

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: BIODINÂMICA DO MOVIMENTO HUMANO

TESE DE DOUTORADO

ADAPTAÇÕES DA GEOMETRIA DA COLUNA VERTEBRAL E DO
DORSO DURANTE A CORRIDA

PEDRO PAULO DEPRÁ

200405036

CAMPINAS
2004

ADAPTAÇÕES DA GEOMETRIA DA COLUNA VERTEBRAL E DO DORSO DURANTE A CORRIDA

Tese apresentada à Faculdade de
Educação Física da Universidade
Estadual de Campinas.

Orientador: Prof. Dr. René Brenzikofer

**CAMPINAS
2004**

UNIDADE	BC
Nº CHAMADA	UNICAMP
	D442a
V	EX
TOMBO BC/	57467
PROC.	16/229104
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	21,00
DATA	14/04/2004
Nº CPD	

CM00196216-5

BIB ID 313914

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA FEF-UNICAMP

D442a Deprá, Pedro Paulo
Adaptações da geometria da coluna vertebral e do dorso durante a corrida / Pedro Paulo Deprá. — Campinas, SP: [s.n.], 2004.

Orientador: René Brenzikofer
Tese (doutorado) — Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas.

1. Biomecânica. 2. Coluna vertebral. 3. Corrida. 4. Cinemática. 5. Dorso. I. Brenzikofer, René. II. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física. III. Título.

ADAPTAÇÕES DA GEOMETRIA DA COLUNA VERTEBRAL E DO DORSO DURANTE A CORRIDA

Este exemplar corresponde à redação final da tese de doutorado defendida por Pedro Paulo Deprá e aprovada pela comissão julgadora em 13 de fevereiro de 2004.



Orientador: Prof. Dr. René Brenzikofer.

**CAMPINAS
2004**

Membros constituintes da Comissão Julgadora

Orientador: Prof. Dr. René Brenzikofer

Faculdade de Educação Física - UNICAMP

Prof. Dr. José Marques Novo Jr.

Faculdade de Educação Física e Desportos – UFJF

Prof. Dr. Sérgio Augusto Cunha

Departamento de Educação Física - UNESP – Rio Claro

Prof. Dr. José Hugo Sabatino

Faculdade de Ciências Médicas – UNICAMP

Prof. Dr. Ricardo Machado Leite de Barros

Faculdade de Educação Física – UNICAMP

Suplentes:

Prof. Dr. Paulo Régis Caron Ruffino

Departamento de Matemática – IMECC – UNICAMP

Prof. Dr. Paulo Roberto de Madureira

Faculdade de Ciências Médicas – UNICAMP

Dedicatória

À minha esposa, Elaine, que esteve ao meu lado em todos os momentos.
À minha mãe, Aurora, que acreditou na minha escolha profissional.

Agradecimentos

A Deus, amigo incomparável.

Ao Prof. Dr. René Brenzikofer, meu orientador, por compartilhar comigo seu tema de pesquisa, por orientar este trabalho de forma segura, pelo exemplo profissional.

À banca examinadora, Prof. Dr. José Marques Novo Jr., Prof. Dr. Sérgio Augusto Cunha, Prof. Dr. José Hugo Sabatino, Prof. Dr. Ricardo Machado Leite de Barros, Prof. Dr. Luiz Eduardo Barreto Martins, Prof. Dr. Paulo Régis Caron Ruffino pelas sugestões que contribuíram para a realização desta tese de doutorado.

Aos meus amigos Luciano Allegretti Mercadante e Dalva Marin Beltrami pela ajuda incondicional.

Ao Prof. Dr. Euclides Custódio de Lima Filho pelo feliz e edificante convívio. Saudade.

Aos amigos do grupo de estudo da geometria da coluna vertebral em movimento, Cíntia Pegoretti, Daniela Saldanha Wittig, Fernanda Antico Benetti e Mário Hebling Campos, pelo espírito de grupo, pela convivência harmoniosa e ajuda mútua.

Aos amigos do Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Universidade Estadual de Campinas, Pascual Jovino Figueroa, Milton Shoiti Misuta, Luciane F. R. Fernandes, Alethéa Gomes Nardini, Tiago Guedes Russomanno, José Alberto Provenzano, Luciana Menegheso Andrade, Karine Jacon Sarro, Carla Maia Aguiar, por compartilhar das mesmas preocupações e alegrias.

Ao Laboratório de Fisiologia do Exercício da Faculdade de Educação Física/ UNICAMP pela cessão do espaço e da esteira para a realização da parte experimental desta pesquisa.

À CAPES - Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior pela concessão de bolsa através do PICDT - Programa Institucional de Capacitação Docente e Técnica.

Título da Tese: Adaptações da geometria da coluna vertebral e do dorso durante a corrida
Autor: Pedro Paulo Deprá
Orientador: Prof. Dr. René Brenzikofer
Ano: 2004
Instituição: UNICAMP - Universidade Estadual de Campinas
FEF -Faculdade de Educação Física
Área de concentração: Biodinâmica do Movimento Humano
Número de chamada: Biblioteca da FEF/UNICAMP: D442a

Resumo

As adaptações das curvaturas da coluna vertebral e do dorso de corredores são analisadas em função da velocidade. A pesquisa é realizada com dez atletas voluntários, com faixa etária entre 18 e 26 anos, com experiência esportiva, correndo sobre uma esteira regulada em oito velocidades. A curva da coluna vertebral é representada por marcadores retrorrefletores circulares aderidos à pele ao longo da linha definida pelos processos espinhosos vertebrais entre a região cervical e sacral. São fixados ainda, sobre o dorso, seis pares desses marcadores, com a finalidade de acessar às oscilações do dorso e identificar regiões anatômicas representativas da pelve, das vértebras e dos acrômios. A localização 3D desses marcadores é obtida através de técnicas videogramétricas. Funções polinomiais são usadas para quantificar a curva da coluna nos planos de projeção sagital e frontal e para calcular a curvatura geométrica bidimensional correspondente. O componente neutro da coluna é construído a partir de duas curvas representativas da coluna, obtidas em dois momentos considerados bilateralmente simétricos, durante a passada. O componente oscilatório resulta da subtração da curva neutra, de cada uma das curvas representativas da coluna obtidas ao longo da passada. Durante a corrida, as amplitudes máximas das oscilações dos segmentos bilaterais que ocorrem no plano frontal apresentam magnitudes menores do que as encontradas no plano transversal. Os efeitos do aumento da velocidade parecem mais acentuados nas oscilações quantificadas no plano transversal. Os componentes neutros obtidos para cada corredor descrevem as características individuais, são independentes da velocidade e distintos da curva da coluna obtida na posição estática. A sobreposição das curvas do componente oscilatório da coluna no plano frontal forma duas regiões de maior amplitude na adaptação da curvatura ao longo da passada: a torácica e a lombar. Nessas regiões os picos de curvaturas acentuam-se com o aumento da velocidade e ocorrem em determinadas fases do ciclo da passada. Os picos de curvaturas positivos e negativos lombares são associados à fase de apoio dos pés e os picos positivos e negativos torácicos à fase de duplo balanço.

PALAVRAS CHAVES: 1. Biomecânica. 2. Coluna vertebral. 3. Corrida.
4. Cinemática. 5. Dorso.

Thesis: Back and Spine Geometry adaptations during running.
Author: Pedro Paulo Deprá
Year: 2004
Thesis Adviser: Prof. Dr. René Brenzikofer
Institution: UNICAMP - Universidade Estadual de Campinas
FEF -Faculdade de Educação Física
Concentration Area: Biodinâmica do Movimento Humano
Control Number: Biblioteca da FEF/UNICAMP: D442a

Abstract

Runners' back and spine curvature adaptations are analyzed in function of the velocity. The research is performed with ten 18-26-year-old sportive experienced volunteer athletes, running on a treadmill regulated into eight velocities. The spine's curve is represented by circular reflexive markers adhered to the skin along the line defined by the vertebral spinous processes between the vertical and sacral regions. Six pairs of these markers are still fixed on the back, with the purpose of both accessing the back's oscillations and identifying the pelvis, vertebrae and acromions representative anatomical regions. These 3D markers localization is obtained by videogrametric techniques. Polynomial functions are used to quantify the spine's curve on the sagittal and frontal planes, as well as to calculate the corresponding bidimensional geometric curvature. The spine's neutral component is constructed from two spine's representative curves, obtained in two bilaterally symmetrical moments, during the gait cycle. The oscillatory component results from the subtraction of the neutral curve of each spine's representative curve obtained during the gait cycle. During running, the maximal amplitudes of the bilateral segments oscillations that occur in the frontal plane show less magnitudes than those found in the transverse plane. The effects of the velocity increase seem more accentuated in the transverse plane oscillations. The neutral components obtained for each runner describe the individual characteristics, they do not depend on the velocity, and they are distinct from the spine's curve obtained in the static position. In the frontal plane, the superposition of the spine's oscillatory component curves forms two regions of larger amplitude in the curvature adaptation along the stride: the lumbar and the thoracic ones. In these regions, the peaks of curvature are accented with the velocity increase and occur in certain phases of the gait cycle. The positive and negative lumbar curvature peaks are associated to the stance phase, and the thoracic ones are related to the double float phase.

KEYWORDS: 1. Biomechanics. 2. Spine. 3. Running 4. Kinematics 5. Back

S U M Á R I O

DEDICATÓRIA.....	IX
AGRADECIMENTOS	XI
RESUMO.....	XV
ABSTRACT	XVII
1 INTRODUÇÃO	1
2 OBJETIVOS	14
2.1 Objetivo Geral	14
2.2 Objetivos Específicos	14
3 METODOLOGIA	15
3.1 Tipo de Estudo	16
3.2 População e Amostra	16
3.3 Os Procedimentos Experimentais	17
3.3.1 Avaliação Clínica.....	17
3.3.2 Identificação e Avaliação Antropométrica	18
3.3.3 Análise Biomecânica por Videogrametria	18
3.3.3.1 Modelo de representação da coluna vertebral por marcadores	19
3.3.3.1.1 Procedimento de identificação de regiões anatômicas e	
vértebras	19
3.3.3.2 O Registro Estereoscópico.....	22
3.3.3.3 Seleção das velocidades do protocolo experimental	24
3.3.3.4 Definição da duração das velocidades da corrida	24
3.4 Análise Cinemática Tridimensional	25
3.4.1.1 Sincronização e Seleção de trechos de corrida	25
3.4.1.2 O ciclo e os eventos da passada	26
3.4.1.2.1 Termo de Exclusão	29
3.4.1.3 Processo de Medição.....	30
3.4.1.4 Correspondência e localização 3D dos marcadores	31
3.4.1.5 Filtragem das flutuações das coordenadas 3D	32
3.5 Tratamento dos Dados	34
3.5.1.1 Translação da origem do sistema de coordenadas	34
3.5.1.2 Quantificação das oscilações dos pontos bilaterais	35

