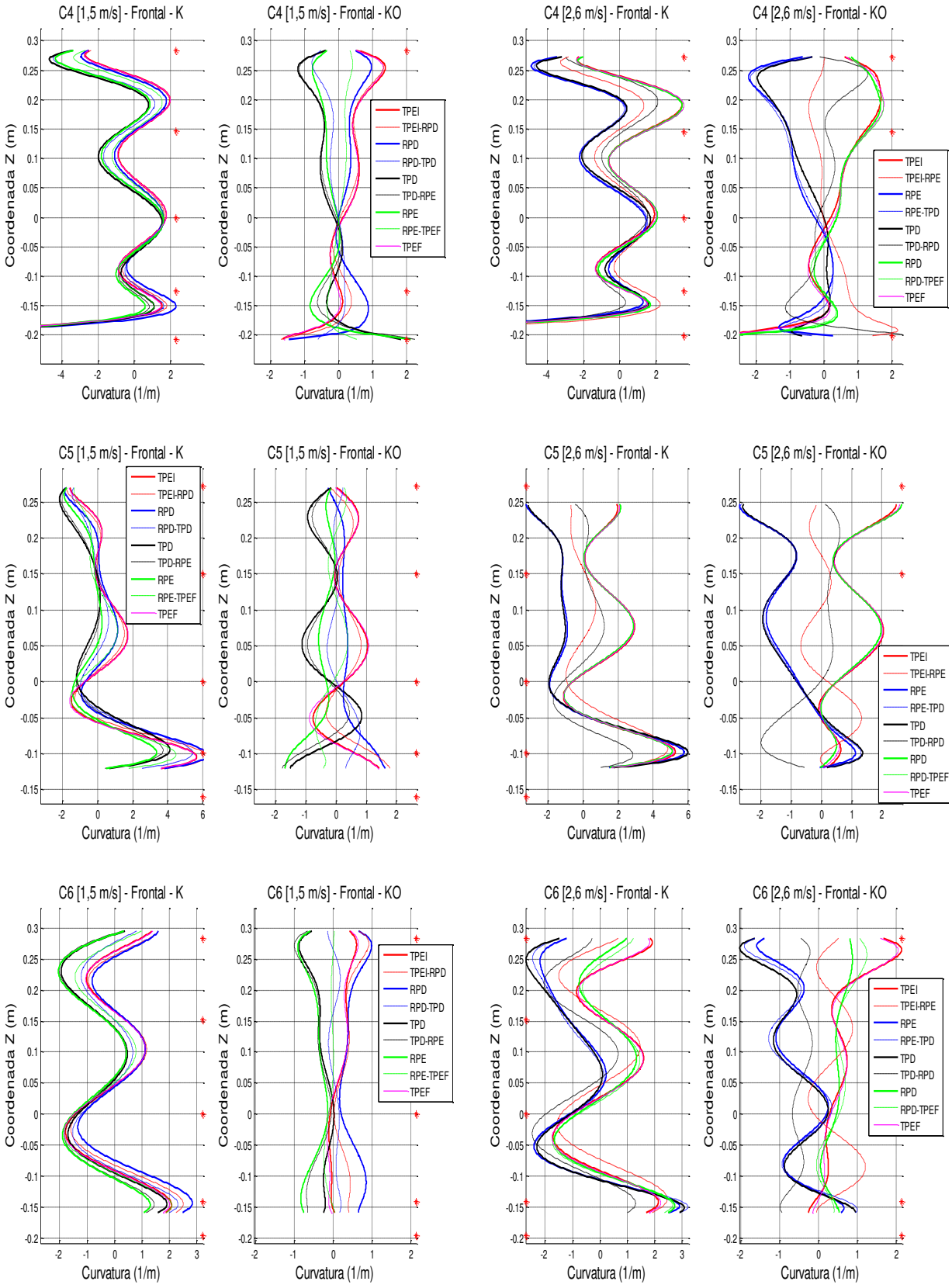

C16 [1,5 m/s] - Sagital - K
C16 [1,5 m/s] - Sagital - KO
C16 [2,6 m/s] - Sagital - K
C16 [2,6 m/s] - Sagital - KO
C17 [1,5 m/s] - Sagital - K
C17 [1,5 m/s] - Sagital - KO
C17 [2,6 m/s] - Sagital - K
C17 [2,6 m/s] - Sagital - KO
C18 [1,5 m/s] - Sagital - K
C18 [1,5 m/s] - Sagital - KO
C18 [2,6 m/s] - Sagital - K
C18 [2,6 m/s] - Sagital - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
TPEI
TPEI-RPD
RPD
RPD-TPD
TPD
TPD-RPE
RPE
RPE-TPEF
TPEF
TPEI
TPEI-RPE
RPE
RPE-TPD
TPD
TPD-RPD
RPD
RPD-TPEF
TPEF

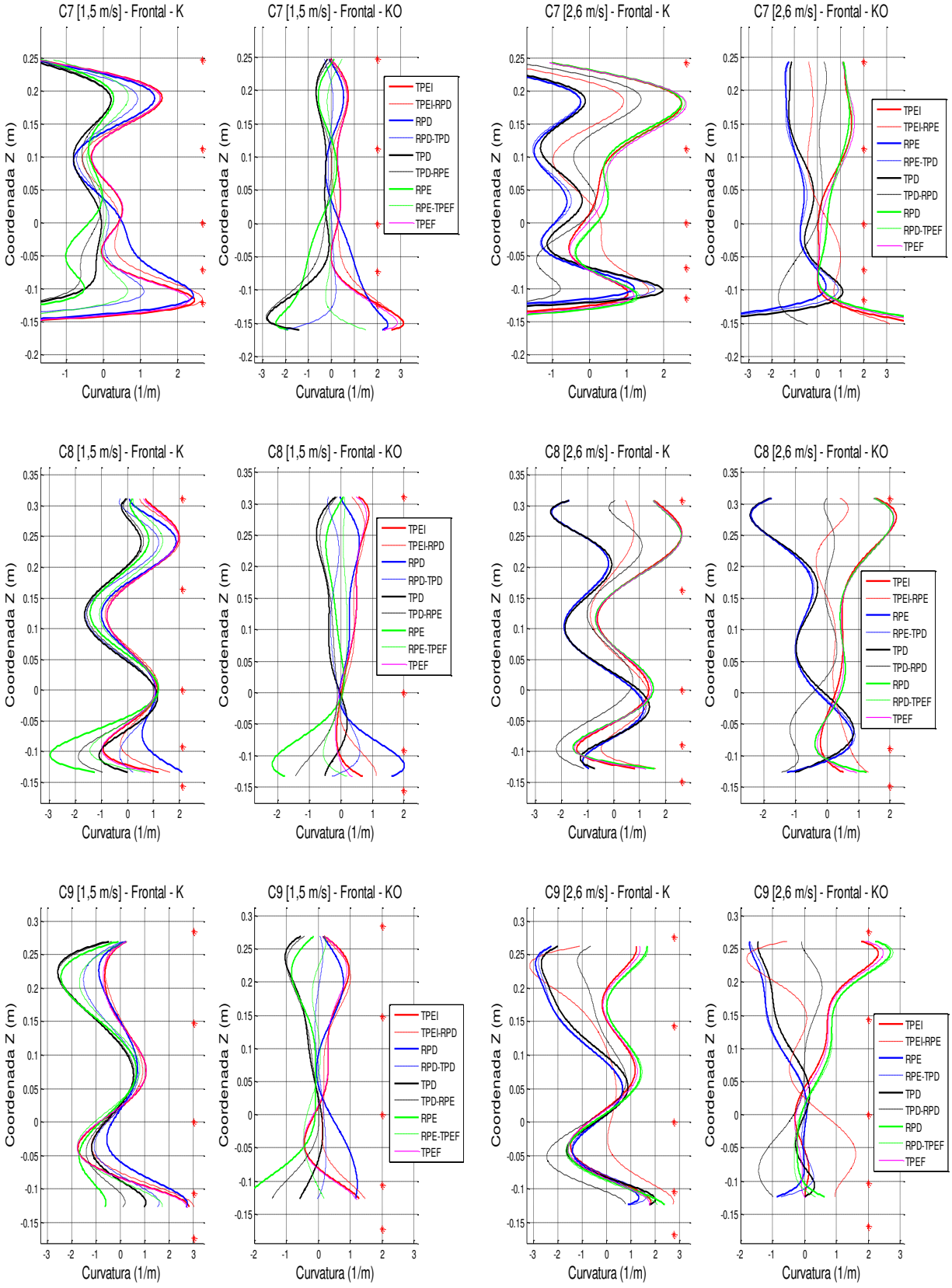

C19 [1,5 m/s] - Sagital - K
C19 [1,5 m/s] - Sagital - KO
C19 [2,6 m/s] - Sagital - K
C19 [2,6 m/s] - Sagital - KO
C20 [1,5 m/s] - Sagital - K
C20 [1,5 m/s] - Sagital - KO
C20 [2,6 m/s] - Sagital - K
C20 [2,6 m/s] - Sagital - KO
C21 [1,5 m/s] - Sagital - K
C21 [1,5 m/s] - Sagital - KO
C21 [2,6 m/s] - Sagital - K
C21 [2,6 m/s] - Sagital - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
TPEI
TPEI-RPD
RPD
RPD-TPD
TPD
TPD-RPE
RPE
RPE-TPEF
TPEF
TPEI-RPE
RPE-TPD
RPD-TPEF

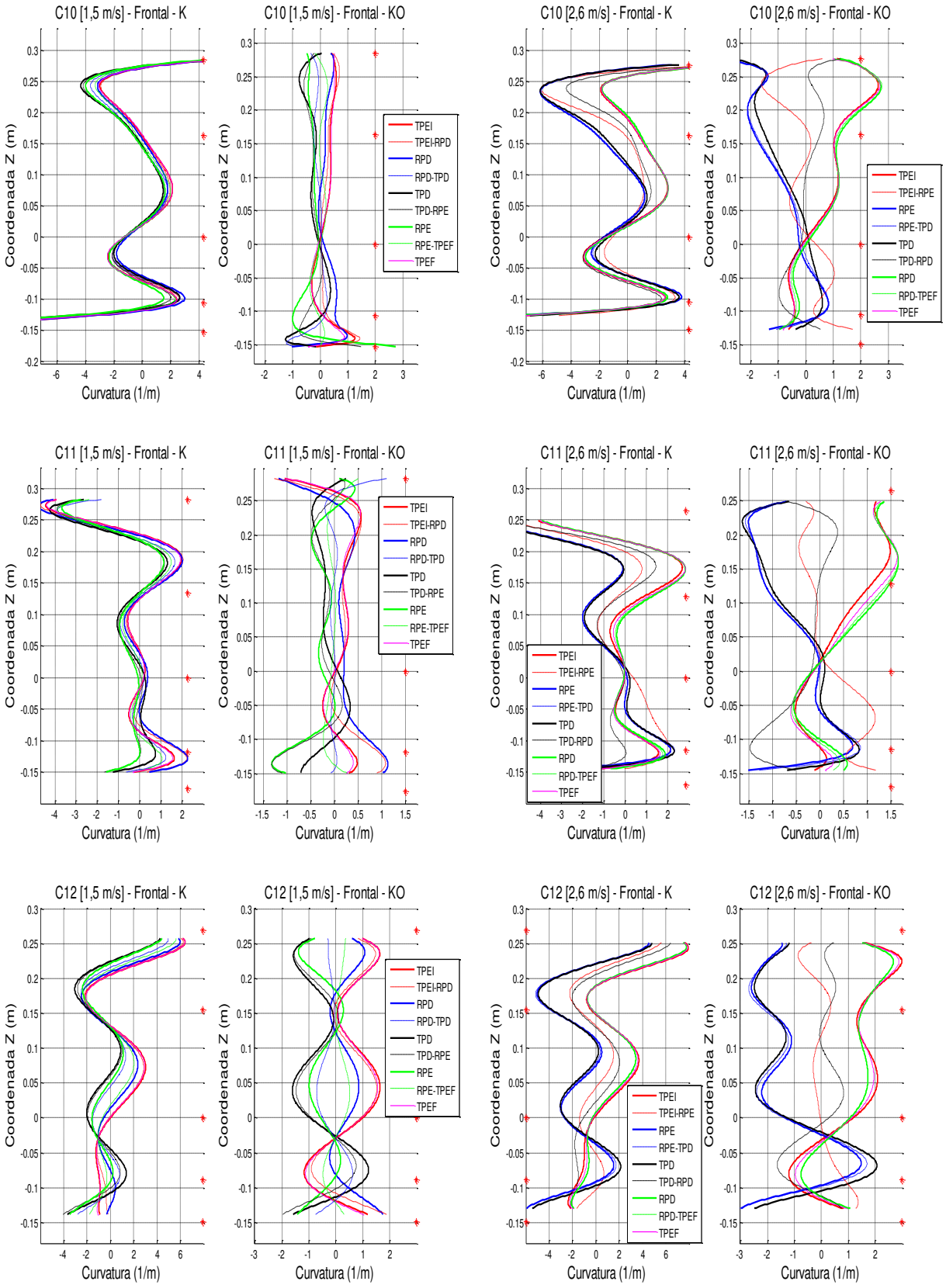

C22 [1,5 m/s] - Sagital - K
C22 [1,5 m/s] - Sagital - KO
C22 [2,6 m/s] - Sagital - K
C22 [2,6 m/s] - Sagital - KO
C23 [1,5 m/s] - Sagital - K
C23 [1,5 m/s] - Sagital - KO
C23 [2,6 m/s] - Sagital - K
C23 [2,6 m/s] - Sagital - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
TPEI
TPEI-RPD
RPD
RPD-TPD
TPD
TPD-RPE
RPE
RPE-TPEF
TPEF
TPEI-RPE
RPE-TPD
TPD-RPD
RPD-TPEF

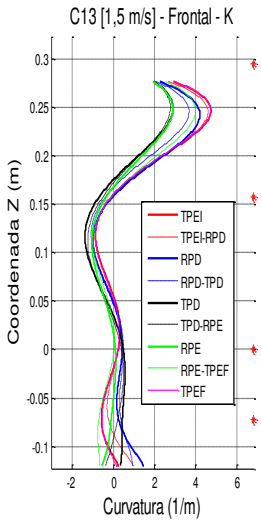
APÊNDICE E – Curvatura geométrica e componente oscilatório da coluna vertebral, nas velocidades de 1,5 e 2,6 m/s, no plano frontal e nos instantes selecionados.