3.5.1.3	Representação da Coluna por funções polinomiais	36
3.5.1.4	Cálculo da Curvatura Geométrica	43
3.5.1.5	Cálculo da Curva Neutra	47
3.6	Tratamento Estatístico.....	52
3.7	Condições de Aplicabilidade	52
3.8	Variáveis analisadas.....	54
4	RESULTADOS	56
4.1	As adaptações do dorso	57
4.1.1	Adaptações do dorso no plano frontal	57
4.1.2	Adaptações do dorso no plano transversal	60
4.2	As adaptações da geometria da coluna vertebral	63
4.2.1	As adaptações geométricas da coluna através da análise do componente oscilatório da coluna	64
4.2.2	A curva neutra da coluna durante a corrida	71
5	DISCUSSÃO	80
5.1	Oscilação do dorso no plano frontal	81
5.2	Oscilação do dorso no plano transversal	83
5.3	A curva neutra	85
5.4	Adaptações da Coluna Vertebral	87
6	CONCLUSÃO	91
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	95
	APÊNDICES.....	101
6.1	Apêndice 1 – Termo de consentimento livre e esclarecido	102
	Apêndice 2 – Avaliação Clínica	104
6.2	Apêndice 3 – Identificação e Avaliação Antropométrica	105
6.3	Apêndice 4 – Gráficos das oscilações dos pontos bilaterais nos planos frontal e transversal	106
6.4	Apêndice 5 – Gráficos das curvaturas bidimensionais da coluna nos planos frontal e sagital	133
6.5	Apêndice 6 – Gráficos das curvaturas bidimensionais do componente oscilatório da coluna vertebral no plano frontal	144
6.6	Apêndice 7 – Apresentação de animações de itens da Metodologia	154

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Vista da coluna vertebral nos planos frontal e sagital, respectivamente. Modificado de SOBOTTA & BECHER (1977).....	9
Figura 2 - Modelo de Fixação dos marcadores retrorrefletores.....	21
Figura 3 – Representação gráfica do cenário experimental.....	23
Figura 4 – Adaptação da representação do ciclo da passada. D= Pé Direito; E= Pé Esquerdo. A linha contínua representa o contato de um dos pés sobre o solo e a linha pontilhada, o balanço simples ou duplo dos pés.....	28
Figura 5 – Exemplo de Suavização por <i>Spline</i> Cúbica e Resíduos. 1º gráfico - * (coordenada z); linha contínua (função ajustada). 2º gráfico – x (resíduo do ajuste).....	33
Figura 6 - Convenção adotada para a quantificação da oscilação dos segmentos de reta que unem os pares bilaterais. Rotação horária, ângulo positivo.....	35
Figura 7 – Qui-quadrado reduzido em função do grau do polinômio - Plano Sagital.....	40
Figura 8 - Qui-quadrado reduzido em função do grau do polinômio - Plano Frontal.....	40
Figura 9 – Sobreposição de quinze projeções da coluna vertebral de um mesmo evento e a curva representativa da coluna proveniente do ajuste polinomial na Projeção x(z) - Plano Sagital.....	42
Figura 10 - Sobreposição de quinze projeções da coluna vertebral de um mesmo evento e a curva representativa da coluna proveniente do ajuste polinomial na Projeção y(z) - Plano Frontal.....	43
Figura 11 - Exemplo de representação da coluna vertebral, no plano sagital, e Curvatura correspondente. RSP = Apoio Simples Direito.....	45
Figura 12 – Exemplo de representação da coluna vertebral, no plano frontal, e Curvatura correspondente. RSP = Apoio Simples Direito.....	46
Figura 13 – Projeções, P_i , das curvas da coluna vertebral. Corredor F na velocidade 2.4 m/s. À esquerda, conjunto de todas as curvas do ciclo padrão da passada. À direita, curvas selecionadas para comporem a curva neutra (traço cheio) e curva neutra resultante (tracejado).	50
Figura 14 Conjunto de curvas do componente oscilatório para o corredor na velocidade 2.4m/s. À esquerda, Projeção, P_{osc} e à direita, curvatura geométrica 2D, K_{osc} . Observe que uma curvatura geométrica positiva ($k>0$) significa uma curva com a convexidade orientada para o lado direito do sujeito ($y>0$).....	51
Figura 15 - Oscilações do dorso no plano frontal. As curvas correspondem à variação angular dos segmentos que unem os seguintes pares de pontos: * (Acrômios), + (T6), □ (L4), ▽ (espinhas ilíacas póstero-superiores).....	58
Figura 16 - Oscilações do dorso no plano transversal. As curvas correspondem à variação angular dos segmentos que unem os seguintes pares de pontos: * (Acrômios), + (T6), □ (L4), ▽ (espinhas ilíacas póstero-superiores).....	61

Figura 17 - Curvaturas Frontais do Componente Oscilatório - Corredor F na velocidade 2.4 m/s. 'A' = Pico negativo lombar; 'B' = Pico positivo lombar; 'C' = Pico negativo torácico; 'D' = Pico positivo torácico. Sinal Curvatura (-) correspondente à convexidade da curva representativa da coluna à esquerda, Sinal Curvatura (+) corresponde à convexidade da curva representativa da coluna à direita.	65
Figura 18 - Curvatura 2D em função do ciclo da passada. . 'A' = Pico negativo lombar; 'B' = Pico positivo lombar; 'C' = Pico negativo torácico; 'D' = Pico positivo torácico.	67
Figura 19 - Picos negativo (A) da curvatura lombar do componente oscilatório da coluna vertebral em função da Velocidade	69
Figura 20 - Picos positivo (B) da curvatura lombar do componente oscilatório da coluna vertebral em função da Velocidade	69
Figura 21 - Picos positivo (D) da curvatura torácica do componente oscilatório da coluna vertebral em função da Velocidade	70
Figura 22 - Picos negativo (C) da curvatura torácica do componente oscilatório da coluna vertebral em função da Velocidade	70
Figura 23 - Curvaturas Geométricas 2D, das curvas neutras, K_N (linha cheia) e da curva obtida na postura estática (tracejada). Atleta J, velocidades 2.0, 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 m/s e postura estática.	72
Figura 24 - Curvaturas Geométricas 2D, das curvas neutras, K_N (linha cheia). Atleta B, velocidades 2.0, 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 m/s e postura estática. .	73
Figura 25 - Curvaturas Geométricas 2D, das curvas neutras, K_N (linha cheia). Atleta C, velocidades 1.8, 2.0, 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 m/s e postura estática.	73
Figura 26 - Curvaturas Geométricas 2D, das curvas neutras, K_N (linha cheia). Atleta F, velocidades 2.0, 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 m/s e postura estática. ..	73
Figura 27 - Curvaturas Geométricas 2D, das curvas neutras, K_N (linha cheia). Atleta G, velocidades 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 m/s e postura estática.	73
Figura 28 - Curvaturas Geométricas 2D, das curvas neutras, K_N (linha cheia). Atleta J, velocidades 2.0, 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 m/s e postura estática. .	74
Figura 29 - Curvaturas Geométricas 2D, das curvas neutras, K_N (linha cheia). Atleta L, velocidades 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 m/s e postura estática.	74
Figura 30 - Curvaturas Geométricas 2D, das curvas neutras, K_N (linha cheia). Atleta M, velocidades 1.8, 2.0, 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 m/s e postura estática.	74
Figura 31 - Curvaturas Geométricas 2D, das curvas neutras, K_N (linha cheia). Atleta R, velocidades 1.8, 2.0, 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 m/s e postura estática.	74
Figura 32 - Curvaturas Geométricas 2D, das curvas neutras, K_N (linha cheia). Atleta T, velocidades 1.8, 2.0, 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 m/s e postura estática.	75
Figura 33 - Curvaturas Geométricas 2D, das curvas neutras, K_N (linha cheia). Atleta V, velocidades 1.8, 2.0, 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 m/s e postura estática.	75
Figura 34 - Curvatura Geométricas 2D Média, da curvas neutra, K_N (linha cheia), do desvio-padrão (linha em vermelho) e da curva obtida na postura estática (tracejada) do Atleta B.	76

Figura 35 – Curvatura Geométricas 2D Média, da curvas neutra, KN (linha cheia), do desvio-padrão (linha em vermelho) e da curva obtida na postura estática (tracejada) do Atleta C.	76
Figura 36 – Curvatura Geométricas 2D Média, da curvas neutra, KN (linha cheia), do desvio-padrão (linha em vermelho) e da curva obtida na postura estática (tracejada) do Atleta F.	77
Figura 37 – Curvatura Geométricas 2D Média, da curvas neutra, KN (linha cheia), do desvio-padrão (linha em vermelho) e da curva obtida na postura estática (tracejada) do Atleta G.	77
Figura 38 – Curvatura Geométricas 2D Média, da curvas neutra, KN (linha cheia), do desvio-padrão (linha em vermelho) e da curva obtida na postura estática (tracejada) do Atleta J.	77
Figura 39 – Curvatura Geométricas 2D Média, da curvas neutra, KN (linha cheia), do desvio-padrão (linha em vermelho) e da curva obtida na postura estática (tracejada) do Atleta L.	77
Figura 40 - Curvatura Geométricas 2D Média, da curvas neutra, KN (linha cheia), do desvio-padrão (linha em vermelho) e da curva obtida na postura estática (tracejada) do Atleta M.	78
Figura 41 - Curvatura Geométricas 2D Média, da curvas neutra, KN (linha cheia), do desvio-padrão (linha em vermelho) e da curva obtida na postura estática (tracejada) do Atleta R.	78
Figura 42 - Curvatura Geométricas 2D Média, da curvas neutra, KN (linha cheia), do desvio-padrão (linha em vermelho) e da curva obtida na postura estática (tracejada) do Atleta T.	78
Figura 43 - Curvatura Geométricas 2D Média, da curvas neutra, KN (linha cheia), do desvio-padrão (linha em vermelho) e da curva obtida na postura estática (tracejada) do Atleta V.	78
Figura 44 - Ilustração sobre a posição da pélvis durante o contato do pé direito sobre o solo. Modificado de HEGEDÚS ([19--?]).	81
Figura 45 - Rotação externa da pélvis no momento do apoio do pé direito. Modificado de SHACHE (1999)	83
Figura 46 - Comparação das curvaturas, respectivamente, antes e depois do procedimento de separação dos componentes oscilatório e neutro	88
Figura 47 - Encadeamento dos picos de curvatura e das fases do ciclo da passada	89

1 INTRODUÇÃO

A corrida é popularmente reconhecida como uma das atividades utilizadas para a manutenção dos níveis de aptidão física dos indivíduos. Basta recorrermos aos parques públicos e logradouros que logo iremos observar esse fenômeno. O número de praticantes tem aumentado e se estendido às várias faixas etárias e condições sociais.

Com o aumento do interesse por este tipo de atividade física, observa-se também uma mobilização de vários setores da sociedade tais como, médicos, fisioterapeutas e profissionais de educação física, para promover uma conscientização em relação aos cuidados necessários, aos benefícios que a prática da corrida pode proporcionar ao corpo humano, assim como as repercussões negativas.

A corrida também se apresenta formalizada em termos de modalidade esportiva como é o caso das provas do atletismo. Neste esporte, observa-se que, dentre outras modalidades (o arremesso, o lançamento e o salto) a corrida tem um maior número de provas.

Tanto na competição, quanto no lazer, o gesto técnico da corrida precisa ser analisado e orientado, geralmente por um profissional da área da Educação Física, pois a sobrecarga num sistema ou grupo muscular pode levar à ocorrência de lesões tipicamente relacionadas à ineficiência de um determinado movimento. Durante uma corrida, uma técnica ineficiente pode limitar a performance do atleta (HUGHES, 2001; HUMPHREYS & HOLMAN, 1985). O gasto de energia devido à ineficiência biomecânica pode levar um indivíduo a correr num nível acima de sua capacidade máxima de absorção de oxigênio.

Portanto, na formação do profissional de Educação Física, o conhecimento dos diversos fatores que estão presentes na corrida é essencial para o processo de orientação dessas atividades. A mecânica do movimento da corrida é um desses fatores.

A literatura biomecânica consultada tem mostrado que houve progresso no acesso à informação sobre os padrões de movimentação dos elementos do corpo durante a locomoção. Tal progresso, em grande parte, foi permitido pela propagação de sistemas comerciais que viabilizaram o estudo da cinemática tridimensional (SCHACHE et al., 1999).

Na locomoção humana e em especial na corrida, o conhecimento da mecânica do movimento passa pela compreensão de como os elementos do corpo (tronco, coluna, pelve, membros superiores e inferiores) se interagem para promover a eficiência do gesto técnico.

Encontra-se na literatura uma variedade de situações experimentais nas quais essas interações são descritas e analisadas. No entanto, na sua maioria, os estudos concentram-se apenas na análise de membros inferiores, da pelve e do

tronco, este último freqüentemente considerado como segmento rígido. Ainda podem-se identificar conotações bem diferenciadas quando se comparam estudos provenientes da literatura biomecânica e da desportiva.

Na literatura biomecânica, as situações de estudo são definidas, geralmente, em termos da idade, do sexo dos voluntários e, da velocidade de locomoção. Vejamos, a seguir, alguns desses trabalhos.

THORSTENSSON et al (1982) estudaram os movimentos do tronco e os padrões de atividade muscular na locomoção em várias velocidades. Em relação ao tronco, eles observaram que o deslocamento angular apresentou oscilações regulares, mas a característica da curva, a magnitude e as relações com o ciclo da passada, foram diferentes nos dois planos (sagital e frontal) e variaram com a velocidade e o modo de progressão.

STOKES et al. (1989) estudaram as características dos movimentos da pelve e do tórax durante a locomoção de adultos. Eles registraram os movimentos desses membros e descreveram a rotação e a translação em torno e, ao longo, dos três eixos ortogonais definidos a partir da posição de referência anatômica.

CROSBIE & VACHALATHITI (1997) descreveram a coordenação dos movimentos da pelve e articulação do quadril durante a marcha com velocidade livremente selecionada e outra mais alta. Os autores concluíram que existe maior correlação entre as variáveis espaço-temporais na marcha em velocidade mais alta, do que na marcha com velocidade preferida.

GARD & CHILDRESS (1997) mediram a inclinação da pelve durante o andar, e avaliaram o deslocamento vertical do tronco em relação a essa inclinação. Os resultados encontrados sugeriram que na marcha com velocidade

entre 1 e 2 m/s, a inclinação da pelve tem menor influência na excursão vertical do tronco do que tem sido previamente reportado pela literatura.

LI et al. (1999) compararam a coordenação dos membros inferiores na marcha e na corrida, em velocidades similares, através da medida dos ângulos da coxa, da perna e do joelho, em função do tempo. Dentre outras características, eles observaram que, enquanto globalmente, os padrões cinemáticos eram preservados, eventos discretos, tais como, o tempo de ocorrência da retirada do pé do solo, mudavam em função do modo de locomoção.

Já na literatura desportiva, com enfoque na orientação técnica da corrida, há uma preocupação geral com a descrição dos movimentos fundamentais das partes do corpo, como a posição da cabeça, a ação dos braços e das pernas, o contato dos pés e a inclinação do tronco (GREER, 1972; FISER, 1973; JACOBY, 1983; HUMPHREYS & HOLMAN, 1985; GLOVER, 2001).

Examinando as informações da literatura até aqui apresentadas, pode-se observar que ainda é escasso o número de trabalhos que estudam a contribuição do mecanismo da coluna vertebral na locomoção, principalmente na corrida.

Os trabalhos voltados à descrição da coluna, com ênfase no diagnóstico de reabilitação cirúrgica, não têm aplicação em situação de locomoção por causa da utilização de métodos invasivos de aquisição de dados. Esses métodos inviabilizam a exposição dos avaliados por tempo prolongado, como é a característica dos procedimentos experimentais que envolvem a locomoção humana.

Dentre esses tipos de metodologias, podemos citar TAMAKI et al. (1999) que realizaram uma análise computacional da forma da coluna, após cirurgia

corretiva de escoliose, utilizando fotogrametria baseada em raios-X; HACKENBERG et al. (2000) que utilizaram o método de rastreamento por esteroescopia para análise da correção tridimensional de deformidades da coluna após cirurgia corretiva de escoliose; FRYMOYER et al. (1979) que analisaram movimentos complexos da coluna, em vivos, por método radiográfico; LE BORGNE et al. (1999) que simularam a técnica cirúrgica Cotrel-Dubousset de correção da coluna, utilizando um modelo baseado em elementos finitos, personalizado ao paciente; e ESTIVALÈZES et al. (1999) que realizaram um estudo comparativo da reconstrução tridimensional da coluna a partir da radiografia estereoscópica e da ressonância magnética.

Os trabalhos voltados para a locomoção concentram-se, na sua maioria, na marcha como linha de pesquisa e ficam limitados a regiões específicas da coluna.

WHITTLE & LEVINE (1997) definiram um método para medição da lordose lombar e o avaliaram durante uma marcha. Para tanto, utilizaram estruturas compostas por uma haste (instalada sobre uma base plana) e marcador esférico reflexivo, fixados na região sacral e na junção tóraco-lombar. O ângulo da lordose foi medido através da movimentação relativa do conjunto de marcadores.

CROSBIE et al. (1997) estudaram os padrões dos movimentos da pelve, coluna lombar e torácica baixa durante a marcha com velocidade livremente selecionada. Para representar a coluna foram fixados sobre a pele cinco marcadores retrorefletores localizados sobre os processos espinhosos e, mais três de cada lado da coluna. Com isso, o tronco foi dividido em segmentos discretos, considerados rígidos e articulados.

VOGT & BANZER (1999) estudaram diferenças na cinemática da região lombar alta e baixa, em marcha horizontal e inclinada. O objetivo do trabalho foi gerar uma base de dados em relação à região lombar para futuras comparações com padrões de marcha patológica.

SYCZEWSKA et al. (1999) investigaram os padrões de movimentação de segmentos da coluna durante a locomoção em esteira. A metodologia previu a segmentação da coluna em sete segmentos, de C7 a S2. Os resultados mostraram que pequenos movimentos entre os segmentos da coluna podem exercer um importante papel na redução do consumo de energia durante a marcha e na manutenção do equilíbrio.

FRIGO et al. (2000) realizaram um estudo dos segmentos da coluna durante o andar. Foram calculados para cada plano (sagital, frontal e transversal), os ângulos dos principais segmentos da coluna, a orientação da linha dos ombros e a inclinação do tronco. Para tanto, foram marcados sete processos espinhosos para calcular a deformidade espinhal, os acrômios e os membros inferiores. Comparando sujeitos normais e pacientes portadores de deformidades na coluna, demonstraram que o método utilizado era consistente com a avaliação clínica funcional e as medidas radiográficas.

FEIPEL et al. (2001) examinaram o efeito da velocidade nos padrões de movimentação da coluna lombar e as características conjuntas de rotação e inclinação. Os autores observaram que tanto a variação da rotação da coluna lombar quanto a velocidade de inclinação e rotação crescem com a velocidade da marcha.

VOGT et al. (2002) determinaram diferenças entre as oscilações angulares da coluna lombar durante a marcha em terreno normal e esteira. Os resultados mostraram que com a utilização da esteira, há uma tendência de redução das amplitudes de oscilação da região lombar e da pélvis no plano frontal e transversal.

De forma geral, podemos identificar algumas características dos trabalhos voltados à análise da coluna durante a locomoção: 1. Existe uma tendência dos estudiosos em abordar a coluna em regiões específicas e estudá-la em situações de marcha; 2. O procedimento de identificação da curva da coluna é realizado através da fixação de marcadores retrorefletores sobre a pele caracterizando a técnica não-invasiva, de acesso à informação; e 3. A aplicação dos resultados tende a ser voltada à área de clínica médica.

Nesta tese procuram-se informações qualitativas e quantitativas para a descrição das adaptações da geometria da coluna vertebral e do dorso durante a corrida. Com isso, as adaptações a serem observadas na coluna precisam ser visualizadas em toda a sua extensão, em função do tempo. A postura do indivíduo depende da configuração da geometria da coluna durante o movimento. E esta configuração não é apenas local.

Nos trabalhos acima abordados, as metodologias empregadas prevêm uma delimitação prévia de regiões da coluna vertebral através de marcadores. Nesta tese, uma das contribuições é a de possibilitar a futuros pesquisadores uma descrição da geometria da coluna vertebral, em toda sua extensão, durante a corrida. Após a coluna ser verificada em toda sua extensão durante a atividade, julgamos então ser possível analisá-la em regiões específicas.

Na postura normal, reconhecemos quatro padrões de curvaturas (fig.1), duas cifoses (coccígena e torácica) e duas lordoses (lombar e cervical). No entanto, em movimento, esta configuração pode sofrer modificações. Segundo UETAKE et al. (1998), a forma da curvatura vertebral em repouso não é sempre a mesma que aquela durante a participação nos esportes e a forma dos corpos das vértebras ou dos discos intervertebrais pode adaptar-se gradualmente enquanto um indivíduo pratica um esporte específico por muito tempo.

A geometria, que muda em toda a sua extensão a cada instante, é um reflexo compensatório das forças mecânicas que a coluna está submetida, seja ela do próprio peso do corpo do indivíduo, seja pela aplicação de forças internas ou externas.

Durante a corrida, o indivíduo aplica força sobre o solo no momento do apoio. Conseqüentemente uma força de reação, é aplicada sob seu pé e transmitida para o seu corpo (MERCER et al., 1999), afetando os movimentos do tronco. Em resposta a essa carga, a coluna vertebral muda sua geometria.

Esta mudança é permitida através da sua estrutura flexível, formada por um conjunto de vértebras sobrepostas e de discos intervertebrais protegidos pela ação de músculos e ligamentos.