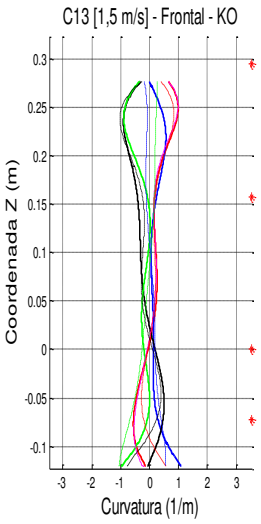


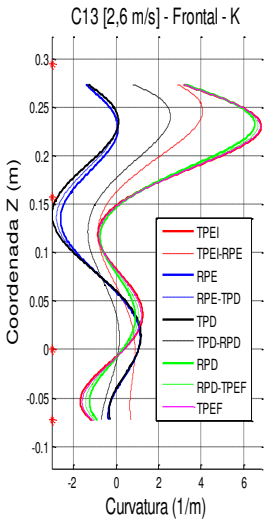

C4 [1,5 m/s] - Frontal - K
C4 [1,5 m/s] - Frontal - KO
C4 [2,6 m/s] - Frontal - K
C4 [2,6 m/s] - Frontal - KO
C5 [1,5 m/s] - Frontal - K
C5 [1,5 m/s] - Frontal - KO
C5 [2,6 m/s] - Frontal - K
C5 [2,6 m/s] - Frontal - KO
C6 [1,5 m/s] - Frontal - K
C6 [1,5 m/s] - Frontal - KO
C6 [2,6 m/s] - Frontal - K
C6 [2,6 m/s] - Frontal - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
TPEI
TPEI-RPD
RPD
RPD-TPD
TPD
TPD-RPE
RPE
RPE-TPEF
TPEF
TPEI
TPEI-RPE
RPE
RPE-TPD
TPD
TPD-RPD
RPD
RPD-TPEF
TPEF

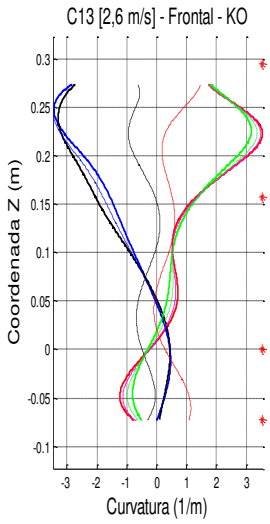

C7 [1,5 m/s] - Frontal - K
C7 [1,5 m/s] - Frontal - KO
C7 [2,6 m/s] - Frontal - K
C7 [2,6 m/s] - Frontal - KO
C8 [1,5 m/s] - Frontal - K
C8 [1,5 m/s] - Frontal - KO
C8 [2,6 m/s] - Frontal - K
C8 [2,6 m/s] - Frontal - KO
C9 [1,5 m/s] - Frontal - K
C9 [1,5 m/s] - Frontal - KO
C9 [2,6 m/s] - Frontal - K
C9 [2,6 m/s] - Frontal - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
TPEI
TPEI-RPD
RPD
RPD-TPD
TPD
TPD-RPE
RPE
RPE-TPEF
TPEF
TPEI
TPEI-RPE
RPE
RPE-TPD
TPD
TPD-RPD
RPD
RPD-TPEF
TPEF

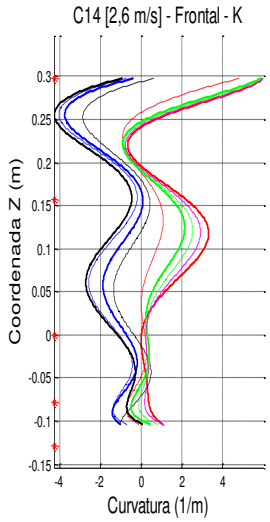

C10 [1,5 m/s] - Frontal - K
C10 [1,5 m/s] - Frontal - KO
C10 [2,6 m/s] - Frontal - K
C10 [2,6 m/s] - Frontal - KO
C11 [1,5 m/s] - Frontal - K
C11 [1,5 m/s] - Frontal - KO
C11 [2,6 m/s] - Frontal - K
C11 [2,6 m/s] - Frontal - KO
C12 [1,5 m/s] - Frontal - K
C12 [1,5 m/s] - Frontal - KO
C12 [2,6 m/s] - Frontal - K
C12 [2,6 m/s] - Frontal - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
TPEI
TPEI-RPD
RPD
RPD-TPD
TPD
TPD-RPE
RPE
RPE-TPEF
TPEF
TPEI
TPEI-RPE
RPE
RPE-TPD
TPD
TPD-RPD
RPD
RPD-TPEF
TPEF

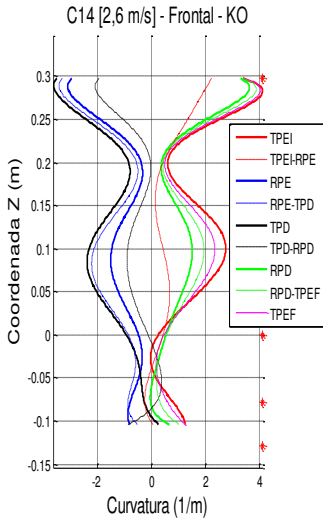

C13 [1,5 m/s] - Frontal - K
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
TPEI
TPEI-RPD
RPD
RPD-TPD
TPD
TPD-RPE
RPE
RPE-TPEF
TPEF

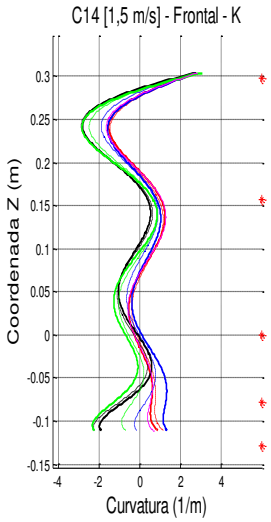

C13 [1,5 m/s] - Frontal - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

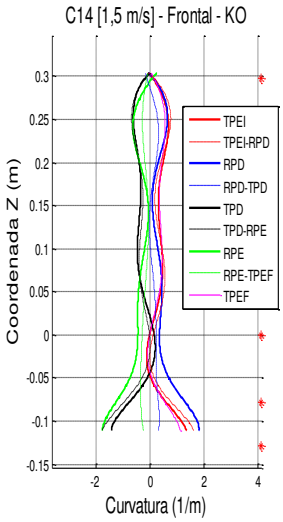

C13 [2,6 m/s] - Frontal - K
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
TPEI
TPEI-RPE
RPE
RPE-TPD
TPD
TPD-RPD
RPD
RPD-TPEF
TPEF

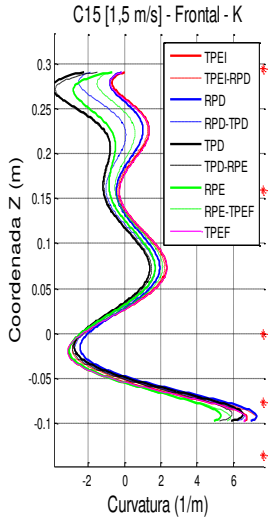

C13 [2,6 m/s] - Frontal - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

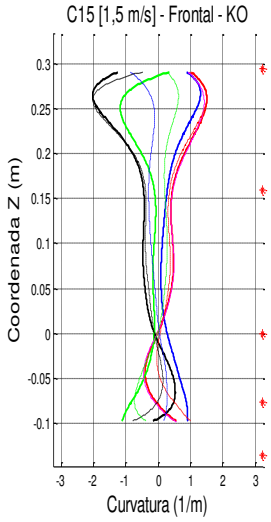

C14 [2,6 m/s] - Frontal - K
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

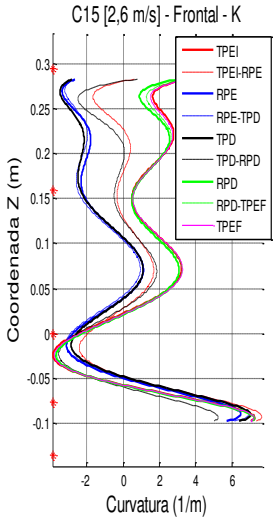

C14 [2,6 m/s] - Frontal - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
TPEI
TPEI-RPE
RPE
RPE-TPD
TPD
TPD-RPD
RPD
RPD-TPEF
TPEF

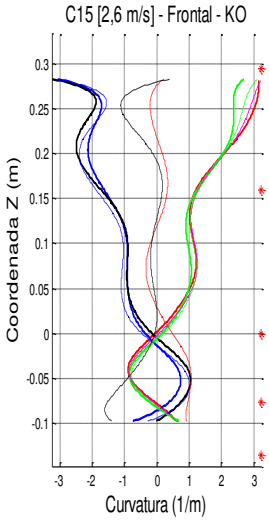

C14 [1,5 m/s] - Frontal - K
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

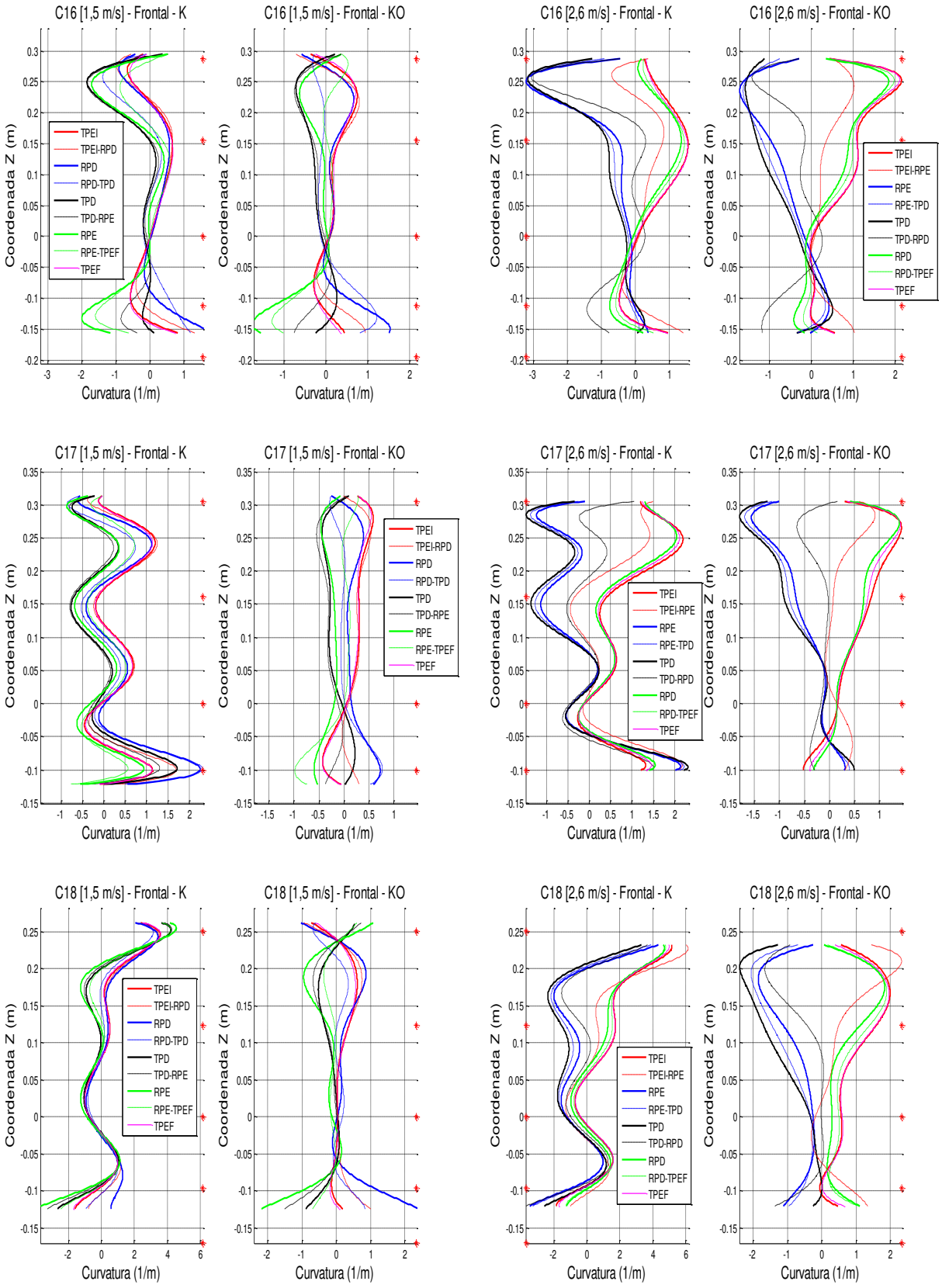

C14 [1,5 m/s] - Frontal - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
TPEI
TPEI-RPD
RPD
RPD-TPD
TPD
TPD-RPE
RPE
RPE-TPEF
TPEF

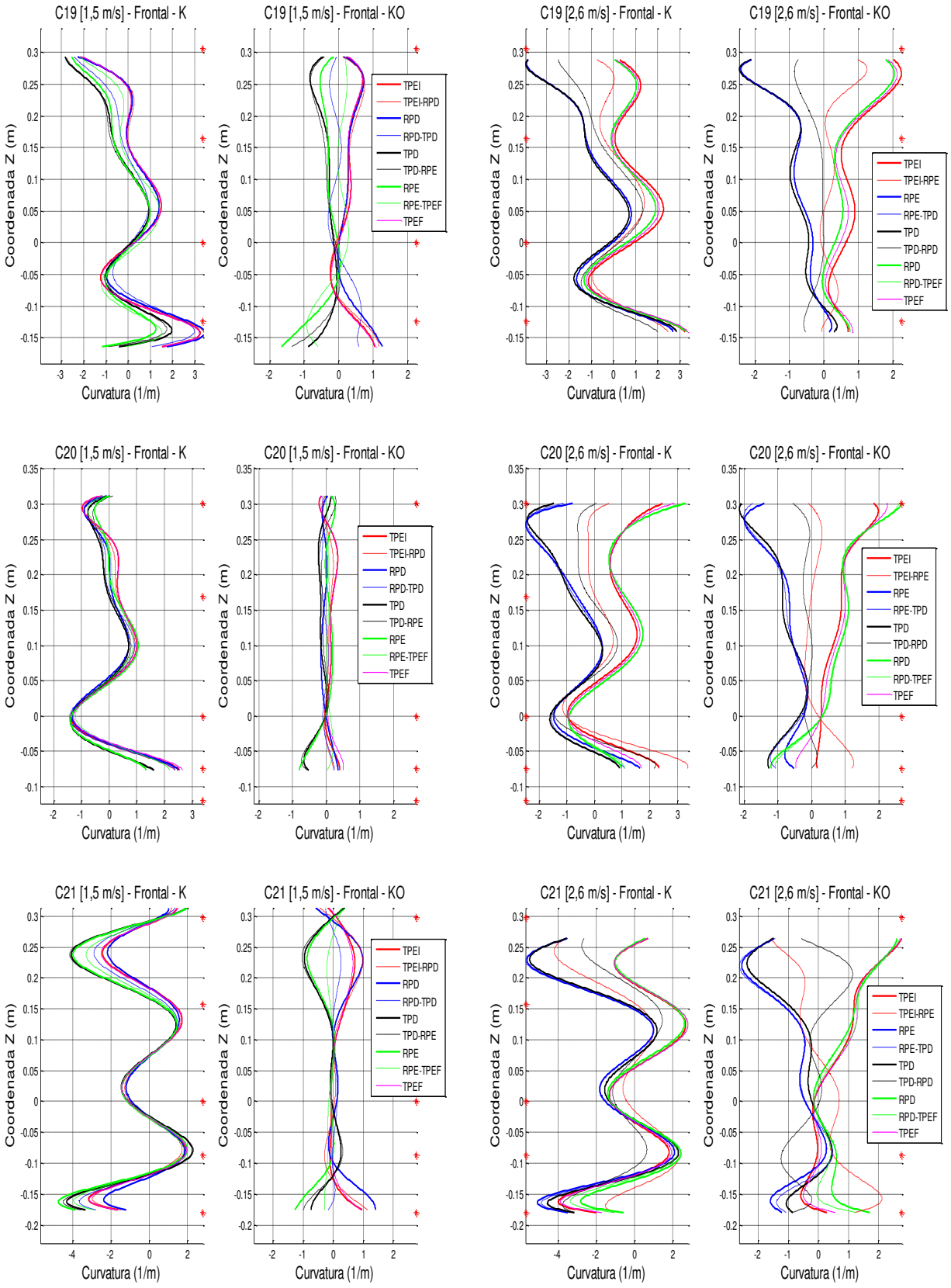

C15 [1,5 m/s] - Frontal - K
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
TPEI
TPEI-RPD
RPD
RPD-TPD
TPD
TPD-RPE
RPE
RPE-TPEF
TPEF