A coluna vertebral é constituída por trinta e três vértebras sendo sete cervicais, doze torácicas, cinco lombares, cinco sacras e quatro coccígenas. Dentre essas, as primeiras vinte e quatro vértebras (das cervicais às lombares) são separadas por discos intervertebrais (HAY & REID, 1988). Cada uma dessas vértebras possui uma arquitetura que confere à coluna vertebral função de proteção, suporte, transferência de carga e movimentação.

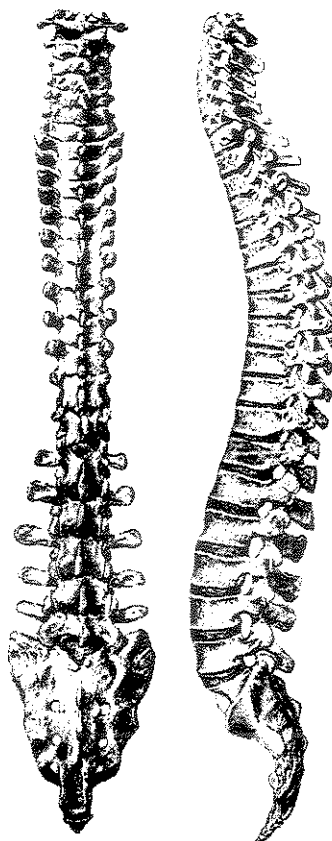


Figura 1 - Vista da coluna vertebral nos planos frontal e sagital, respectivamente. Modificado de SOBOTTA & BECHER (1977)

Um dos componentes dessa arquitetura é o disco intervertebral. Ele é aderido à cartilagem existente acima e abaixo dos corpos das vértebras e permite compressão em qualquer direção desenvolvendo desta forma função importante na absorção de choques.

Como função protetora, as articulações existentes entre os corpos das vértebras são reforçadas, na porção anterior e posterior, por ligamentos longitudinais que, além de promoverem uma estabilização, funcionam como

limitadores de movimentos de flexão e extensão (LUTTGENS & HAMILTON, 1997).

As vértebras também são constituídas pelos processos transversos, que se projetam lateralmente e promovem a articulação intervertebral através das facetas superiores e inferiores e, pelo processo espinhoso, que se projeta posteriormente e é facilmente palpado (THOMPSON & FLOYD, 1997).

As articulações entre as vértebras são denominadas de zigoapofisárias (planas) e ocorrem entre os processos articulares inferiores de uma vértebra superior e os processos articulares superiores de uma vértebra inferior. As articulações planas são circundadas por uma cápsula articular frouxa e delgada. Na região cervical essas cápsulas são mais longas e frouxas permitindo flexão mais extensa do que nas regiões torácica e lombar (MOORE, 1992).

A mobilidade em cada uma das regiões da coluna (cervical, torácica e lombar) é dependente da inclinação dessas facetas articulares e dos ligamentos fixados no corpo das vértebras.

Em particular, a presença da caixa torácica, com seus elementos ósseos, cartilagosos e articulares também intervém para dirigir e limitar os movimentos isolados da coluna (KAPANDJI, 1990).

O trabalho de VACHERON et al. (1999) identificou uma variabilidade mínima na região central da coluna, durante a marcha, que corresponde aproximadamente às vértebras T8-T9. Isso evidencia a relativa rigidez da coluna nessa região para movimentos de flexões laterais. Tais constatações também são confirmadas no trabalho de SYCZEWSKA et al. (1999).

Apesar das articulações intervertebrais apresentarem mobilidade discreta, a soma dos movimentos individuais resulta numa considerável mobilidade geral da coluna (WEINECK, 1990; HAY & REID, 1988, THOMPSON & FLOYD, 1997, MOORE, 1992), particular a cada tipo de movimento desenvolvido. Através da sua estrutura a coluna vertebral consegue adaptar sua geometria sem perder a sua função protetora.

Em questão da corrida, essas adaptações parecem ter uma significativa contribuição da experiência esportiva, ou seja, do treino. A falta de condição física e um gesto ineficiente leva o indivíduo a tomar uma postura inadequada. E a evolução desta postura durante a corrida tende a sobrecarregar o organismo, no mínimo aumentando os gastos energéticos.

Para a fase experimental da pesquisa, julgamos que o gesto técnico executado por corredores especializados seja uma referência. Neste caso, nos referimos aos corredores do atletismo.

Não estamos nos referindo às posturas típicas dos corredores, em cada prova do atletismo, mas nos aspectos relacionados à contribuição dos segmentos do corpo, fundamentais para a realização da técnica da corrida na sua forma mais geral.

Quando se abordam as modalidades de corrida (velocidade ou fundo) as informações a respeito da postura do atleta são específicas, ou seja, existe uma técnica própria para cada modalidade. Por exemplo, segundo HEGEDÜS ([19--?]), o corredor de grandes distâncias corre com o tronco relativamente erguido, com uma inclinação que chega apenas a 4-5 graus à frente. Já no caso dos corredores

em provas de alta-velocidade (DOHERTY, 1972) diz-se que esta inclinação deveria ser de 25 graus.

Já em relação aos aspectos fundamentais da corrida, segundo GREER (1972), uma vez o atleta ter alcançado uma velocidade adequada, o ângulo do tronco tende à vertical, com a cabeça num alinhamento natural com o corpo. Sugere-se que uma postura do tronco perto da vertical favorece a mobilidade do sistema “coluna lombar-pélvis” e requer menos esforços para a manutenção do equilíbrio corporal, enquanto uma excessiva inclinação do tronco à frente provoca um efeito oposto (HUMPHREYS & HOLMAN, 1985; ANDERSON, 1996).

No esporte, os movimentos de partes do corpo, durante a realização de uma habilidade específica, são descritos e analisados com o objetivo de obter informações que possam auxiliar o atleta na prevenção de lesões, na escolha do material esportivo mais adequado, no aperfeiçoamento da execução do gesto técnico e na melhoria do seu rendimento.

No treino, essa descrição, por vezes, tem uma abordagem qualitativa e é baseada na habilidade dos avaliadores em reconhecer características do movimento. Na maioria das vezes em situações de ensino ou de treino sistematizado este tipo de abordagem é a mais freqüente e factível. Uma descrição quantitativa exigiria uma instrumentação que em situações de prática diária poderia se tornar de difícil acesso.

No entanto, em se tratando da coluna vertebral e do dorso em movimento, uma descrição qualitativa poderia se tornar superficial, uma vez que não permitiria uma descrição mais detalhada sobre suas adaptações. As adaptações

apresentadas pela coluna e pelo dorso durante o movimento do corpo são sutis e de difícil detecção apenas com uma análise qualitativa.

Aliando a questão da eficiência do movimento com uma metodologia (BRENZIKOFER et al., 2000) que permite uma descrição da coluna em toda sua extensão, viabilizou-se um estudo das suas adaptações frente ao aumento da intensidade do esforço.

Considerando que os movimentos da coluna durante a locomoção são razoavelmente simétricos durante a corrida, identificaram-se também dois componentes em sua cinemática. Estes componentes apresentam-se, de forma integrada ou sobreposta: o primeiro, permanente, relacionado ao indivíduo e neutro em relação ao movimento realizado, e o segundo, oscilatório, ligado ao tipo de movimento executado. Para realizar a identificação desses dois componentes aplicamos a metodologia de BRENZIKOFER et al. (2004) submetido à revista *Gait and Posture*.

Desta forma, esta tese pretende contribuir com uma análise das adaptações da coluna vertebral aplicando uma metodologia capaz de separar o componente da cinemática da coluna relacionado aos efeitos do movimento da corrida, do componente relacionado às características pessoais dos corredores.

No conjunto de análises, abordaremos as adaptações da coluna vertebral, através da quantificação do componente oscilatório, as adaptações do dorso através da quantificação das oscilações angulares de segmentos bilaterais e a postura de cada corredor durante a corrida, através da quantificação da curva neutra.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Analisar as adaptações das curvaturas da coluna vertebral e do dorso de atletas durante a corrida, em função da velocidade, para construir padrões de referência sobre sua geometria, possibilitando futuras comparações com outras populações e orientar sua prática.

2.2 Objetivos Específicos

- Quantificar as oscilações angulares de segmentos de reta que unem pontos bilaterais posicionados sobre o dorso dos voluntários;
- Quantificar as curvaturas bidimensionais nos planos de projeção frontal e sagital;
- Quantificar os componentes neutro e oscilatório da coluna dos corredores durante a corrida em termos de curvatura geométrica bidimensional.
- Descrever o comportamento dos picos de curvaturas do componente oscilatório da coluna durante um ciclo padrão de passada;
- Correlacionar os picos de curvaturas do componente oscilatório da coluna dos corredores em função da velocidade;
- Comparar as curvaturas do componente neutro da coluna dos corredores calculadas em diferentes velocidades.

3 METODOLOGIA

A seguir apresenta-se a metodologia da pesquisa subdividida em tópicos. Aborda-se a tipificação e a amostra do estudo, as técnicas utilizadas para preparação e avaliação biomecânica da coluna e do dorso durante a corrida. Seguindo as recomendações do Ministério da Saúde, os procedimentos experimentais do estudo foram submetidos e aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Unicamp.

3.1 Tipo de Estudo

Estudo de coorte prospectivo quantitativo através da obtenção e caracterização das adaptações das curvaturas da coluna vertebral e do dorso, de atletas, durante a corrida.

3.2 População e Amostra

Participam como voluntários, dez atletas, com faixa etária entre 18 e 26 anos. A amostra do estudo é composta por atletas com experiência esportiva no atletismo, que apresentam treinamento sistematizado e que não apresentam histórico de disfunções locomotoras.

No quadro 1 dispõe-se a qualificação da amostra da pesquisa. Destacam-se as informações em relação à idade, estatura, massa corporal, especialidade e o tempo de treino dos atletas voluntários.

Dentre esses atletas estão presentes campeões e vice-campeões de torneios nacionais e internacionais, na categoria juvenil, em corridas de velocidade e de fundo e, atletas com experiência em campeonatos universitários de atletismo.

Quadro 1- Amostra da Pesquisa

Atleta	Idade	Estatura	Massa	Especialidade	Tempo de Treino
	[anos]	[cm]	[kg]		[anos]
B	18	176.00	67.10	Fundista	4
C	20	178.50	69.20	Velocista	7
F	26	172.00	64.30	Fundista	8
G	22	173.00	67.25	Velocista	4
J	25	180.00	65.90	Fundista	4
L	20	167.50	62.50	Velocista	2
M	19	180.00	59.05	Fundista	4
R	19	189.00	80.50	Velocista	8
T	19	183.50	73.60	Velocista	5
V	19	179.10	63.50	Fundista	4
Média	20	177.9 ± 6.1	67.3 ± 6.1	-	-

3.3 Os Procedimentos Experimentais

Os procedimentos experimentais são apresentados a seguir em três tópicos: a avaliação clínica, a identificação e a avaliação antropométrica e os encaminhamentos para a execução da análise biomecânica por videogrametria.

3.3.1 Avaliação Clínica

A participação do voluntário esteve condicionada às três avaliações e à assinatura do 'Termo de Consentimento livre e esclarecido' (Apêndice 1).

Todos os voluntários foram avaliados clinicamente antes do início da pesquisa. Esta avaliação foi realizada por um profissional da área médica e objetiva a identificação de diagnóstico que contra-indique a participação do voluntário na pesquisa. O Formulário desta avaliação se apresenta no Apêndice 2.

3.3.2 Identificação e Avaliação Antropométrica

A Identificação tem como objetivo obter os dados pessoais (nome, idade, data de nascimento) e esportivos em competições (especialidade, tempo de treino e melhores resultados) dos voluntários (Apêndice 3).

Juntamente com a Identificação é realizada uma avaliação antropométrica com medidas da estatura e da massa corporal dos voluntários, objetivando a obtenção de dados para a qualificação da amostra.

3.3.3 Análise Biomecânica por Videogrametria

Durante a Análise Biomecânica por Videogrametria os voluntários trajam calção de banho e touca para natação, ambos de cor escura para permitir contraste com os marcadores.

Inicialmente, são fixados marcadores retrorefletores sobre o dorso e a linha definida pelos processos espinhosos da coluna vertebral. Após, os voluntários correm sobre uma esteira¹ enquanto estão sendo filmados.

O objetivo principal desta sessão é o registro estereoscópico do dorso do voluntário em movimento. Estes registros possibilitarão a localização dos marcadores no espaço e a representação da coluna vertebral e do dorso durante a corrida. Para tanto, segue uma explicação de cada etapa do processo da Análise Biomecânica por Videogrametria.

¹ Esteira - Marca Quinton – Modelo Q65 – Series 90.

3.3.3.1 Modelo de representação da coluna vertebral por marcadores

O modelo de representação da coluna vertebral por marcadores, descrita a seguir, foi proposta por BRENNIKOFER et al. (2000). Este modelo é obtido a partir da curva que os processos espinhosos das vértebras permitem desenhar na pele do dorso.

Durante os procedimentos de representação, utiliza-se o método de palpação e marcação do dorso. Inicialmente procede-se a identificação de regiões anatômicas representativas dos acrômios, das vértebras T1, T6, T12, L4, e da pelve. Em seguida procede-se a representação da coluna vertebral por marcadores.

3.3.3.1.1 *Procedimento de identificação de regiões anatômicas e vértebras*

Os procedimentos de palpação e identificação das vértebras são realizados com o voluntário em posição ereta e seguem as orientações de Tixa (2000).

A região representativa dos acrômios é determinada pela localização da extremidade acromial da clavícula.

A localização do processo espinhoso da vértebra T1 é realizada por meio do método de rotação da cabeça. Com a cabeça do voluntário em posição neutra, inicialmente, localizam-se proeminências relativas aos processos espinhosos das vértebras C7 e T1, à altura do ângulo súpero-medial da escápula. Após, realizando uma rotação da cabeça do voluntário e com os dedos posicionados sobre esses processos espinhosos, um movimento discreto pode ser percebido ao nível de C7 e nenhum ao nível de T1.

A partir de T1 o processo espinhoso da vértebra T6 é localizado através da contagem dos processos espinhosos, por palpação, no sentido de cima para baixo.

A localização do processo espinhoso da vértebra T12 é realizada através da sua relação com o último arco costal. Posicionam-se as mãos abaixo do último arco costal e os polegares sobre a coluna. O processo espinhoso da vértebra T12 será localizado quando os polegares realizarem um pequeno movimento para baixo.

Para localizar o processo espinhoso da vértebra L4 posicionam-se as mãos do pesquisador sobre a crista ilíaca e dirigem-se os polegares para a coluna lombar. O processo espinhoso da vértebra L4 será identificado pelos polegares, quando estes se posicionarem no plano da palma da mão.

Sobre a pelve, localizam-se as espinhas ilíacas póstero-superiores. Essas estruturas podem ser encontradas por palpação localizando-se a parte mais posterior da crista ilíaca e seguindo-a até sua junção com a margem posterior do osso ilíaco onde há uma leve depressão.

Uma vez identificadas estas regiões, sobre o dorso do voluntário, são fixados seis pares de marcadores retrorefletores. Quatro pares de marcadores são simetricamente distribuídos (T1, T6, T12, L4), um de cada lado da linha definida pelos processos espinhosos, tendo como centro a vértebra identificada.

Outros dois pares de marcadores são posicionados sobre os acrômios e espinhas ilíacas póstero-superiores. Para os acrômios, são utilizados marcadores esféricos de 15 mm e para as outras regiões anatômicas, marcadores adesivos circulares planos de 5 mm de diâmetro, analérgicos e retrorefletores.

Tendo identificado as vértebras T1, T6, T12 e L4, procede-se à fixação dos marcadores adesivos de 5 mm de diâmetro, regularmente espaçados (~2-3 cm), ao longo da linha definida pelos processos espinhosos vertebrais entre a região cervical e sacral.

A região occipital (touca) e coccígena (calção) também são marcadas para auxiliarem no tratamento dos dados, no entanto, são descartadas na fase da análise. Durante a análise da forma da coluna consideramos apenas a curva da região cervical até a sacral.

A figura 2 ilustra a posição dos marcadores nas regiões anatômicas de interesse e na linha definida pelos processos espinhosos.

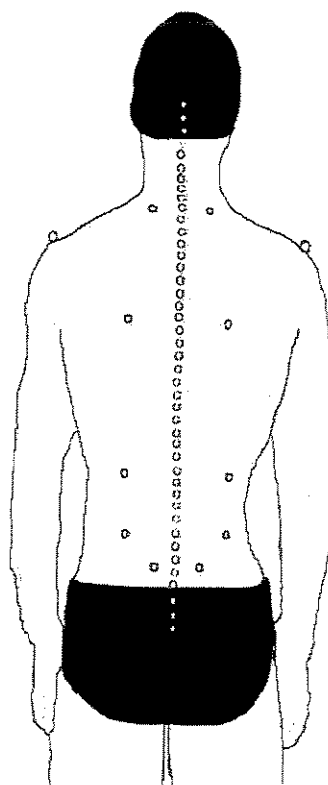


Figura 2 - Modelo de Fixação dos marcadores retrorefletores

3.3.3.2 O Registro Estereoscópico

O registro estereoscópico da corrida é realizado com quatro câmeras de vídeo digitais². Duas no plano sagital do voluntário, para registrar o dorso e, duas câmeras laterais, para registrar a movimentação dos membros inferiores, definir com precisão o ciclo da passada e calcular a velocidade real da corrida. A cada filmadora é posicionado um iluminador³ para permitir o efeito retrorefletor dos marcadores (fig. 3).

Esses registros são inicialmente armazenados em fitas digitais⁴ e posteriormente transferidos para o disco rígido do computador. As seqüências de imagens geradas pelas câmeras são amostradas a 60 Hz.

A região útil é previamente calibrada em relação a um sistema de referência, definido da seguinte maneira: 'x' (horizontal) com sentido positivo na progressão da corrida, 'z' (vertical) com sentido de baixo para cima, e 'y' (horizontal) com sentido da direita para a esquerda do voluntário. O sistema de referência segue a proposta de STOKES et al. (1994).

Considerando as definições de planos anatômicos, assumimos que esses eixos formam o plano quase-transverso (x-y), quase-frontal (y-z) e quase-sagital (x-z).

Na execução do experimento, inicialmente, realiza-se um registro da postura (dorso) do voluntário na posição ereta estática. Após, o voluntário realiza

² Câmeras de Vídeo Digital – Marca JVC – Modelo GR-DVL9500.

³ Iluminador Focal VL-300, de potência de 300W.

⁴ Fita de vídeo digital - mini DV Linear Plus

quatro minutos de aquecimento (corrida) sobre a esteira regulada em 1.8 m/s para permitir uma adaptação à atividade.

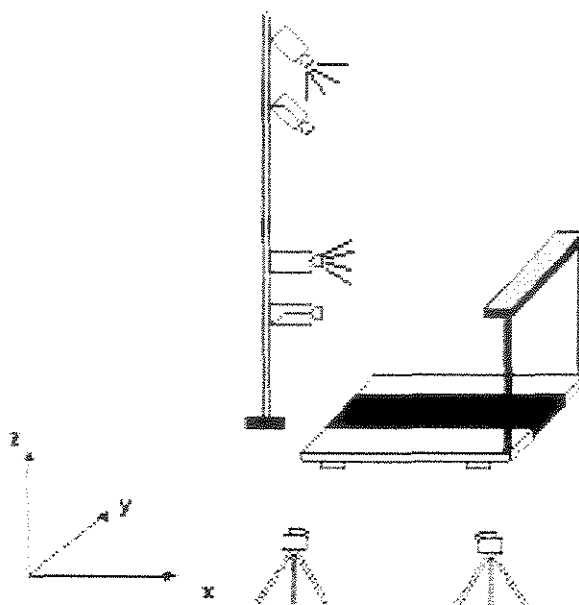


Figura 3 – Representação gráfica do cenário experimental

Realizado o aquecimento, sem interrupção, o voluntário continua correndo sobre a esteira, em oito velocidades (incluindo a de 1.8 m/s), em apenas uma sessão. Durante todo o experimento a esteira está horizontal.

Estudos realizados por TAYLOR N. et al. (1996), na marcha, indicam o tempo de quatro minutos como tempo ideal para familiarização com o movimento. No caso da corrida, utilizamos esta informação para compor o protocolo experimental.

3.3.3.3 Seleção das velocidades do protocolo experimental

Para definir a faixa de velocidade utilizada no procedimento experimental executou-se um levantamento das velocidades utilizadas nas investigações biomecânicas. Assim sendo, foram definidas oito velocidades para a corrida, variando entre 1.8 m/s e 4.0 m/s.

A corrida em cada uma das velocidades (1.8 2.0 2.2 2.4 2.8 3.2 3.6 4.0 m/s) tem a duração de 40 s. A sessão, incluindo o aquecimento, é realizada em menos de 10 min. O tempo destinado a cada velocidade permite obter um número suficiente de passadas (acima de 15) para compor a análise.

A escolha da velocidade 4.0 m/s como limite de intensidade da sessão segue o critério de NOVACHECK (1998). Este autor indica que em 3.9 m/s o atleta já está na fase do 'sprint'.

Apesar de que, durante o experimento, a troca de velocidades é efetuada automaticamente pela esteira, a velocidade real da corrida é confirmada através das informações do vídeo obtidas através das câmeras laterais.

A velocidade real da corrida foi comprovada a partir do comprimento do tapete da esteira e da frequência da passagem de uma marca colocada sobre ele. Constatou-se que as velocidades calculadas durante o procedimento experimental correspondem às identificadas pelo display da esteira.

3.3.3.4 Definição da duração das velocidades da corrida

Um teste preliminar foi realizado com um indivíduo de 21 anos, não sedentário e com experiência esportiva no atletismo, para avaliar a resposta do

sistema cardíaco frente ao esforço. Para tanto, a frequência cardíaca foi monitorada durante o registro da corrida.