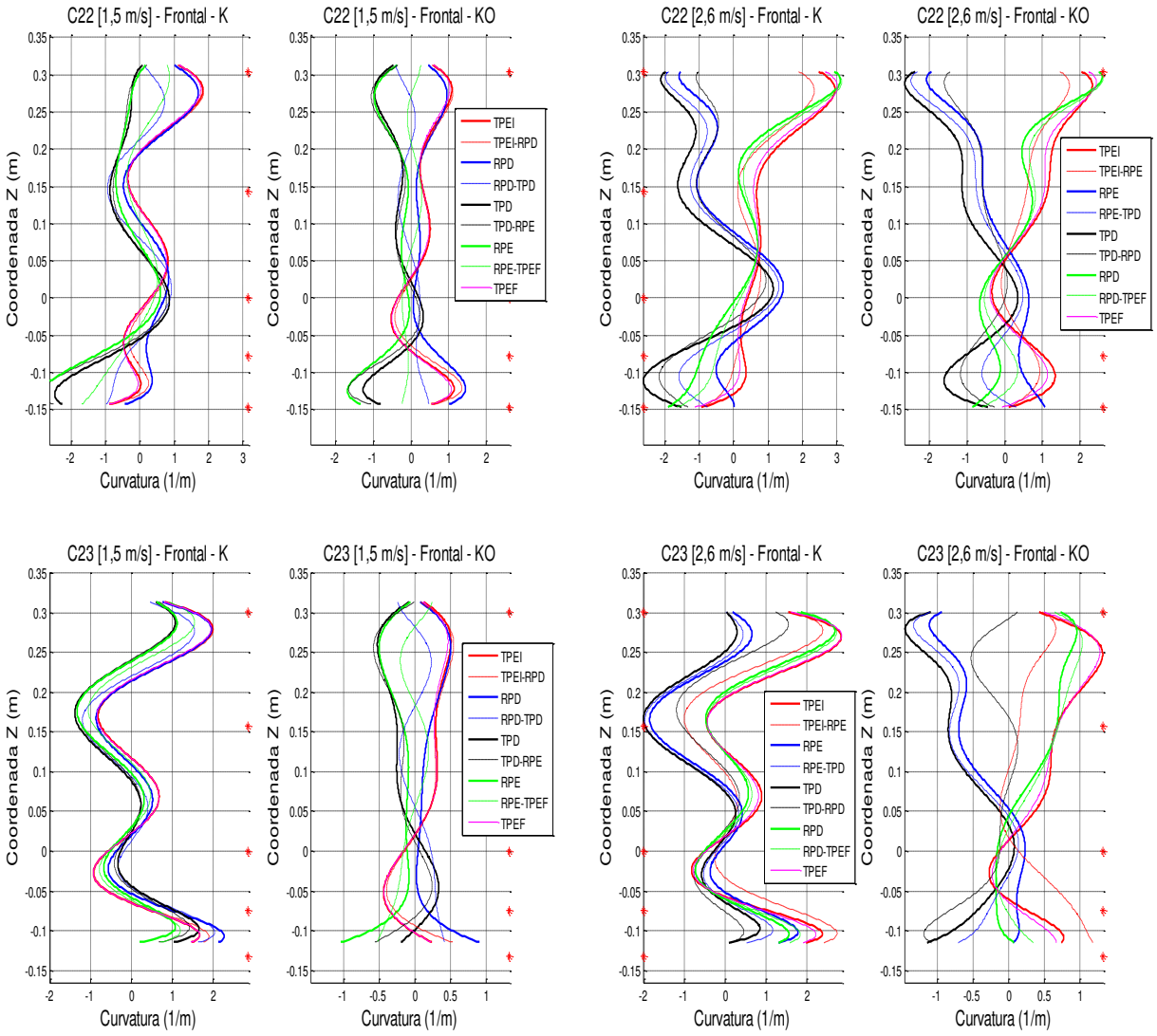

C15 [1,5 m/s] - Frontal - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)


C15 [2,6 m/s] - Frontal - K
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
TPEI
TPEI-RPE
RPE
RPE-TPD
TPD
TPD-RPD
RPD
RPD-TPEF
TPEF

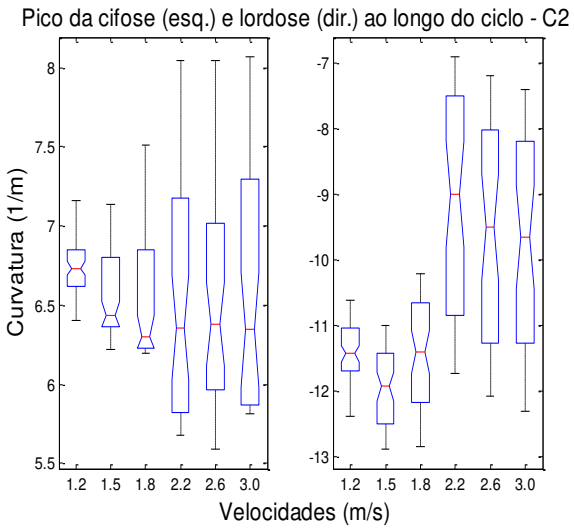

C15 [2,6 m/s] - Frontal - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

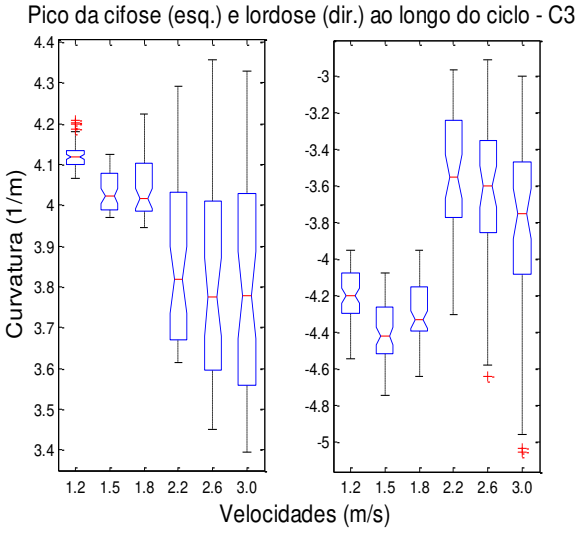

C16 [1,5 m/s] - Frontal - K
C16 [1,5 m/s] - Frontal - KO
C16 [2,6 m/s] - Frontal - K
C16 [2,6 m/s] - Frontal - KO
C17 [1,5 m/s] - Frontal - K
C17 [1,5 m/s] - Frontal - KO
C17 [2,6 m/s] - Frontal - K
C17 [2,6 m/s] - Frontal - KO
C18 [1,5 m/s] - Frontal - K
C18 [1,5 m/s] - Frontal - KO
C18 [2,6 m/s] - Frontal - K
C18 [2,6 m/s] - Frontal - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
TPEI
TPEI-RPD
RPD
RPD-TPD
TPD
TPD-RPE
RPE
RPE-TPEF
TPEF
TPEI
TPEI-RPE
RPE
RPE-TPD
TPD
TPD-RPD
RPD
RPD-TPEF
TPEF

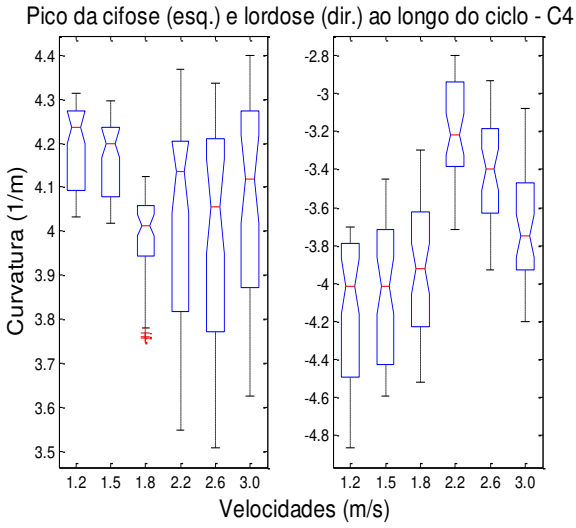

C19 [1,5 m/s] - Frontal - K
C19 [1,5 m/s] - Frontal - KO
C19 [2,6 m/s] - Frontal - K
C19 [2,6 m/s] - Frontal - KO
C20 [1,5 m/s] - Frontal - K
C20 [1,5 m/s] - Frontal - KO
C20 [2,6 m/s] - Frontal - K
C20 [2,6 m/s] - Frontal - KO
C21 [1,5 m/s] - Frontal - K
C21 [1,5 m/s] - Frontal - KO
C21 [2,6 m/s] - Frontal - K
C21 [2,6 m/s] - Frontal - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
TPEI
TPEI-RPD
RPD
RPD-TPD
TPD
TPD-RPE
RPE
RPE-TPEF
TPEF
TPEI
TPEI-RPE
RPE
RPE-TPD
TPD
TPD-RPD
RPD
RPD-TPEF
TPEF

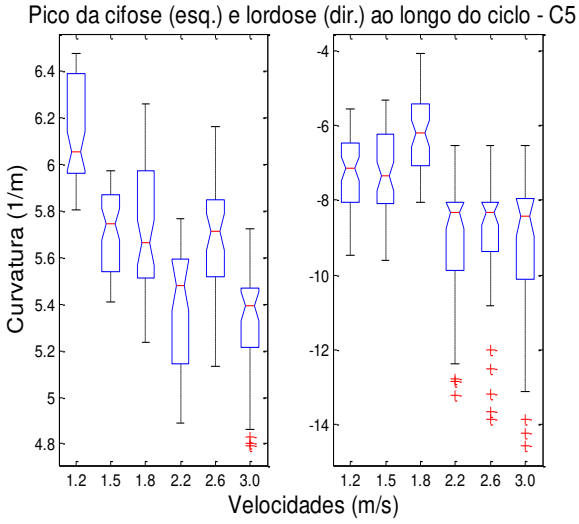

C22 [1,5 m/s] - Frontal - K
C22 [1,5 m/s] - Frontal - KO
C22 [2,6 m/s] - Frontal - K
C22 [2,6 m/s] - Frontal - KO
C23 [1,5 m/s] - Frontal - K
C23 [1,5 m/s] - Frontal - KO
C23 [2,6 m/s] - Frontal - K
C23 [2,6 m/s] - Frontal - KO
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
TPEI
TPEI-RPD
RPD
RPD-TPD
TPD
TPD-RPE
RPE
RPE-TPEF
TPEF
TPEI
TPEI-RPE
RPE
RPE-TPD
TPD
TPD-RPD
RPD
RPD-TPEF
TPEF

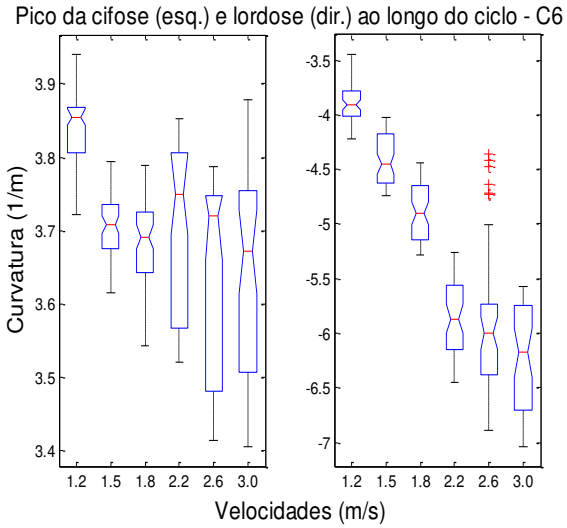
APÊNDICE F – Oscilação do pico da cifose e da lordose lombar de todos os participantes, ao longo do ciclo de locomoção e em cada uma das velocidades analisadas.

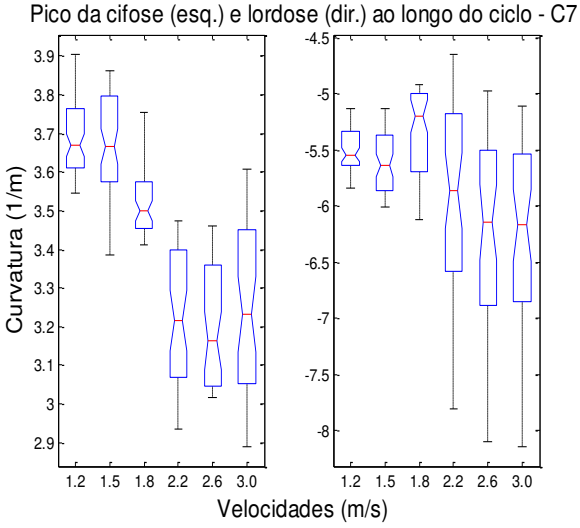


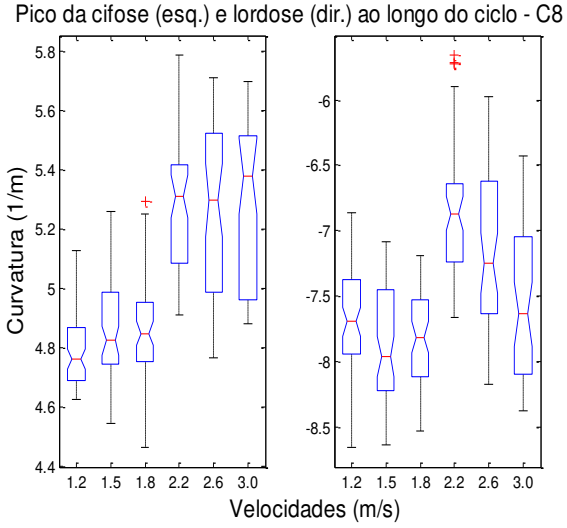


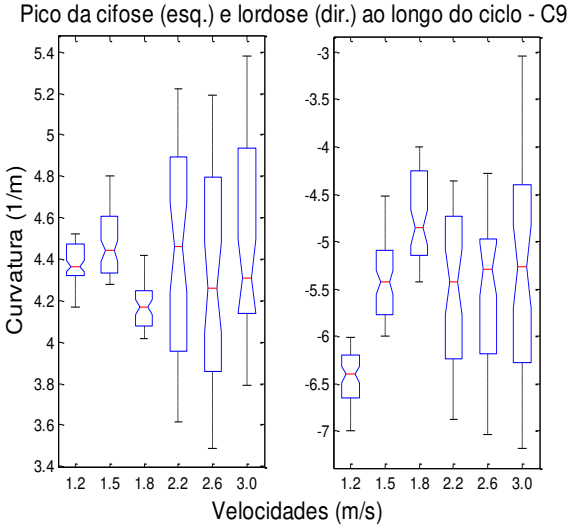


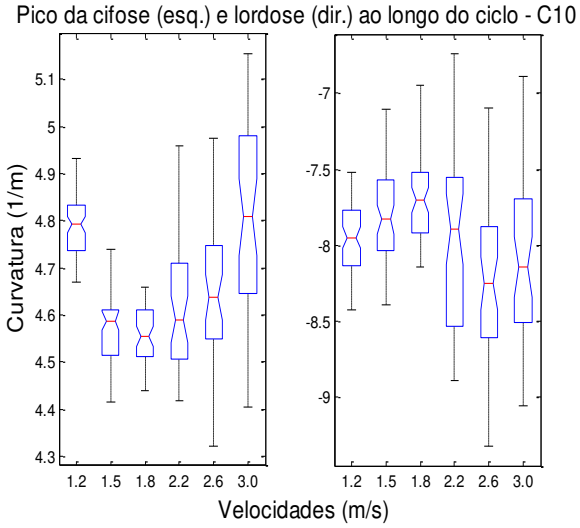


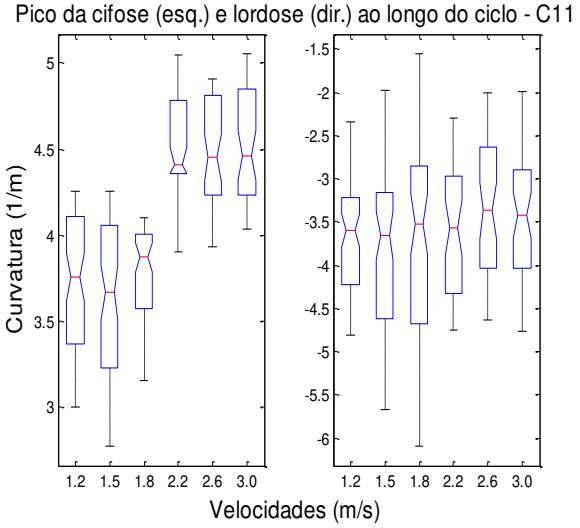

Pico da cifose (esq.) e lordose (dir.) ao longo do ciclo - C6
Curvatura (1/m)
Velocidades (m/s)
1.2 1.5 1.8 2.2 2.6 3.0