O tempo de adaptação à esteira, as velocidades da corrida e a duração em cada uma delas, utilizados neste teste-piloto, correspondem às do procedimento experimental da pesquisa.

O teste-piloto foi útil para demonstrar que os níveis de intensidade de esforço, utilizados no procedimento experimental, estão bem abaixo dos limites máximos de exaustão, garantindo um número de passadas, ao longo dos 10 minutos de corrida, com a mesma qualidade.

Portanto, tais características do procedimento experimental são úteis para justificar a utilização do tempo de quarenta segundos em cada velocidade para o registro da movimentação do dorso e da coluna vertebral, bem como o tempo de quatro minutos de adaptação à esteira.

3.4 Análise Cinemática Tridimensional

Os tópicos abordados a seguir fazem parte dos procedimentos para a organização dos registros de imagens e a obtenção das coordenadas tridimensionais dos marcadores fixados sobre o dorso dos voluntários.

3.4.1.1 Sincronização e Seleção de trechos de corrida

Uma vez registradas (pelas quatro câmeras), as quatro seqüências de imagens são armazenadas em disco rígido. O processo de transferência das

seqüências de imagens das câmeras, armazenadas em fita, ao computador é realizado através de um cabo e de uma placa de captura digital⁵.

A partir do armazenamento, todos os procedimentos computacionais com as seqüências de imagens são executados pelo sistema de análise cinemática tridimensional de movimentos humanos - Dvideow (Digital Vídeo for Biomechanics for Windows) desenvolvido pelo Laboratório de Biomecânica da UNICAMP (BARROS et al., 1999, FIGUEROA et al., 2003).

As seqüências de imagens digitalizadas e armazenadas são sincronizadas através do sistema Dvideow, a partir de um sinal de áudio gravado simultaneamente por todas as câmeras. Isto permite definir momentos coincidentes entre as quatro seqüências de imagens.

A partir da sincronização, para cada velocidade, é selecionado um trecho de corrida correspondente a 15 ciclos de passadas⁶ para análise quantitativa.

3.4.1.2 O ciclo e os eventos da passada

O ciclo de passada é definido por sucessivos contatos de um mesmo pé sobre o solo. Neste estudo convencionou-se iniciar as passadas com o instante do contato do pé direito sobre o solo.

Durante as quinze passadas, através da seqüência de imagens selecionadas das câmeras posicionadas na lateral, localiza-se no tempo, cada

⁵ Placa de Captura PCI com FireWire IEEE-1394.

⁶ Cada seqüência selecionada chega a ocupar um espaço de aproximadamente 40 Mb no disco rígido.

evento da passada. Estes eventos são identificados pelos instantes de contato e retirada do pé do solo.

Essas informações são agrupadas por ciclo de tal maneira a poder gerar um padrão. Desta forma, obtemos um ciclo padrão da passada.

Os nomes dos eventos e fases da corrida, apresentados por NOVACHECK (1998) e CAVANAGH (1990), foram adaptados nesta pesquisa para possibilitar uma representação gráfica do ciclo da passada. Apresentamos a tradução dos nomes dos eventos e suas siglas utilizadas na comunidade científica. Após esta exposição utilizaremos essas siglas em gráficos e discussões.

Os eventos aparecem, em seqüência, com o instante do contato do pé direito (RFS - Right Foot Strike) e a retirada do pé direito do solo (RTO - Right Toe-off). Em seguida, a mesma seqüência acontece contralateralmente com o instante do contato do pé esquerdo (LFS - Left Foot Strike) e a sua retirada do solo (LTO - Left Toe-Off), finalizando então com um novo contato do pé direito (RFS).

Entre o contato do pé direito (RFS) e a sua retirada do solo (RTO) acontece a fase de apoio simples do pé direito (RSP - Right Stance Phase). Entre a retirada do pé direito (RTO) e o contato do pé esquerdo no solo (LFS) acontece a fase do primeiro duplo balanço (FDF - First Double Float).

Contralateralmente, entre o contato do pé esquerdo (LFS) e a sua retirada do solo (LTO) acontece a fase de apoio simples do pé esquerdo (LSP - Left Stance Phase). Entre a retirada do pé esquerdo (LTO) e o novo contato do pé direito no solo (RFS) acontece a fase do segundo duplo balanço (SDF - Second Double Float).

Durante as fases de apoio simples, direito (RSP) e esquerdo (LSP), contralateralmente acontecem as fases de balanço simples (SSP - Single Swing Phase) correspondentes.

Na figura 4 estão representados, em função do tempo, os eventos e as fases presentes em uma passada-padrão da corrida. Como um gráfico, na ordenada, estão identificados os eventos e as fases correspondentes a cada pé, e na abscissa o tempo correspondente a um ciclo padrão da passada.

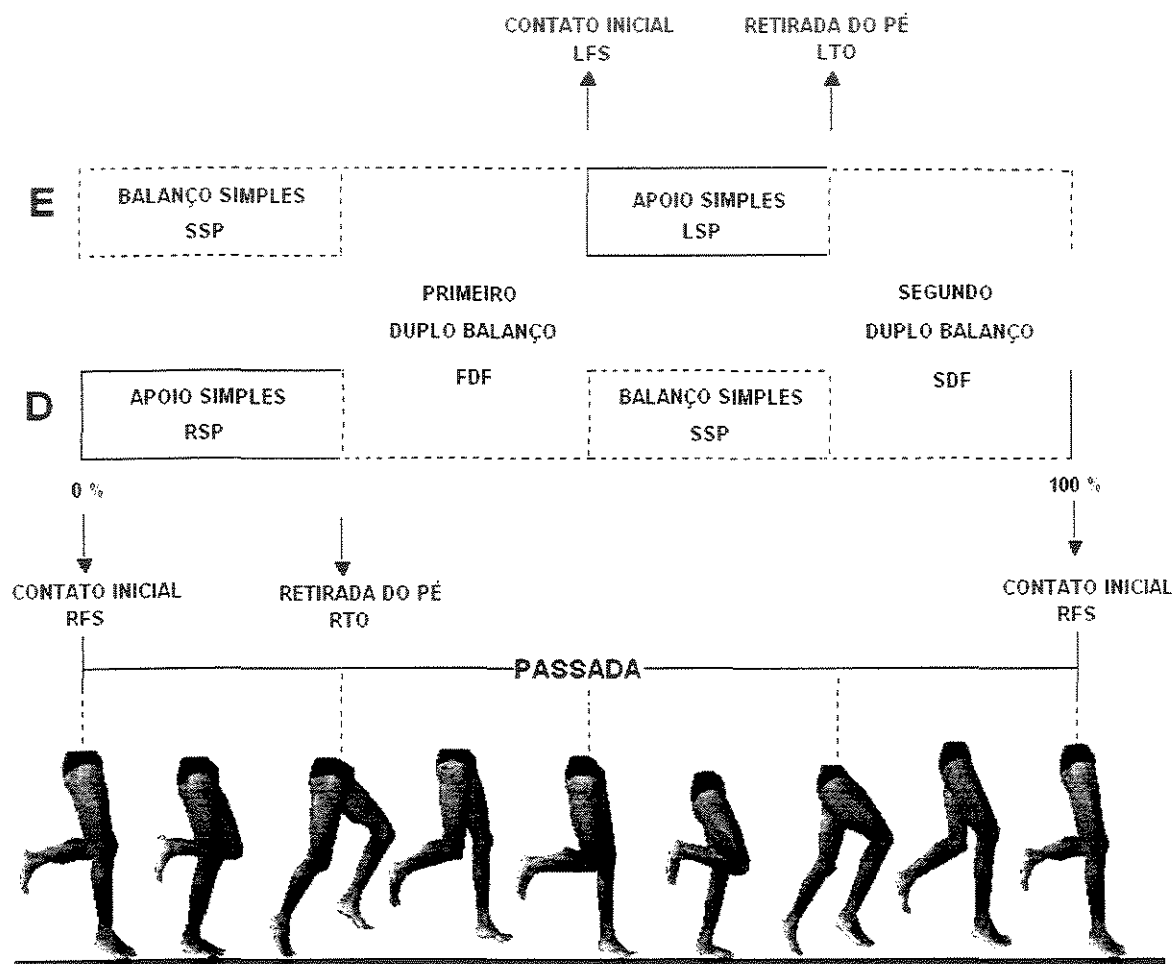


Figura 4 – Adaptação da representação do ciclo da passada. D= Pé Direito; E= Pé Esquerdo. A linha contínua representa o contato de um dos pés sobre o solo e a linha pontilhada, o balanço simples ou duplo dos pés.

Uma vez encerrado os processos de registro de imagens, de seleção e identificação do ciclo da passada-padrão, possibilita-se construir um arquivo de dados para ser utilizado na análise. Este arquivo é composto de informações a respeito do número de marcadores posicionados no dorso do voluntário; do marcador a que se referem os pontos anatômicos; da velocidade da corrida; e do número do quadro, do trecho de imagens selecionado, a que se refere cada evento do ciclo da passada.

3.4.1.2.1 Termo de Exclusão

Na análise biomecânica por videogrametria, com auxílio das câmeras laterais, os eventos de apoio e retirada dos pés são identificados no trecho de imagens da corrida. Em se tratando da corrida esses eventos apresentam uma sucessão no tempo bem definida.

A exclusão de um corredor, da análise biomecânica da coluna e do dorso em uma determinada velocidade, se dá quando o padrão do ciclo da passada não corresponde ao da corrida.

A demarcação entre a marcha e a corrida ocorre quando períodos de duplo suporte durante a fase de apoio do ciclo da marcha dão lugar a dois períodos de duplo vôo no início e no final da fase de balanço (NOVACHECK, 1998).

Na amostra selecionada para esta pesquisa há casos em que, nas primeiras velocidades selecionadas para a sessão experimental, o padrão da passada identifica-se com a marcha, e assim sendo foram excluídas do estudo. As velocidades selecionadas para a análise são identificadas no quadro 2.

Quadro 2 - Velocidades selecionadas, por corredor, para a análise biomecânica por videogrametria.

V [m/s]	Corredores									
	B	C	F	G	J	L	M	R	T	V
1.8		X					X	X	X	X
2.0	X	X	X		X		X	X	X	X
2.2	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
2.4	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
2.8	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
3.2	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
3.6	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
4.0	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X

3.4.1.3 Processo de Medição

Os trechos de imagens são medidos automaticamente através de um algoritmo, implementado no sistema Dvideow, baseado no *tracking* automático de marcadores a partir de segmentação morfológica. Desta forma os marcadores são identificados em cada trecho de imagens obtido das câmeras posicionadas no plano sagital. Ao serem identificados, através deste processamento de imagens, as coordenadas de tela de cada marcador são obtidas para serem utilizadas no processo de localização 3D dos marcadores.

A identificação automática dos marcadores otimiza o tempo gasto no processamento de imagens beneficiando, principalmente, as pesquisas que envolvem um grande volume a serem analisadas. Nesta pesquisa, estima-se aproximadamente um total de 50.000 marcadores a serem identificados nas imagens para cada velocidade de corrida de um voluntário.

3.4.1.4 Correspondência e localização 3D dos marcadores

A princípio, o processo de medição não garante a identificação dos mesmos marcadores, em ordem correspondente, entre os pares de trechos de imagens. Para viabilizar essa correspondência desenvolveu-se um algoritmo construído em ambiente Matlab.

Uma vez realizadas as medições e as correspondências obtém-se a localização 3D dos marcadores, a partir dos registros estereoscópicos, das coordenadas de tela e do sistema de calibração. As coordenadas tridimensionais dos marcadores são reconstruídas aplicando o método DLT implementado no sistema Dvideow.

O calibrador utilizado é constituído por uma placa de alumínio (620 mm x 520 mm), fios de aço e esferas de 10mm de diâmetro. A placa de alumínio instalada no teto do laboratório foi preparada com furos de precisão de 1 mm e tolerância de 0,1 mm para fixar os fios de aço. Nesta estrutura foram utilizados cinco fios, sendo um ao centro da placa e quatro nas extremidades. Cada fio continha 27 esferas com coordenadas conhecidas em relação ao sistema de referência adotado.

Para verificar a acurácia do sistema de calibração utilizou-se um objeto rígido contendo dois marcadores retrorefletores, de mesma dimensão aos utilizados nos procedimentos experimentais, posicionados em suas extremidades. Após a filmagem do objeto em movimento e da localização tridimensional dos marcadores no volume de calibração, calculou-se a distância entre eles. Comparando as distâncias calculadas, a partir das coordenadas 3D dos dois

marcadores, com a obtida por medição direta no objeto, detectou-se uma acurácia na ordem de 1,5 mm.

Com o procedimento de reconstrução 3D obteve-se, para cada velocidade, um arquivo com as coordenadas tridimensionais x, y e z de cada marcador posicionado no dorso do voluntário no instante de cada quadro da seqüência de imagens. Marcadores estes, referentes à coluna e aos bilaterais.

3.4.1.5 Filtragem das flutuações das coordenadas 3D

Durante o processo de medição, possíveis imprecisões na marcação podem gerar flutuações das coordenadas tridimensionais ao longo dos quadros do trecho de imagem interferindo no seu comportamento.

Assim, as flutuações de maior freqüência são filtradas utilizando ajustes por spline cúbica implementada em ambiente Matlab. O parâmetro de suavização desta função ($P = 0,95$) foi escolhido de forma a não interferir nos dados brutos em mais de 2 mm. Este valor corresponde a menos de um raio do marcador utilizado no dorso do voluntário.

Todo o procedimento de filtragem foi monitorado pelo pesquisador. Neste procedimento, possíveis erros provenientes do *tracking* ou do procedimento de correspondência de marcadores podem ser identificados possibilitando a correção manual.

Na figura 5, apresenta-se um exemplo da filtragem para a coordenada vertical 'z' do marcador 24. Os gráficos referem-se ao ajuste por *spline* cúbica (primeiro gráfico de cima para baixo) e ao resíduo do ajuste. Na abscissa dos dois

gráficos estão dispostos os quadros da seqüência para um total de 15 ciclos de passadas selecionadas.

No primeiro gráfico pode-se observar dois sinais: em asterisco a coordenada z, e em linha contínua o ajuste por *spline*. No segundo gráfico observa-se o resíduo do ajuste que é a diferença entre cada coordenada z e a função ajustada. Neste exemplo, observa-se um resíduo na ordem que 0,1 cm.

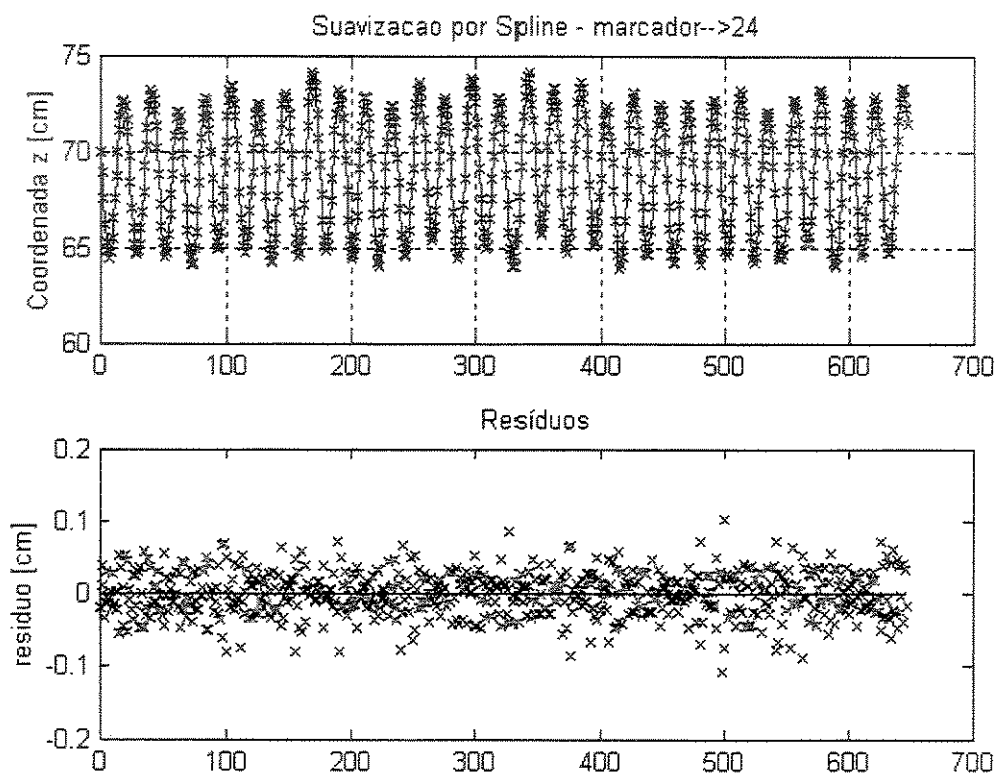


Figura 5 – Exemplo de Suavização por *Spline* Cúbica e Resíduos.
1º gráfico - * (coordenada z); linha contínua (função ajustada). 2º gráfico - x (resíduo do ajuste)

Após a filtragem, obtém-se um novo arquivo com as coordenadas 3D dos marcadores.

3.5 Tratamento dos Dados

De posse das coordenadas tridimensionais dos marcadores procede-se à representação da curva da coluna e à quantificação das variáveis que caracterizam localmente suas adaptações ao movimento. O tratamento de dados compreende também a quantificação das oscilações dos segmentos de reta que unem os pontos bilaterais.

3.5.1.1 Translação da origem do sistema de coordenadas

Durante os 15 ciclos de passadas selecionados em cada velocidade, observa-se que o corpo do indivíduo desloca-se sobre a esteira, dentro do volume de calibração, naturalmente ora para frente, ora para trás e para os lados.

Na reconstrução tridimensional todos os marcadores posicionados sobre o dorso do voluntário são localizados em relação ao sistema de referência ortogonal do calibrador, fixo no laboratório.

Para possibilitar a descrição do comportamento da coluna independentemente desses deslocamentos do voluntário no volume de calibração, o sistema de referência usado para análise é o transladado do sistema fixo no laboratório para um sistema de referência ligado ao marcador da vértebra T12 na coluna.

Assim, após a filtragem das flutuações das coordenadas 3D, a origem do sistema de coordenadas é transladada para a vértebra T12 (identificada por um marcador) do primeiro quadro do trecho de imagens.

3.5.1.2 Quantificação das oscilações dos pontos bilaterais

As oscilações angulares do dorso são medidas pela variação angular dos segmentos de reta que unem os dois pontos, dos seis pares homônimos de pontos bilaterais, projetados no plano frontal e transversal (BRENZIKOFER et al., 2000).

Durante o ciclo da passada, são analisadas as adaptações da posição desses segmentos de reta. Nesta pesquisa observamos as adaptações que o ângulo dos seis segmentos bilaterais apresentam em relação ao eixo "y" nos planos frontal e transversal. Esses resultados nos permitem a análise de movimentos de rotação do tronco em diferentes níveis.

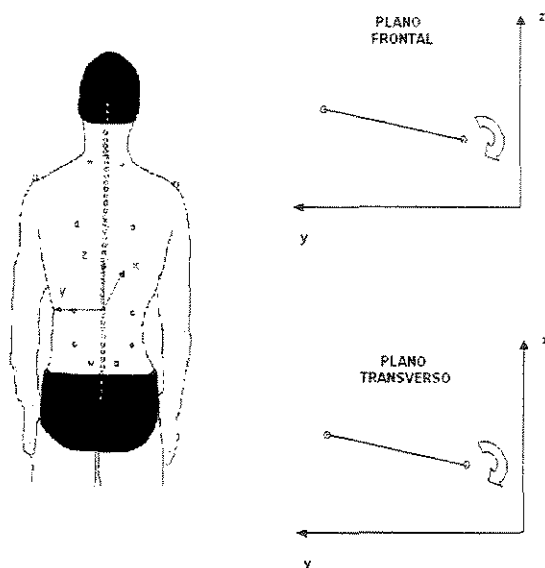


Figura 6 - Convenção adotada para a quantificação da oscilação dos segmentos de reta que unem os pares bilaterais. Rotação horária, ângulo positivo.

Nos planos frontal e transversal, as rotações realizadas pelo dorso no sentido horário correspondem aos ângulos com valores positivos. A figura 6 ilustra

a convenção adotada para a quantificação da oscilação dos segmentos de reta que unem os pares bilaterais com base no sistema de referência.

Para cada velocidade, desenvolvida por um corredor sobre a esteira, obtém-se uma curva representativa do ângulo médio apresentado por cada segmento bilateral em função do ciclo da passada.

O ângulo médio é calculado em função das quinze passadas selecionadas do trecho de imagens. As incertezas associadas a cada ponto são obtidas através do cálculo do desvio-padrão do ângulo médio.

3.5.1.3 Representação da Coluna por funções polinomiais

Nesta etapa, em cada quadro do trecho de imagens, a coluna vertebral é representada nos planos de projeção frontal e sagital.

A forma da coluna vertebral é representada por funções polinomiais, $P_x(z)$ e $P_y(z)$, parametrizadas em z (coordenada vertical) e ajustadas por quadrados-mínimos às coordenadas reconstruídas e filtradas dos marcadores.

A representação da coluna pelos polinômios permite obter funções contínuas e deriváveis, que são itens necessários para o cálculo das curvaturas. No entanto, a qualidade desta representação depende da escolha adequada do grau do polinômio. Ou seja, é necessário que se determine o grau limite a partir do qual o ajuste deixa de agregar informação válida à função ajustada.

Para escolher o grau do polinômio mais adequado e avaliar a qualidade do ajuste utiliza-se o método dos quadrados mínimos e o do qui-quadrado reduzido.

Em se tratando do estudo da geometria da coluna, esses métodos foram utilizados inicialmente por BRENNIKOFER et al. (2000).