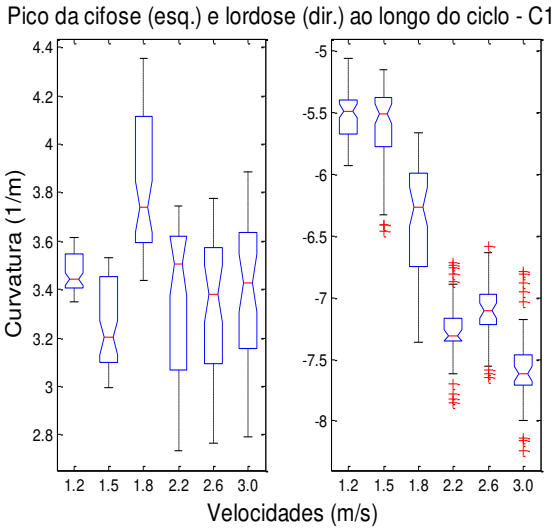

Pico da cifose (esq.) e lordose (dir.) ao longo do ciclo - C7
Curvatura (1/m)
Velocidades (m/s)
1.2 1.5 1.8 2.2 2.6 3.0

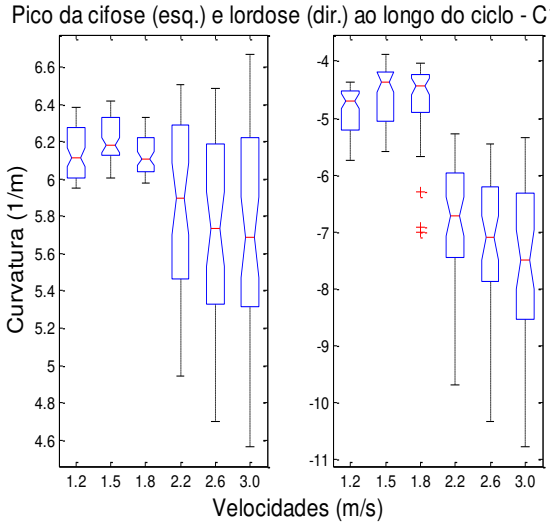

Pico da cifose (esq.) e lordose (dir.) ao longo do ciclo - C8
Curvatura (1/m)
Velocidades (m/s)
1.2 1.5 1.8 2.2 2.6 3.0

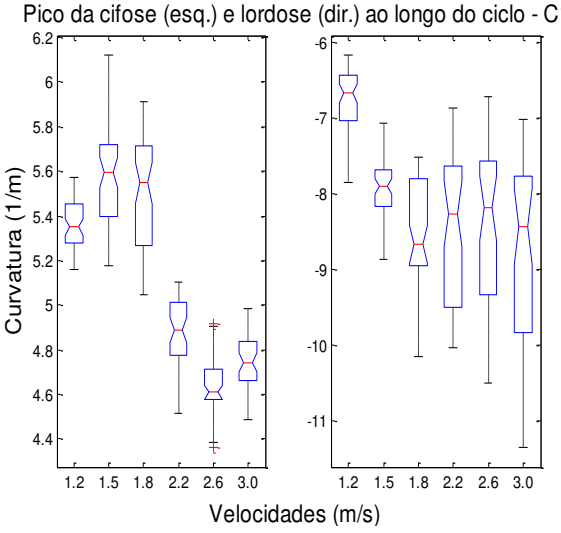

Pico da cifose (esq.) e lordose (dir.) ao longo do ciclo - C9
Curvatura (1/m)
Velocidades (m/s)
1.2 1.5 1.8 2.2 2.6 3.0

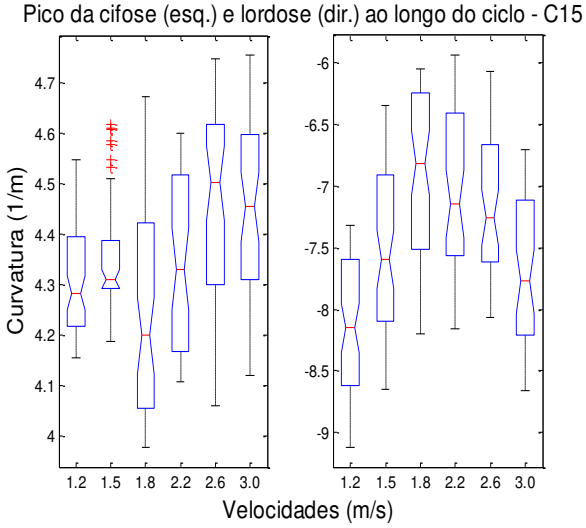

Pico da cifose (esq.) e lordose (dir.) ao longo do ciclo - C10
Curvatura (1/m)
Velocidades (m/s)
1.2 1.5 1.8 2.2 2.6 3.0

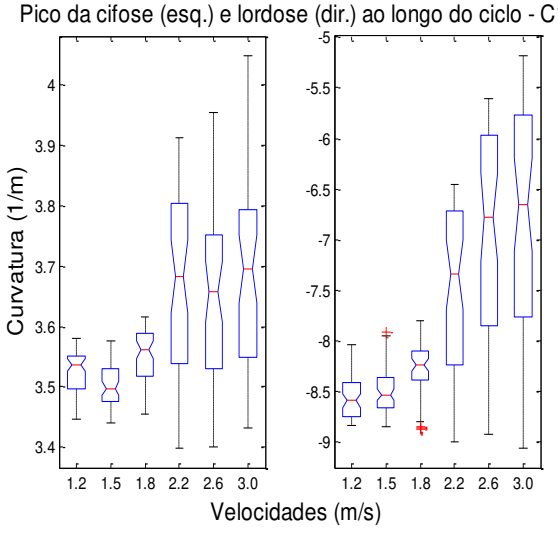

Pico da cifose (esq.) e lordose (dir.) ao longo do ciclo - C11
Curvatura (1/m)
Velocidades (m/s)
1.2 1.5 1.8 2.2 2.6 3.0

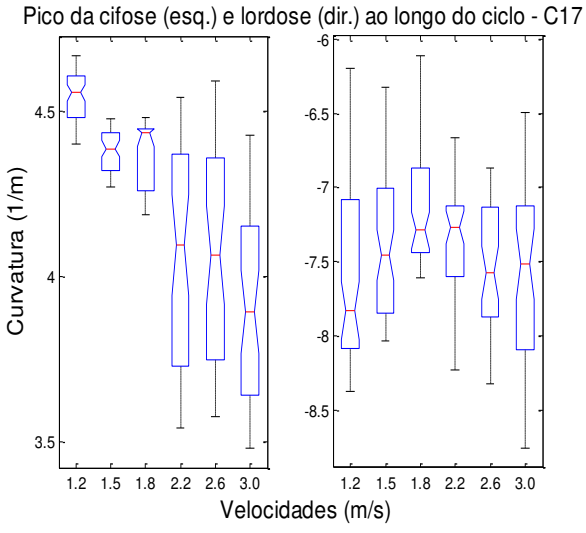

Pico da cifose (esq.) e lordose (dir.) ao longo do ciclo - C12
Curvatura (1/m)
Velocidades (m/s)
1.2 1.5 1.8 2.2 2.6 3.0

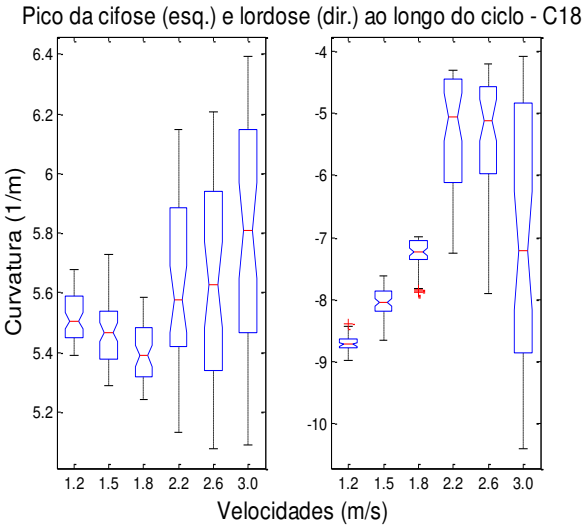

Pico da cifose (esq.) e lordose (dir.) ao longo do ciclo - C13
Curvatura (1/m)
Velocidades (m/s)
1.2 1.5 1.8 2.2 2.6 3.0

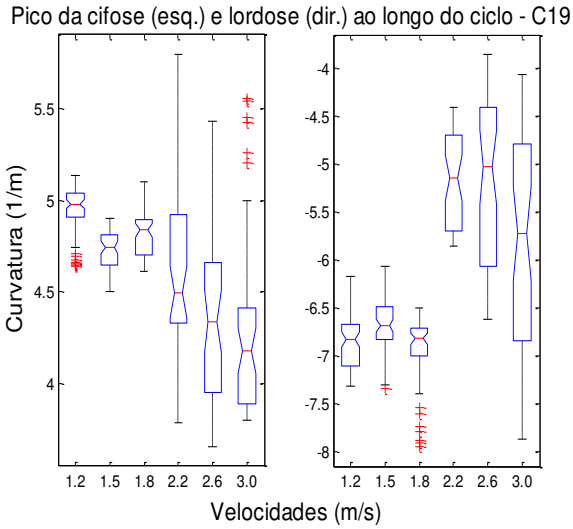

Pico da cifose (esq.) e lordose (dir.) ao longo do ciclo - C14
Curvatura (1/m)
Velocidades (m/s)
1.2 1.5 1.8 2.2 2.6 3.0

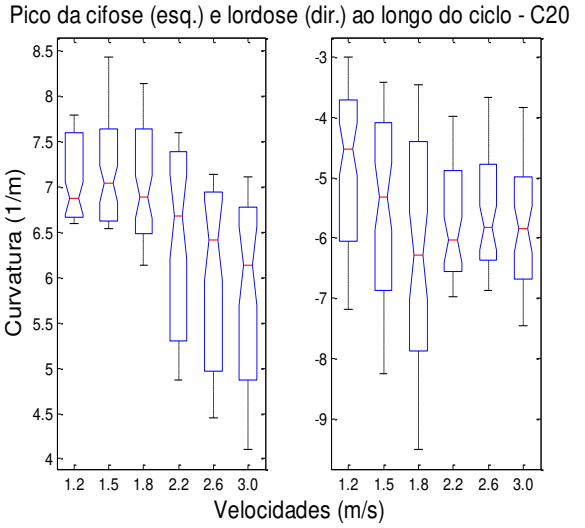

Pico da cifose (esq.) e lordose (dir.) ao longo do ciclo - C15
Curvatura (1/m)
Velocidades (m/s)
1.2 1.5 1.8 2.2 2.6 3.0

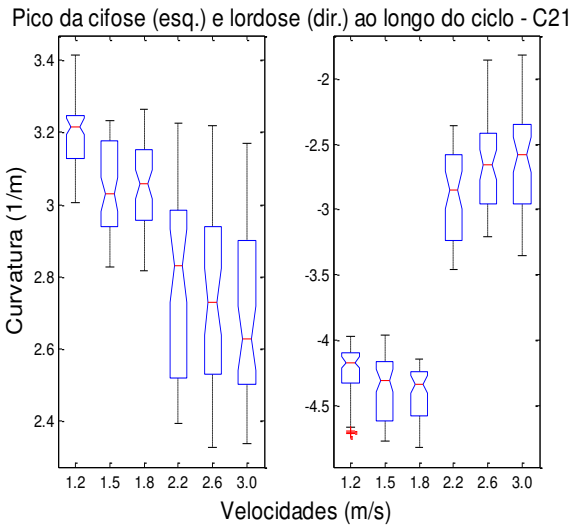

Pico da cifose (esq.) e lordose (dir.) ao longo do ciclo - C16
Curvatura (1/m)
Velocidades (m/s)
1.2 1.5 1.8 2.2 2.6 3.0

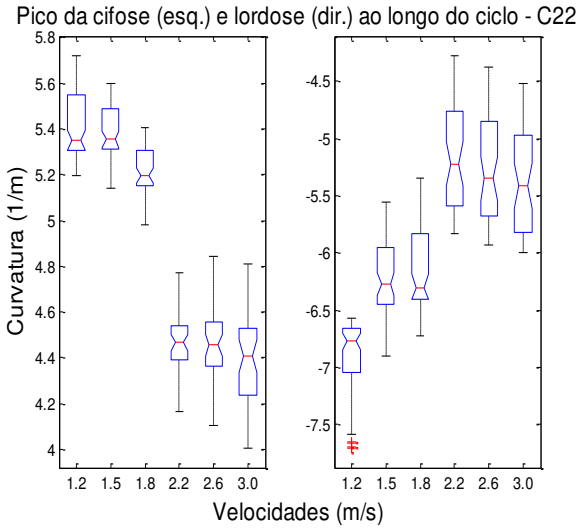

Pico da cifose (esq.) e lordose (dir.) ao longo do ciclo - C17
Curvatura (1/m)
Velocidades (m/s)
1.2 1.5 1.8 2.2 2.6 3.0

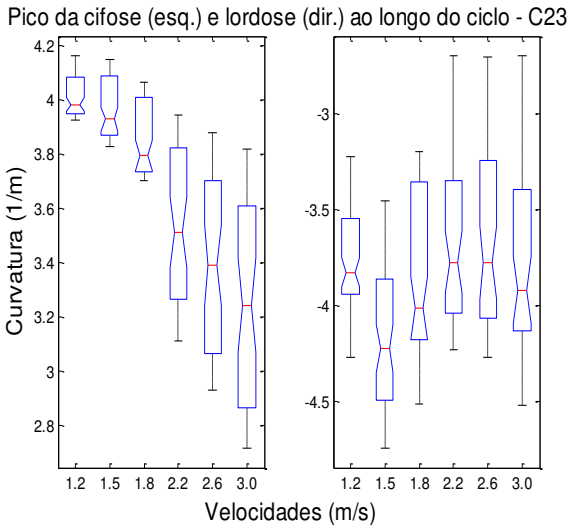

Pico da cifose (esq.) e lordose (dir.) ao longo do ciclo - C18
Curvatura (1/m)
Velocidades (m/s)
1.2 1.5 1.8 2.2 2.6 3.0


Pico da cifose (esq.) e lordose (dir.) ao longo do ciclo - C19
Curvatura (1/m)
Velocidades (m/s)
1.2 1.5 1.8 2.2 2.6 3.0

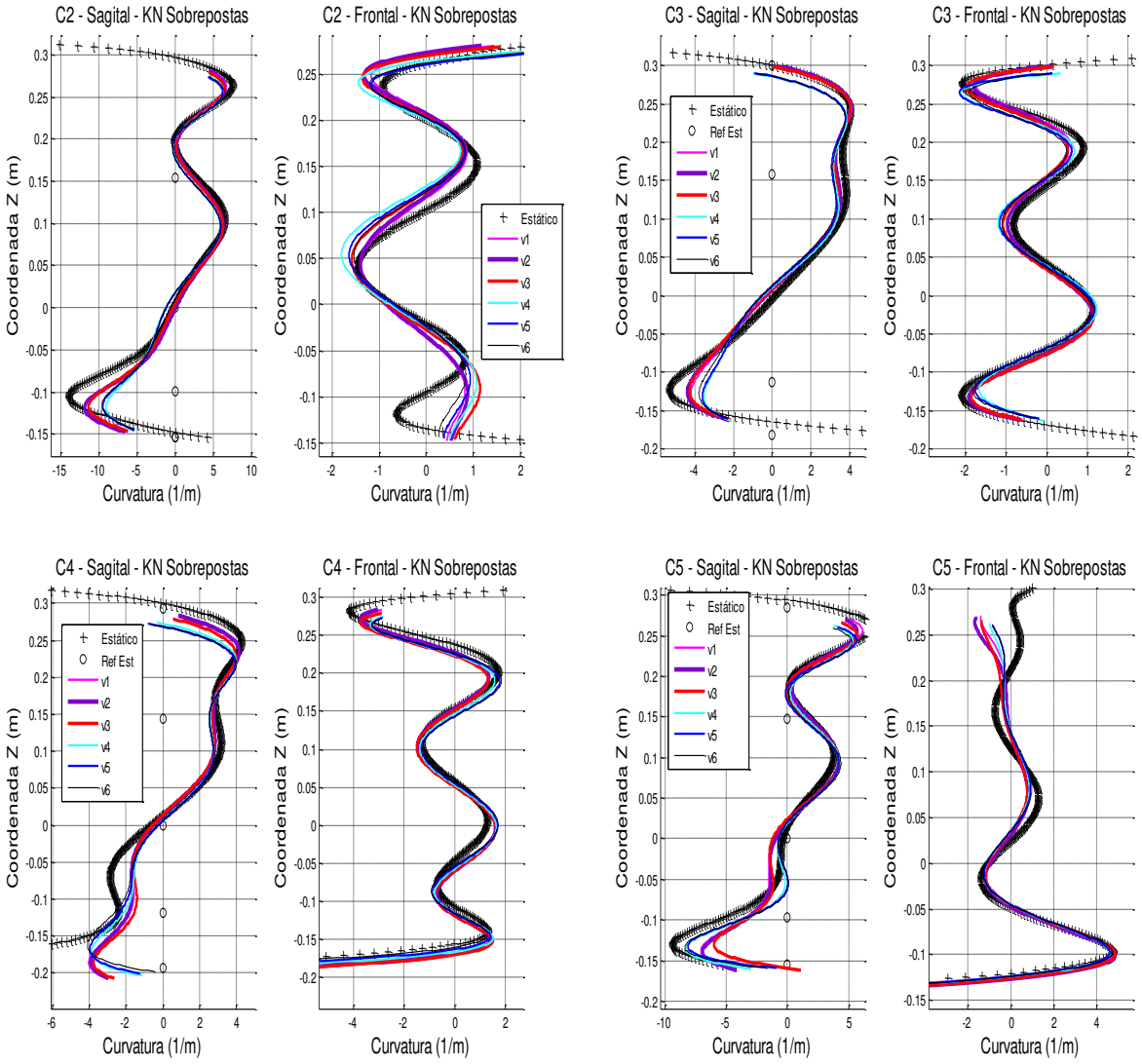

Pico da cifose (esq.) e lordose (dir.) ao longo do ciclo - C20
Curvatura (1/m)
Velocidades (m/s)
1.2 1.5 1.8 2.2 2.6 3.0

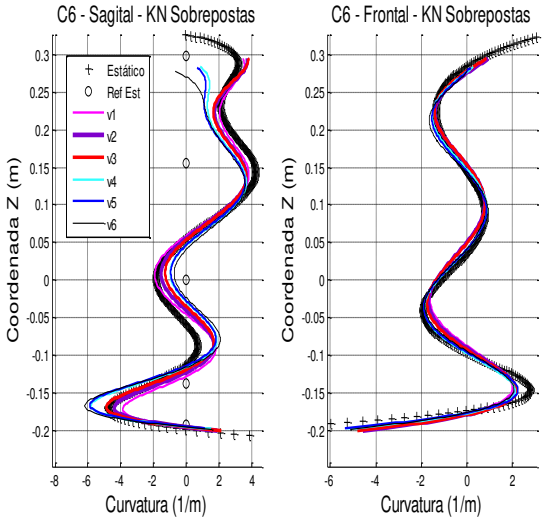

Pico da cifose (esq.) e lordose (dir.) ao longo do ciclo - C21
Curvatura (1/m)
Velocidades (m/s)
1.2 1.5 1.8 2.2 2.6 3.0


Pico da cifose (esq.) e lordose (dir.) ao longo do ciclo - C22
Curvatura (1/m)
Velocidades (m/s)
1.2 1.5 1.8 2.2 2.6 3.0

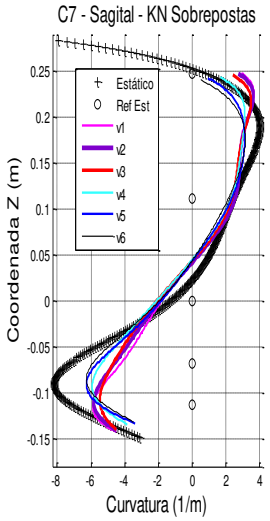

Pico da cifose (esq.) e lordose (dir.) ao longo do ciclo - C23
Curvatura (1/m)
Velocidades (m/s)
1.2 1.5 1.8 2.2 2.6 3.0

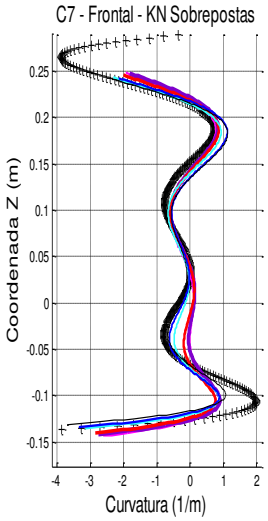
APÊNDICE G – Curva Neutra, no plano sagital e frontal

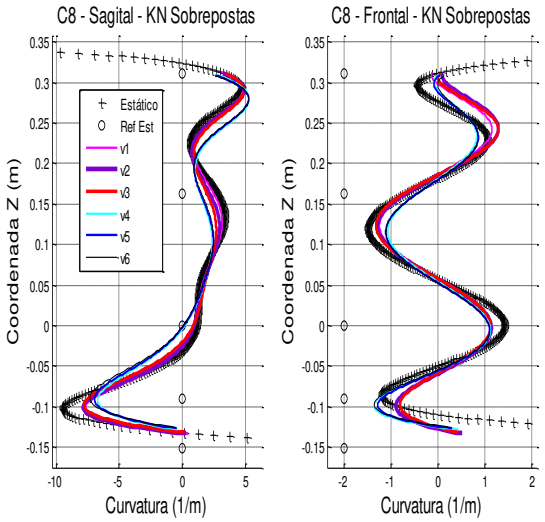



C6 - Sagital - KN Sobrepostas
Estático
Ref Est
v1
v2
v3
v4
v5
v6
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

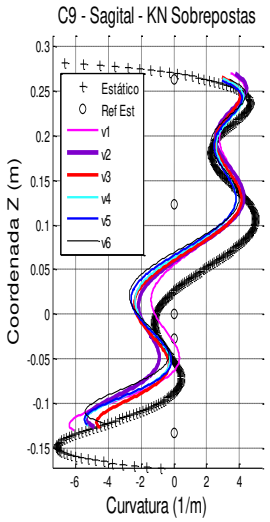
C6 - Frontal - KN Sobrepostas
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

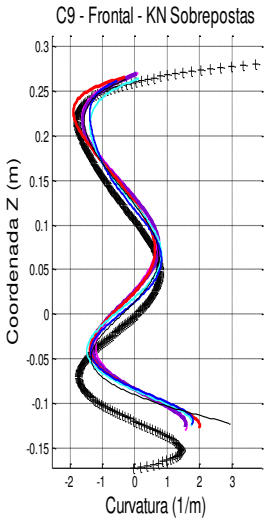

C7 - Sagital - KN Sobrepostas
Estático
Ref Est
v1
v2
v3
v4
v5
v6
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

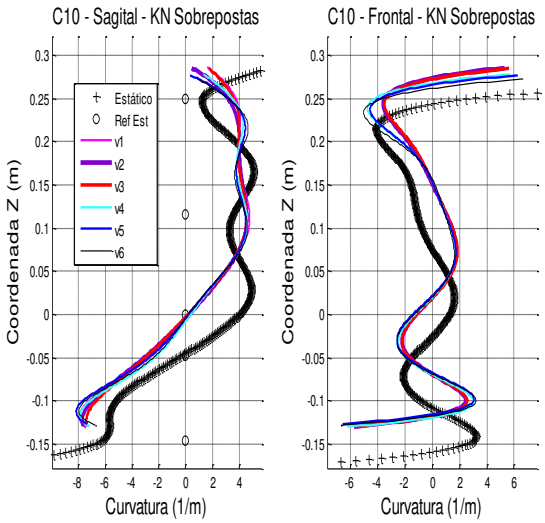

C7 - Frontal - KN Sobrepostas
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)


C8 - Sagital - KN Sobrepostas
Estático
Ref Est
v1
v2
v3
v4
v5
v6
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

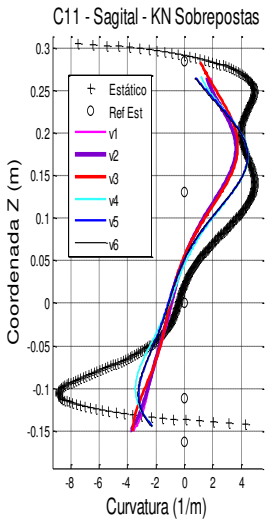
C8 - Frontal - KN Sobrepostas
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

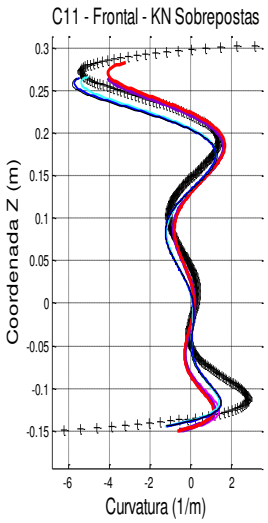

C9 - Sagital - KN Sobrepostas
Estático
Ref Est
v1
v2
v3
v4
v5
v6
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

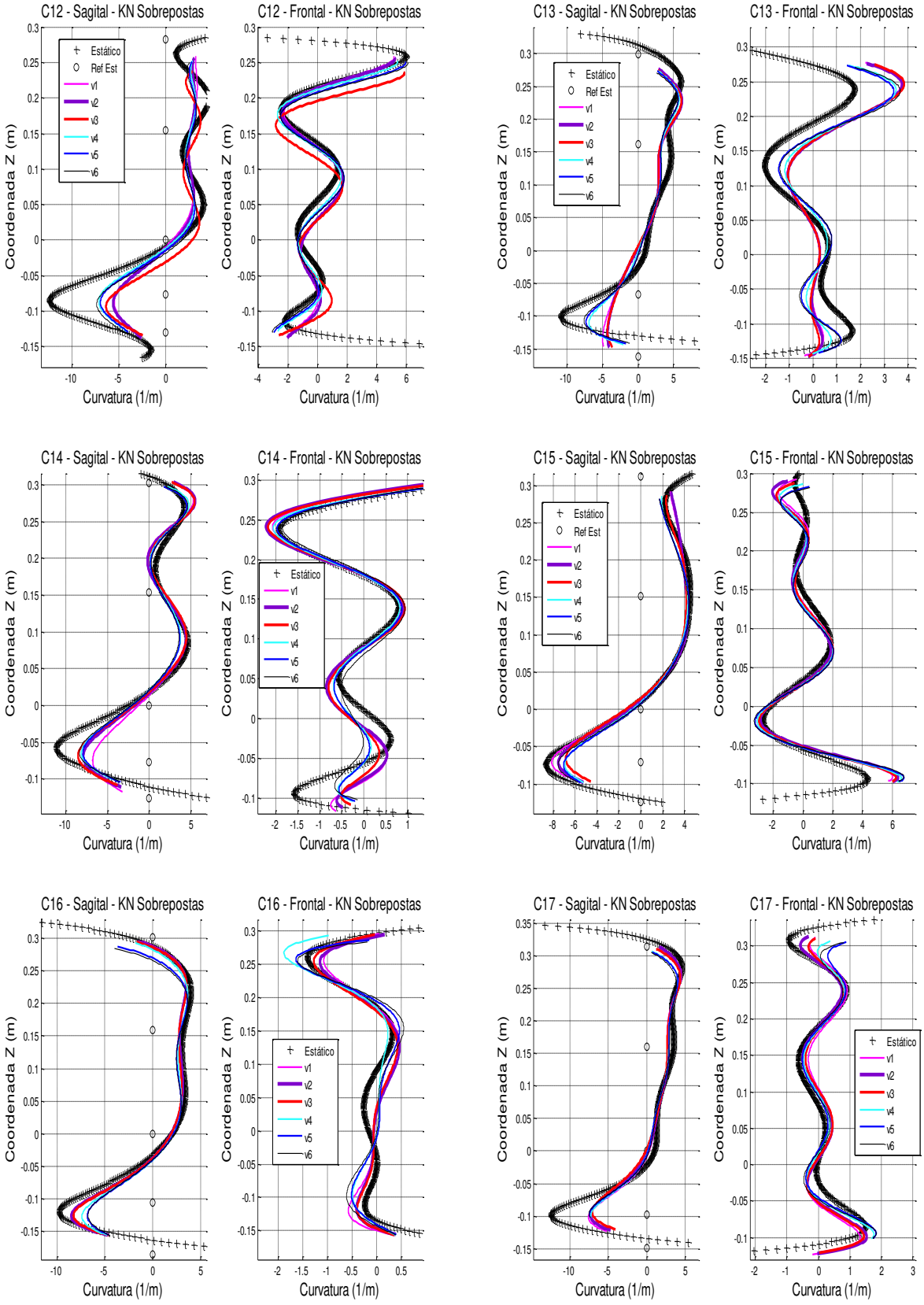

C9 - Frontal - KN Sobrepostas
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

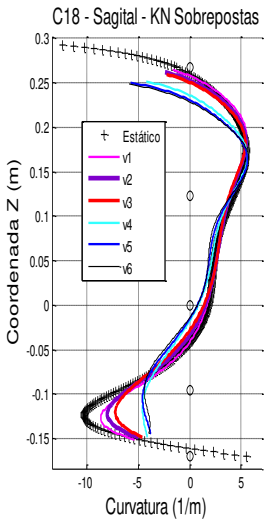

C10 - Sagital - KN Sobrepostas
Estático
Ref Est
v1
v2
v3
v4
v5
v6
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

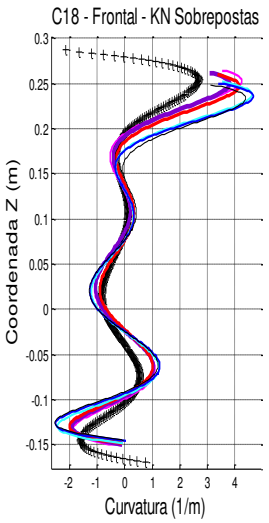
C10 - Frontal - KN Sobrepostas
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

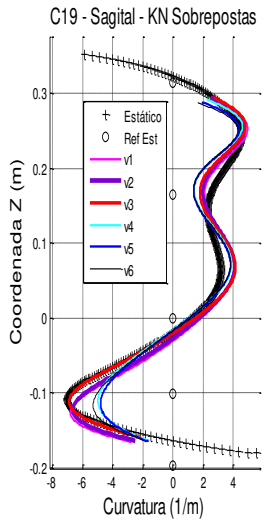

C11 - Sagital - KN Sobrepostas
Estático
Ref Est
v1
v2
v3
v4
v5
v6
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

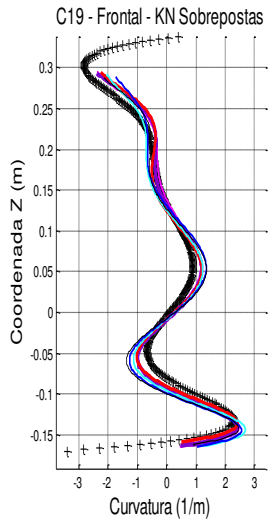

C11 - Frontal - KN Sobrepostas
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

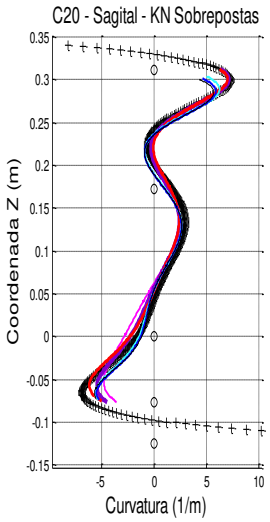

C12 - Sagital - KN Sobrepostas
C12 - Frontal - KN Sobrepostas
C13 - Sagital - KN Sobrepostas
C13 - Frontal - KN Sobrepostas
C14 - Sagital - KN Sobrepostas
C14 - Frontal - KN Sobrepostas
C15 - Sagital - KN Sobrepostas
C15 - Frontal - KN Sobrepostas
C16 - Sagital - KN Sobrepostas
C16 - Frontal - KN Sobrepostas
C17 - Sagital - KN Sobrepostas
C17 - Frontal - KN Sobrepostas
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
Estático
Ref Est
v1
v2
v3
v4
v5
v6

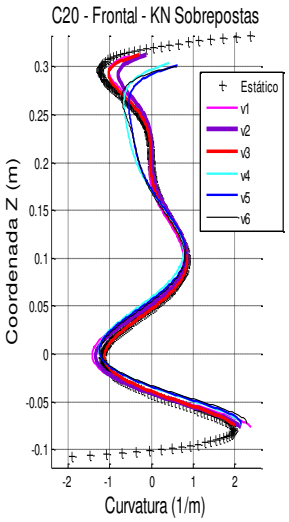

C18 - Sagital - KN Sobrepostas
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
Estático
v1
v2
v3
v4
v5
v6

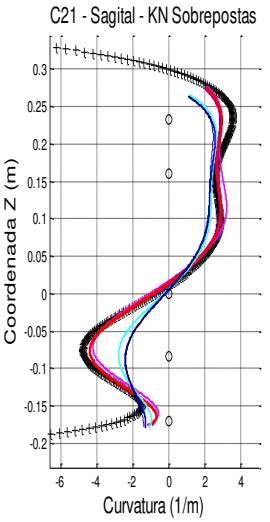

C18 - Frontal - KN Sobrepostas
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

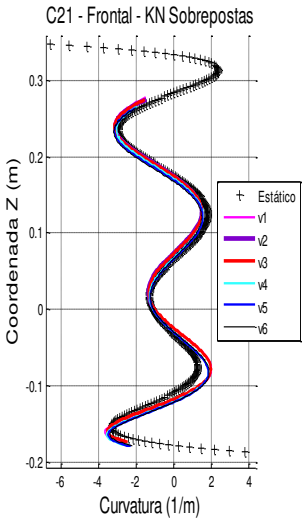

C19 - Sagital - KN Sobrepostas
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
Estático
Ref Est
v1
v2
v3
v4
v5
v6

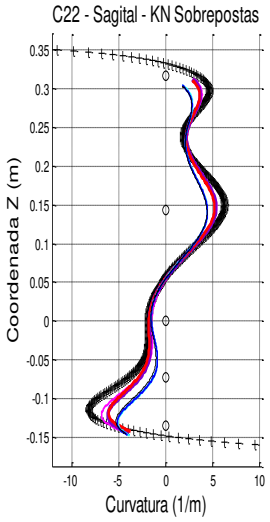

C19 - Frontal - KN Sobrepostas
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

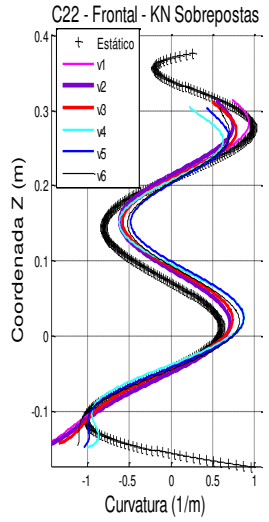

C20 - Sagital - KN Sobrepostas
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

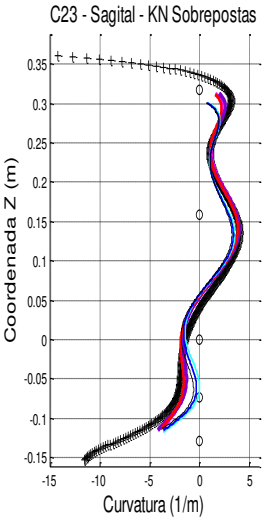

C20 - Frontal - KN Sobrepostas
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
Estático
v1
v2
v3
v4
v5
v6

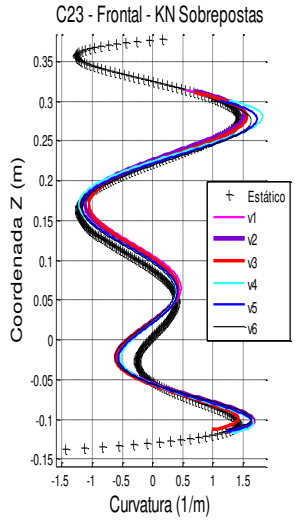

C21 - Sagital - KN Sobrepostas
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)


C21 - Frontal - KN Sobrepostas
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
Estático
v1
v2
v3
v4
v5
v6

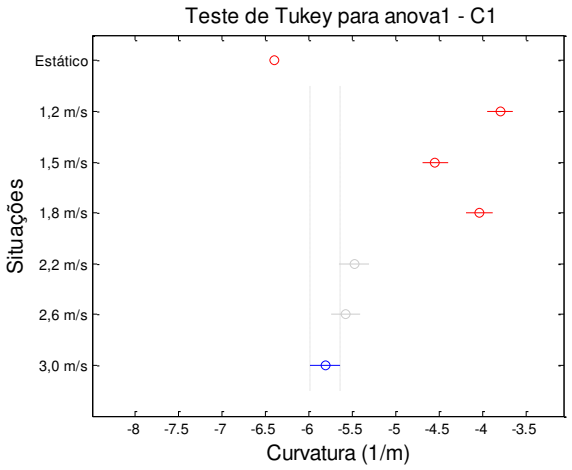

C22 - Sagital - KN Sobrepostas
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

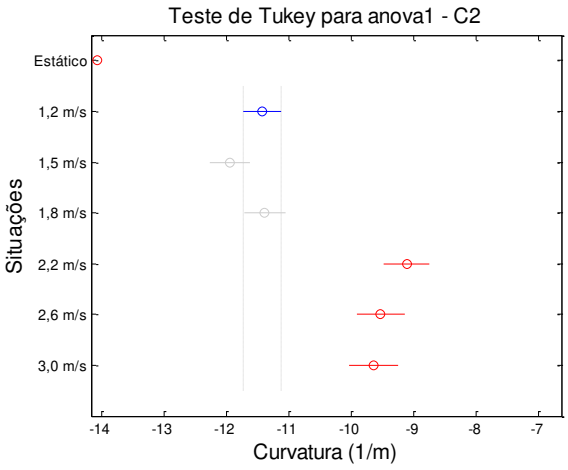

C22 - Frontal - KN Sobrepostas
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
Estático
v1
v2
v3
v4
v5
v6

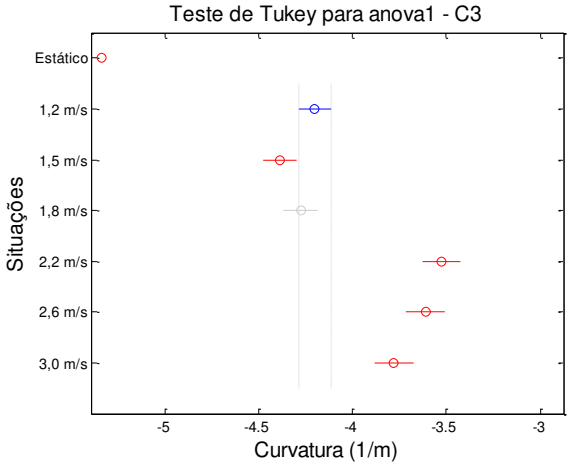

C23 - Sagital - KN Sobrepostas
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)

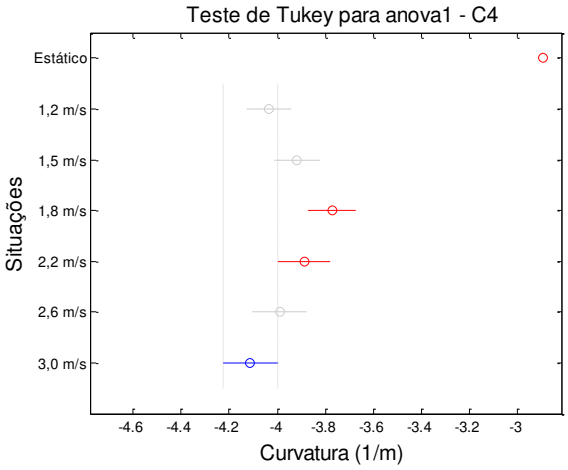

C23 - Frontal - KN Sobrepostas
Coordenada Z (m)
Curvatura (1/m)
Estático
v1
v2
v3
v4
v5
v6

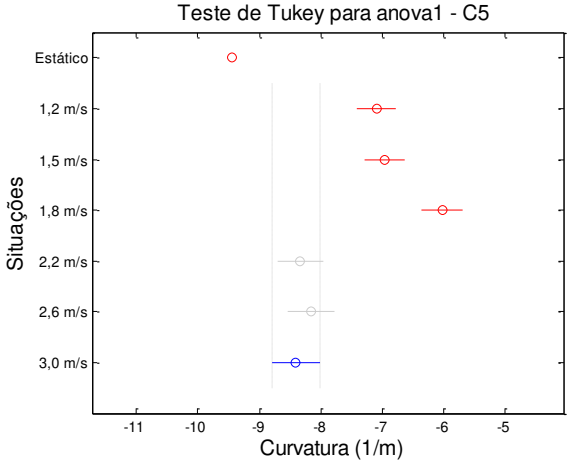
APÊNDICE H – Teste de comparação múltipla de Tukey para o pico de curvatura geométrica na postura estática e os picos das curvas neutras, na região lombar e no plano sagital, em cada velocidade de locomoção.

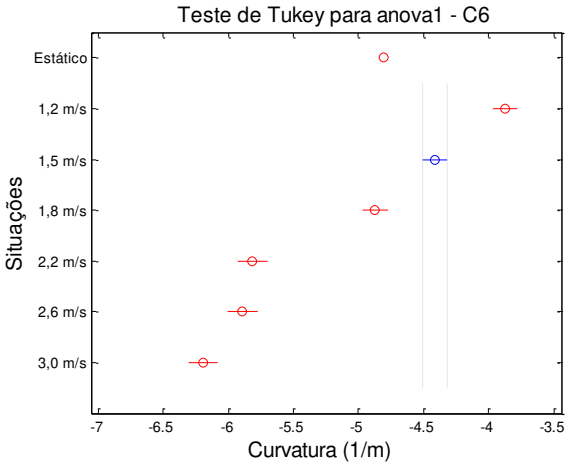


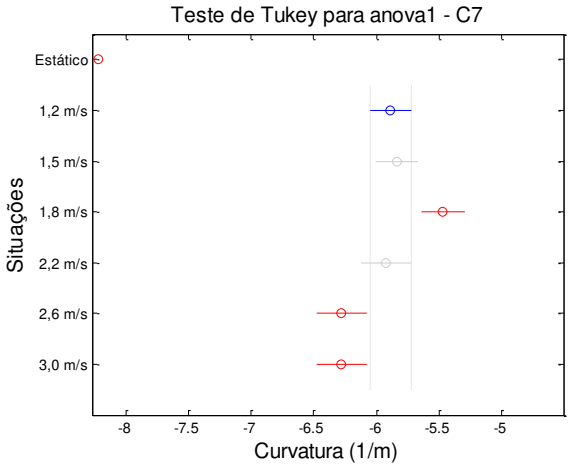


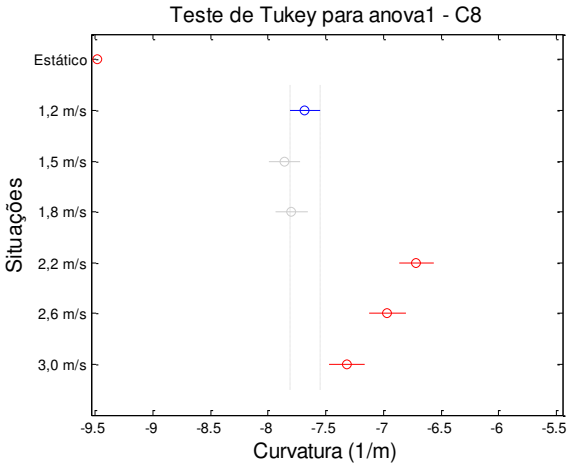


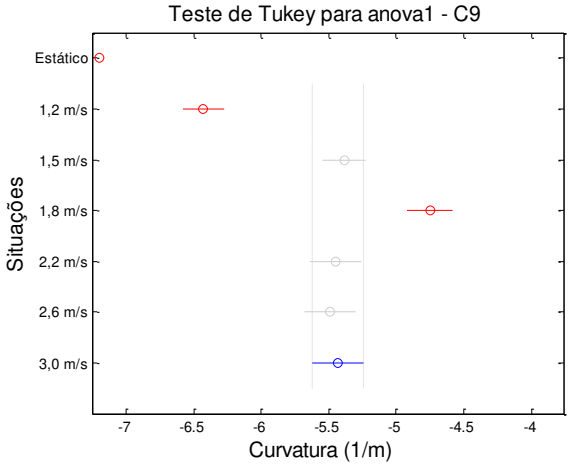


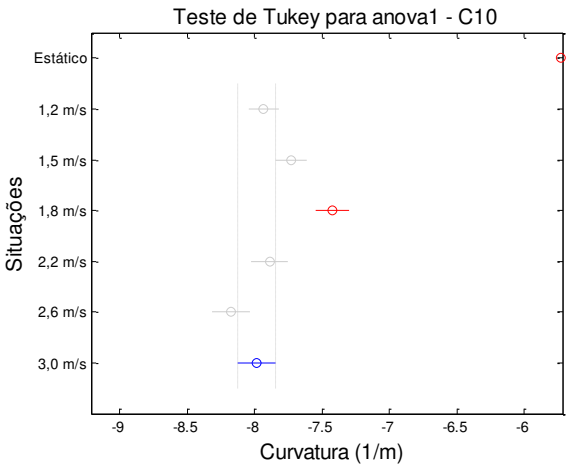


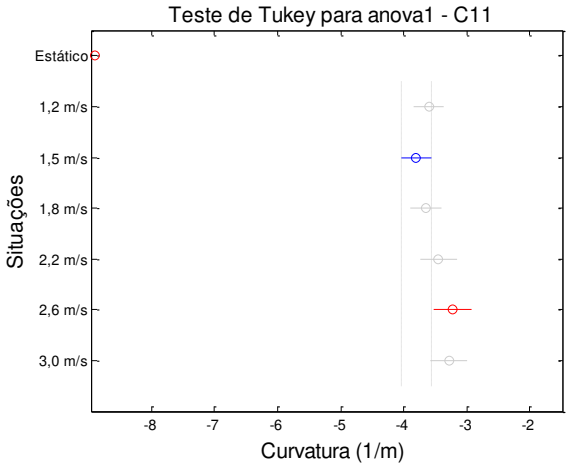


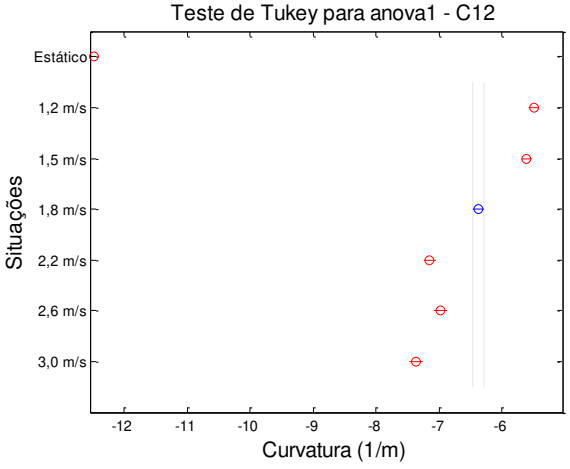

Teste de Tukey para anova1 - C7
Estático
1,2 m/s
1,5 m/s
1,8 m/s
2,2 m/s
2,6 m/s
3,0 m/s
Situações
-8
-7.5
-7
-6.5
-6
-5.5
-5
Curvatura (1/m)

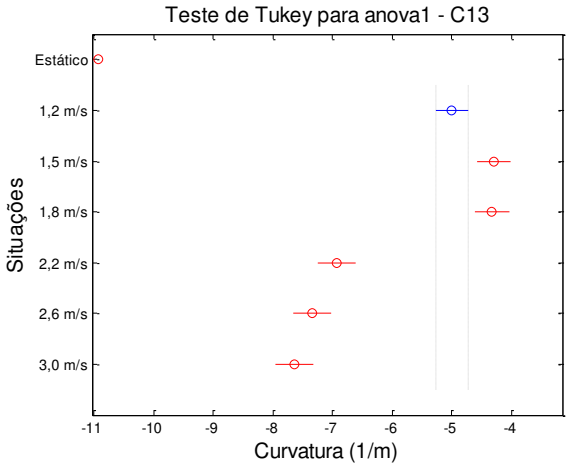

Teste de Tukey para anova1 - C8
Estático
1,2 m/s
1,5 m/s
1,8 m/s
2,2 m/s
2,6 m/s
3,0 m/s
Situações
-9.5
-9
-8.5
-8
-7.5
-7
-6.5
-6
-5.5
Curvatura (1/m)

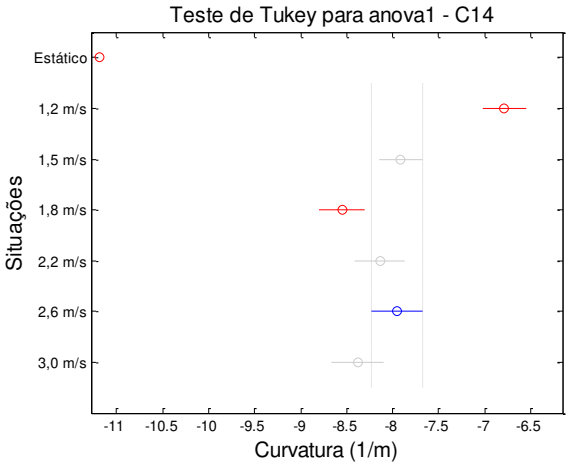

Teste de Tukey para anova1 - C9
Estático
1,2 m/s
1,5 m/s
1,8 m/s
2,2 m/s
2,6 m/s
3,0 m/s
Situações
-7
-6.5
-6
-5.5
-5
-4.5
-4
Curvatura (1/m)

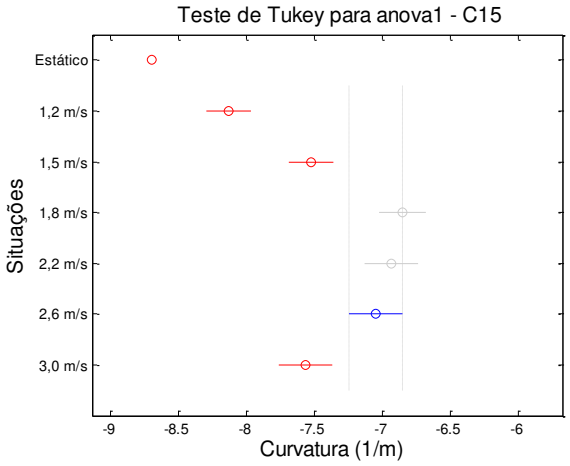

Teste de Tukey para anova1 - C10
Estático
1,2 m/s
1,5 m/s
1,8 m/s
2,2 m/s
2,6 m/s
3,0 m/s
Situações
-9
-8.5
-8
-7.5
-7
-6.5
-6
Curvatura (1/m)

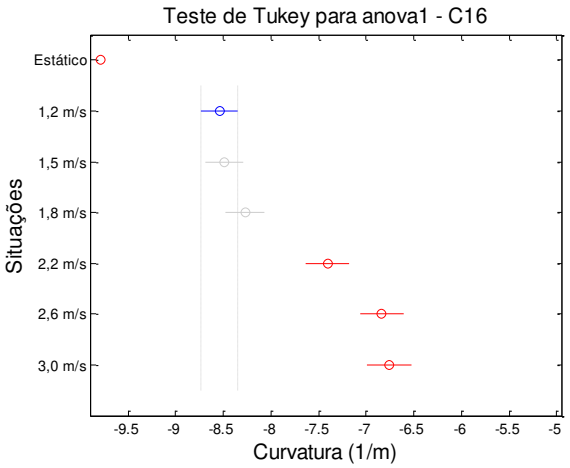

Teste de Tukey para anova1 - C11
Estático
1,2 m/s
1,5 m/s
1,8 m/s
2,2 m/s
2,6 m/s
3,0 m/s
Situações
-8
-7
-6
-5
-4
-3
-2
Curvatura (1/m)

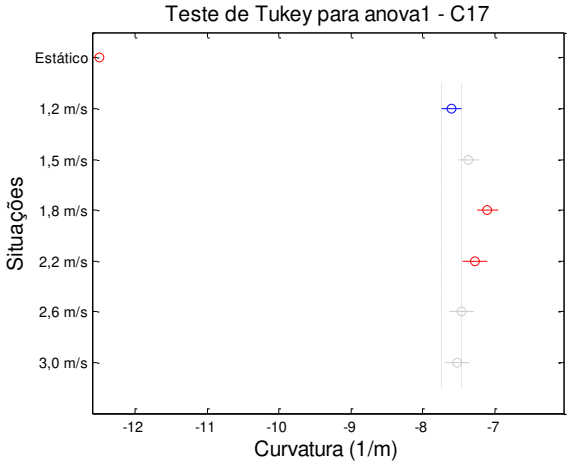

Teste de Tukey para anova1 - C12
Estático
1,2 m/s
1,5 m/s
1,8 m/s
2,2 m/s
2,6 m/s
3,0 m/s
Situações
-12
-11
-10
-9
-8
-7
-6
Curvatura (1/m)

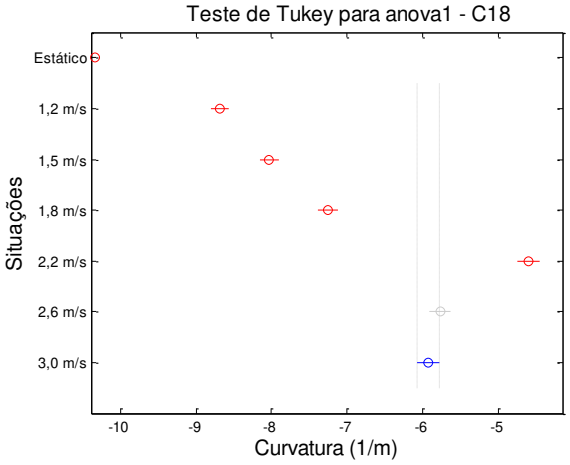

Teste de Tukey para anova1 - C13
Estático
1,2 m/s
1,5 m/s
1,8 m/s
2,2 m/s
2,6 m/s
3,0 m/s
Situações
-11 -10 -9 -8 -7 -6 -5 -4
Curvatura (1/m)

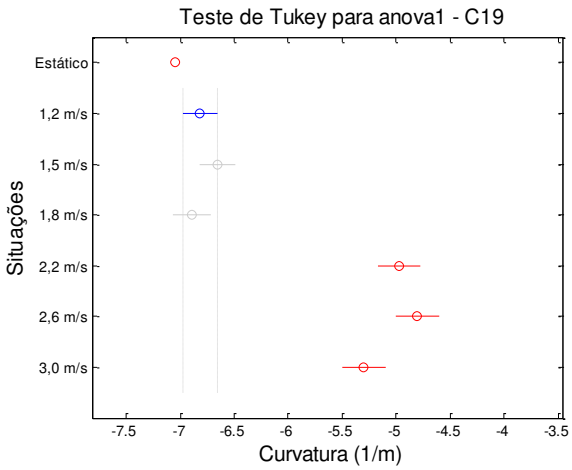

Teste de Tukey para anova1 - C14
Estático
1,2 m/s
1,5 m/s
1,8 m/s
2,2 m/s
2,6 m/s
3,0 m/s
Situações
-11 -10.5 -10 -9.5 -9 -8.5 -8 -7.5 -7 -6.5
Curvatura (1/m)

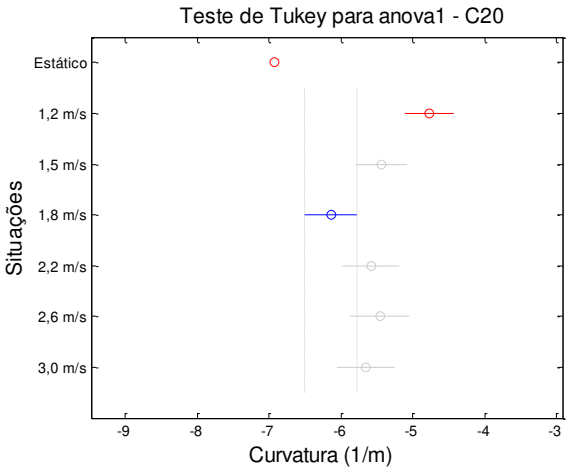

Teste de Tukey para anova1 - C15
Estático
1,2 m/s
1,5 m/s
1,8 m/s
2,2 m/s
2,6 m/s
3,0 m/s
Situações
-9 -8.5 -8 -7.5 -7 -6.5 -6
Curvatura (1/m)

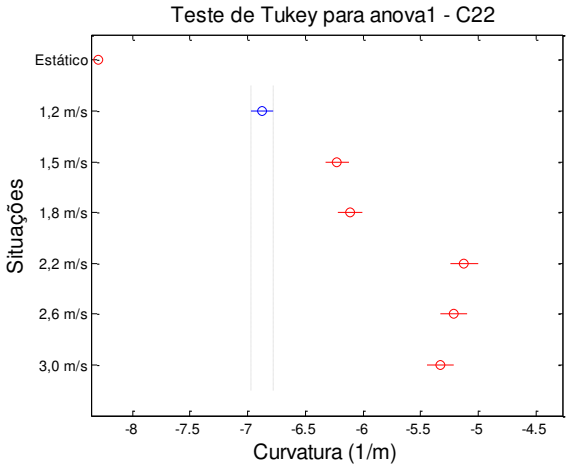

Teste de Tukey para anova1 - C16
Estático
1,2 m/s
1,5 m/s
1,8 m/s
2,2 m/s
2,6 m/s
3,0 m/s
Situações
-9.5 -9 -8.5 -8 -7.5 -7 -6.5 -6 -5.5 -5
Curvatura (1/m)

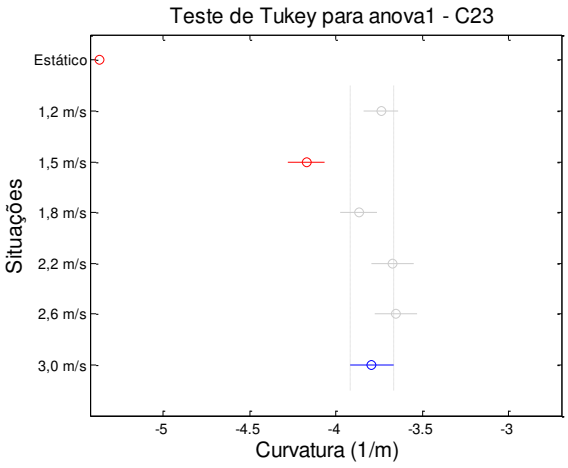

Teste de Tukey para anova1 - C17
Estático
1,2 m/s
1,5 m/s
1,8 m/s
2,2 m/s
2,6 m/s
3,0 m/s
Situações
-12 -11 -10 -9 -8 -7
Curvatura (1/m)


Teste de Tukey para anova1 - C18
Estático
1,2 m/s
1,5 m/s
1,8 m/s
2,2 m/s
2,6 m/s
3,0 m/s
Situações
-10 -9 -8 -7 -6 -5
Curvatura (1/m)


Teste de Tukey para anova1 - C19
Estático
1,2 m/s
1,5 m/s
1,8 m/s
2,2 m/s
2,6 m/s
3,0 m/s
Situações
-7.5
-7
-6.5
-6
-5.5
-5
-4.5
-4
-3.5
Curvatura (1/m)


Teste de Tukey para anova1 - C20
Estático
1,2 m/s
1,5 m/s
1,8 m/s
2,2 m/s
2,6 m/s
3,0 m/s
Situações
-9
-8
-7
-6
-5
-4
-3
Curvatura (1/m)


Teste de Tukey para anova1 - C22
Estático
1,2 m/s
1,5 m/s
1,8 m/s
2,2 m/s
2,6 m/s
3,0 m/s
Situações
-8
-7.5
-7
-6.5
-6
-5.5
-5
-4.5
Curvatura (1/m)

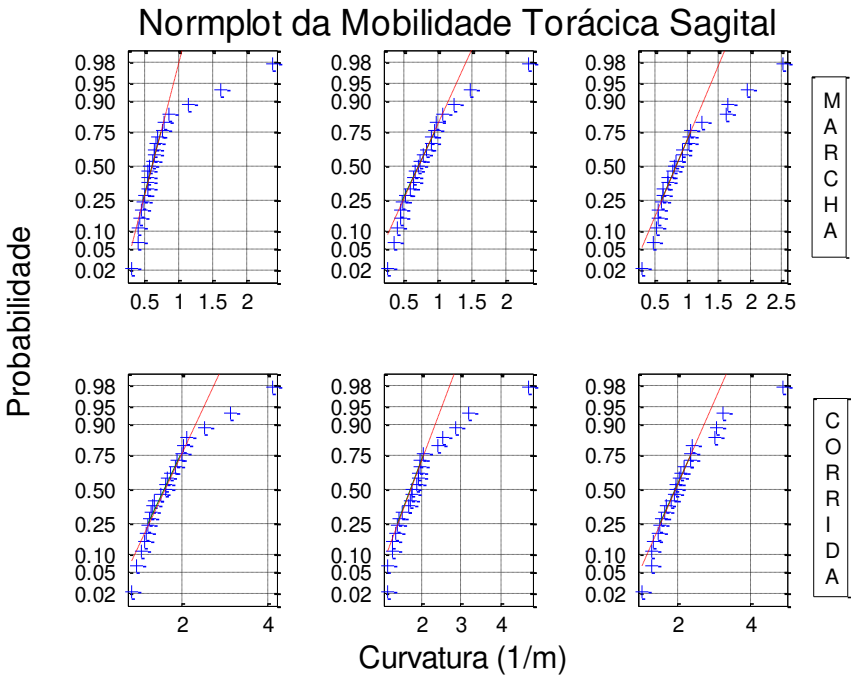

Teste de Tukey para anova1 - C23
Estático
1,2 m/s
1,5 m/s
1,8 m/s
2,2 m/s
2,6 m/s
3,0 m/s
Situações
-5
-4.5
-4
-3.5
-3
Curvatura (1/m)

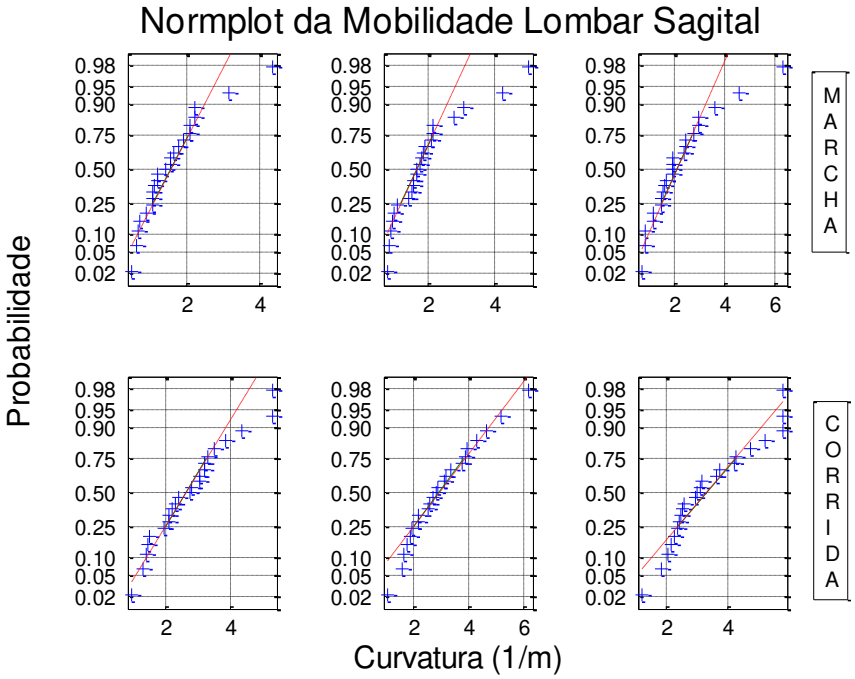
APÊNDICE I – Dados discretos da amplitude total de variação da curvatura geométrica da região lombar e torácica, no plano sagital e frontal.

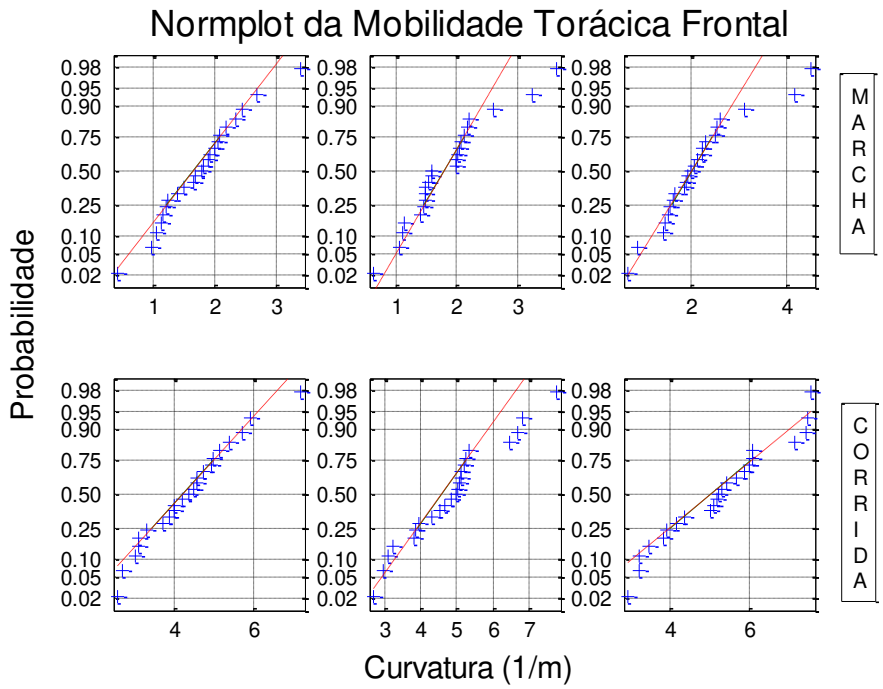
	VELOCIDADES (m/s) – PLANO SAGITAL											
Sujeitos	*1,2*		*1,5*		*1,8*		*2,2*		*2,6*		*3,0*	
	Tor (1/m)	**Lom (1/m)**	**Tor (1/m)**	**Lom (1/m)**	**Tor (1/m)**	**Lom (1/m)**	**Tor (1/m)**	**Lom (1/m)**	**Tor (1/m)**	**Lom (1/m)**	**Tor (1/m)**	**Lom (1/m)**
C1	0,66	1,66	0,84	1,65	1,03	1,72	1,34	2,76	1,68	1,62	1,70	2,27
C2	0,77	1,78	1,08	1,88	1,66	2,80	3,14	5,30	3,18	5,16	3,06	5,22
C3	0,31	0,71	0,25	0,79	0,29	0,87	0,94	1,38	1,17	1,77	1,29	2,16
C4	0,44	0,50	0,40	0,72	0,46	0,72	1,38	0,93	1,54	1,04	1,51	1,20
C5	0,68	2,21	0,64	3,07	1,06	3,63	1,53	3,20	1,43	3,79	1,65	3,75
C6	0,63	0,66	0,65	0,85	0,63	0,83	1,06	1,29	1,74	2,87	1,27	1,83
C7	0,79	0,73	0,78	0,88	0,62	1,21	1,25	3,22	1,29	3,15	1,45	3,12
C8	0,51	1,90	0,71	1,64	0,83	1,52	1,16	2,09	1,15	2,70	1,00	2,96
C9	0,41	1,08	0,51	1,48	0,60	1,52	2,05	3,28	2,08	3,12	2,19	5,78
C10	0,42	1,09	0,36	0,94	0,55	1,94	0,82	1,46	1,35	1,89	1,31	2,41
C11	1,64	3,17	1,49	4,26	1,23	4,59	1,85	2,78	1,96	2,83	1,93	3,18
C12	0,69	1,57	0,90	2,06	1,97	2,45	1,62	3,84	1,76	3,87	1,94	4,21
C13	045	1,24	0,46	1,74	0,70	2,46	1,68	2,10	1,96	2,20	2,35	2,54
C14	0,59	2,08	0,95	2,13	0,93	2,95	2,52	5,33	2,88	6,19	3,03	5,77
C15	1,15	2,11	1,24	2,76	1,61	2,95	1,75	3,53	1,95	3,34	2,39	3,62
C16	0,86	0,91	0,98	1,05	1,04	1,20	1,13	3,04	2,43	3,92	2,36	4,27
C17	0,55	2,24	0,44	1,82	0,56	1,94	1,29	2,19	1,39	2,15	1,57	3,01
C18	0,48	1,11	0,66	1,54	0,70	1,56	1,89	1,50	2,56	1,60	3,26	2,07
C19	0,66	1,42	0,59	2,12	0,78	2,41	2,02	3,07	1,78	4,67	1,84	5,81
C20	2,40	4,35	2,35	5,08	2,53	6,33	4,13	4,34	4,73	4,30	4,93	4,75
C21	0,55	1,10	0,91	1,51	0,80	1,62	2,11	2,30	1,92	2,56	1,96	2,59
C22	0,55	1,56	0,46	1,37	0,53	1,94	1,62	2,39	1,88	2,53	2,06	2,50
C23	0,56	1,22	0,73	1,80	0,94	1,95	1,22	1,94	1,29	1,92	2,09	2,36
Média	0,73	1,58	0,80	1,88	0,96	2,22	1,72	2,75	1,96	3,01	2,09	3,36
(DP)	(0,46)	(0,88)	(0,45)	(1,07)	(0,53)	(1,29)	(0,75)	(1,19)	(0,80)	(1,26)	(0,86)	(1,36)

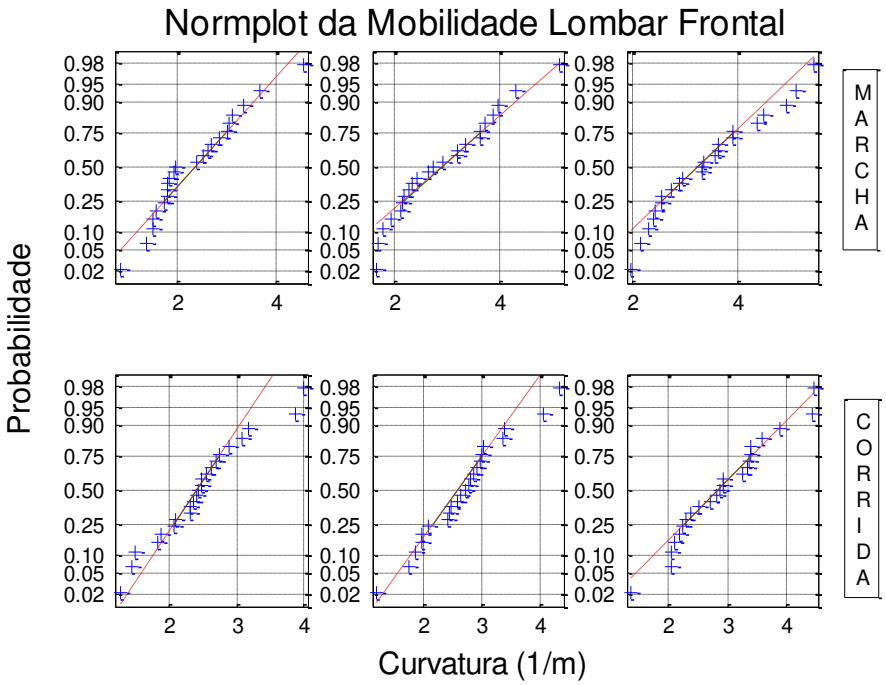
	VELOCIDADES (m/s) – PLANO FRONTAL											
Sujeitos	*1,2*		*1,5*		*1,8*		*2,2*		*2,6*		*3,0*	
	Tor (1/m)	**Lom (1/m)**	**Tor (1/m)**	**Lom (1/m)**	**Tor (1/m)**	**Lom (1/m)**	**Tor (1/m)**	**Lom (1/m)**	**Tor (1/m)**	**Lom (1/m)**	**Tor (1/m)**	**Lom (1/m)**
C1	1,49	1,74	1,49	2,42	1,63	2,90	3,86	2,62	5,00	2,64	5,86	2,72
C2	2,17	3,36	2,05	3,35	2,15	3,91	5,90	3,07	6,68	2,98	7,13	2,24
C3	1,92	1,52	1,49	2,11	1,51	2,40	3,31	2,32	3,81	2,70	3,93	2,91
C4	2,45	1,39	2,60	1,94	2,55	2,32	4,01	1,49	3,96	1,87	4,36	2,05
C5	2,34	3,07	2,21	3,61	3,12	4,51	5,36	2,90	5,37	3,39	5,10	3,40
C6	1,98	1,57	2,01	1,66	1,91	1,99	3,72	2,08	4,29	2,07	3,83	2,36
C7	1,22	1,97	1,42	2,90	1,65	3,59	2,67	2,48	2,98	2,77	3,25	2,93
C8	1,21	3,67	1,59	4,31	1,99	5,13	4,57	1,87	4,68	1,97	5,17	2,09
C9	1,77	2,63	2,01	3,72	2,59	3,33	4,38	2,56	5,10	3,00	5,44	3,58
C10	1,89	1,53	1,48	1,77	1,42	2,16	3,98	1,84	4,55	1,96	5,66	2,05
C11	0,96	1,95	1,06	2,63	0,68	2,98	3,11	2,56	3,11	2,47	3,22	2,52
C12	2,68	3,13	3,26	3,98	4,15	3,66	4,72	1,84	5,13	4,31	5,30	4,43
C13	1,81	1,82	2,00	2,34	2,31	2,76	5,72	2,71	6,83	2,45	7,38	2,30
C14	1,16	2,40	1,45	3,63	2,05	4,94	7,17	2,32	7,76	2,41	7,51	3,37
C15	3,37	1,81	3,64	2,16	4,50	2,55	4,99	2,37	6,46	2,57	7,42	2,88
C16	1,38	2,86	1,53	3,86	1,87	4,38	3,10	2,47	3,87	2,85	4,18	2,81
C17	1,12	1,83	1,10	2,18	1,56	2,44	3,00	1,28	3,23	1,20	3,49	1,37
C18	1,67	4,55	2,13	5,13	2,49	5,46	5,12	2,44	5,11	2,79	6,06	3,39
C19	1,64	2,71	1,60	3,19	1,92	3,66	4,19	1,44	5,20	1,75	6,09	2,20
C20	0,42	0,88	0,64	1,69	0,89	2,57	4,58	2,76	5,05	3,03	5,98	3,26
C21	2,04	2,54	2,08	2,73	2,24	3,36	4,93	3,89	4,86	4,04	5,03	4,45
C22	2,08	3,02	2,17	3,21	2,22	3,93	4,50	3,18	5,26	3,36	5,21	3,89
C23	1,04	1,80	1,13	2,27	1,46	3,34	2,58	2,41	2,71	2,91	2,97	3,34
Média	1,73	2,34	1,83	2,90	2,12	3,40	4,32	2,46	4,82	2,67	5,20	2,89
(DP)	(0,65)	(0,87)	(0,69)	(0,93)	(0,88)	(0,99)	(1,12)	(0,68)	(1,28)	(0,71)	(1,39)	(0,78)

APÊNDICE J – Teste de normalidade para a amplitude total de variação da curvatura geométrica torácica e lombar (mobilidade vertebral), no plano sagital e frontal, em cada velocidade e/ou forma de locomoção.






Normplot da Mobilidade Torácica Frontal
Probabilidade
0.98
0.95
0.90
0.75
0.50
0.25
0.10
0.05
0.02
MARCHA
CORRIDA
Curvatura (1/m)


Normplot da Mobilidade Lombar Frontal
Probabilidade
0.98
0.95
0.90
0.75
0.50
0.25
0.10
0.05
0.02
MARCHA
CORRIDA
Curvatura (1/m)