O método dos quadrados mínimos para ajuste de uma função $f(x)$ a um conjunto de pontos experimentais pode ser empregado quando a forma e o número de parâmetros forem predeterminados. Ou seja, se $f(x; a_1, a_2, \dots, a_p)$ é uma função previamente escolhida, os parâmetros (a_1, a_2, \dots, a_p) devem ser tais que minimizam a soma dos quadrados dos resíduos, provenientes das distâncias verticais dos pontos experimentais à curva que representa $f(x)$, (BENVIGTON, 1969; VUOLO, 1992). Portanto, através dos quadrados mínimos pode-se obter os melhores parâmetros do polinômio quando definimos previamente o grau da função.

No entanto, a qualidade do ajuste a ser realizado por essa função predeterminada não pode ser avaliada pelo método dos quadrados mínimos. Através do método qui-quadrado reduzido podemos julgar se o grau do polinômio escolhido previamente permite a distribuição dos pontos experimentais, em relação à curva que representa a função, da maneira mais consistente com as incertezas experimentais. Vejamos a seguir o método do qui-quadrado reduzido que é definido a partir do qui-quadrado estatístico.

Sendo $f(x)$ a função ajustada e $y(i)$ os pontos experimentais, o qui-quadrado estatístico é calculado através da somatória do quociente entre os quadrados dos resíduos e o quadrado das incertezas (σ) associadas aos valores dos pontos experimentais.

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^n \frac{[y_i - f(x_i)]^2}{\sigma_i^2}$$

Já, o Qui-quadrado reduzido é definido como o quociente entre o Qui-quadrado estatístico e o número de graus de liberdade (ν) que é dado pela diferença entre o número de pontos experimentais e o número de parâmetros ajustados (VUOLO,1992).

$$\chi_{red}^2 = \frac{\chi^2}{\nu}$$

Para que se possa utilizar o método do qui-quadrado reduzido, na avaliação da qualidade do ajuste das funções que representam a coluna, é necessário que a escolha do tipo de função seja a mais adequada e que as incertezas experimentais sejam estimadas corretamente.

Em relação ao tipo de função, no caso da representação da coluna, os polinômios são bem adequados, pois são funções suaves como as curvas da coluna e fornecem funções contínuas e deriváveis para o cálculo das curvaturas. No entanto, em relação às incertezas, essas são desconhecidas.

Considerando os cuidados experimentais tomados nos procedimentos experimentais, tais como, a dimensão e os posicionamentos dos marcadores sobre o dorso e a sincronização das câmeras, podemos supor que as incertezas $\sigma(i)$ são todas iguais entre si, ou seja:

$$\sigma = \sigma_1 = \sigma_2 = \dots = \sigma_n$$

Desta forma, o (σ) pode ser estimado a partir do valor médio do $\overline{\chi_{red}^2} = 1$:

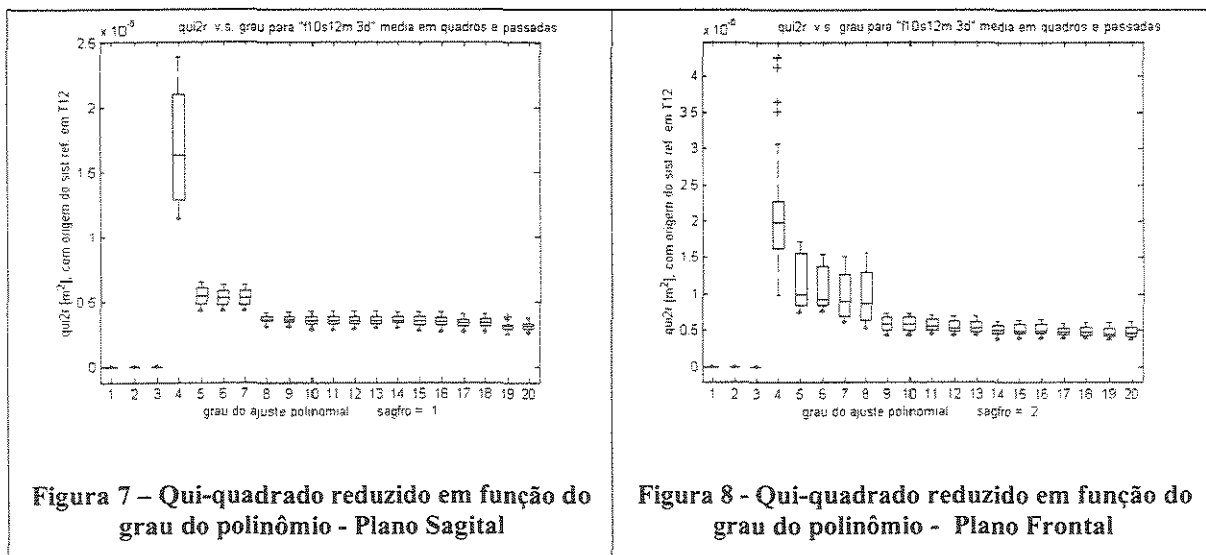
$$\chi_{red}^2 = \frac{1}{\nu} \sum_{i=1}^n \frac{[y_i - f(x_i)]^2}{\sigma_i^2} = \left(\frac{1}{\sigma^2} \right) \frac{1}{\nu} \sum_{i=1}^n [y_i - f(x_i)]^2$$

Sabemos que tanto a curva apresentada pela coluna vertebral durante a corrida como os polinômios utilizados na representação são funções suaves e que os pontos experimentais apresentam ruídos em torno da curva ajustada. É razoável, portanto, estimarmos as incertezas desconhecidas a partir da variância dos resíduos (σ^2).

Observando a variação da variância em função do grau do ajuste podemos determinar a incerteza experimental associada às medidas. Escolhemos aquela a partir do qual ocorre uma estabilidade.

A partir deste momento pode-se utilizar um gráfico dos valores de Qui-quadrado reduzido em função do número do grau do polinômio ajustado. Durante a análise, espera-se que inicialmente o Qui-quadrado reduzido diminua rapidamente com o grau do polinômio e que, a partir de um certo grau, apresente uma estabilização. O grau correspondente a essa transição é que determina a função polinomial mais satisfatória.

As figuras 7 e 8 ilustram a análise realizada para decisão do grau do polinômio. O gráfico mostra o valor do qui-quadrado reduzido (como média de quadros e passadas) em função do grau do polinômio ajustado.



Observa-se graficamente que o melhor ajuste é obtido, para os planos frontal e sagital, com polinômio de grau 9. Tais constatações foram observadas para todos os corredores e velocidades. Desta avaliação, o grau nove foi escolhido como o mais adequado para representar a coluna nos planos de projeção.

Definido o grau do polinômio, os ajustes são realizados em cada um dos quadros da passada do ciclo padrão, nos planos sagital e frontal. Os parâmetros do polinômio ajustado foram calculados a partir de funções implementadas no software matlab.

No processo de representação da coluna por funções polinomiais cada evento, em particular, é identificado nos 15 ciclos de passadas selecionados. Uma vez identificado, as representações da coluna, em eventos correspondentes, são agrupadas para possibilitar o ajuste polinomial.

Por exemplo, sabe-se que o primeiro quadro da passada-padrão corresponde ao toque do pé direito sobre o solo. Assim, as representações da coluna, em cada plano de projeção, referentes ao primeiro quadro de cada um dos 15 ciclos de passada são agrupadas para que se possa realizar o ajuste polinomial.

A figura 9 mostra um exemplo do ajuste polinomial no plano sagital. A ordenada refere-se à coordenada vertical (z) e a abscissa à coordenada horizontal (x), no sentido da progressão da corrida. No gráfico à esquerda estão sobrepostas as projeções, de um mesmo instante da fase de apoio simples do pé direito (RSP), provenientes dos quinze ciclos de passadas. No gráfico à direita a coluna é representada por uma curva proveniente do ajuste polinomial. Na borda inferior observa-se a descrição do evento da passada e o valor médio do intervalo de confiança, este último correspondente a um desvio padrão.

Ajustes Polinomiais na Projecao x(z) p/ cada quadro

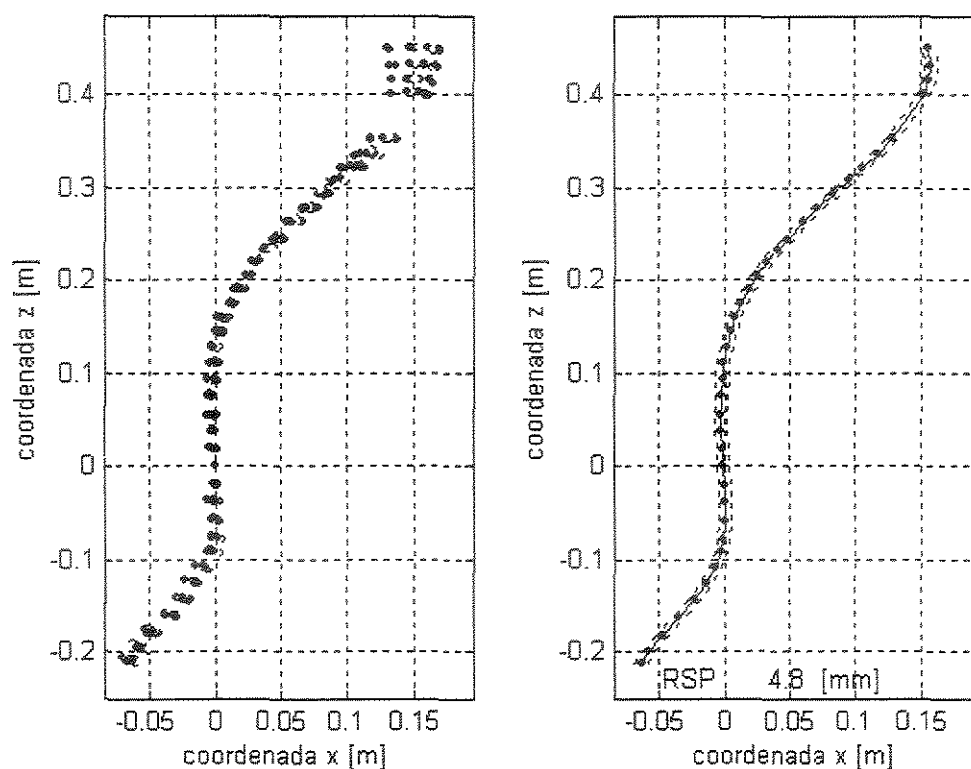


Figura 9 – Sobreposição de quinze projeções da coluna vertebral de um mesmo evento e a curva representativa da coluna proveniente do ajuste polinomial na Projecção x(z) - Plano Sagital

A figura 10 mostra um exemplo do ajuste no plano frontal. A abscissa refere-se à coordenada horizontal (y), com sentido da direita para a esquerda do voluntário. Os mesmo detalhes dos gráficos da figura 9 se aplicam a este exemplo.

Ajustes Polinomiais na Projecao y(z) p/ cada quadro

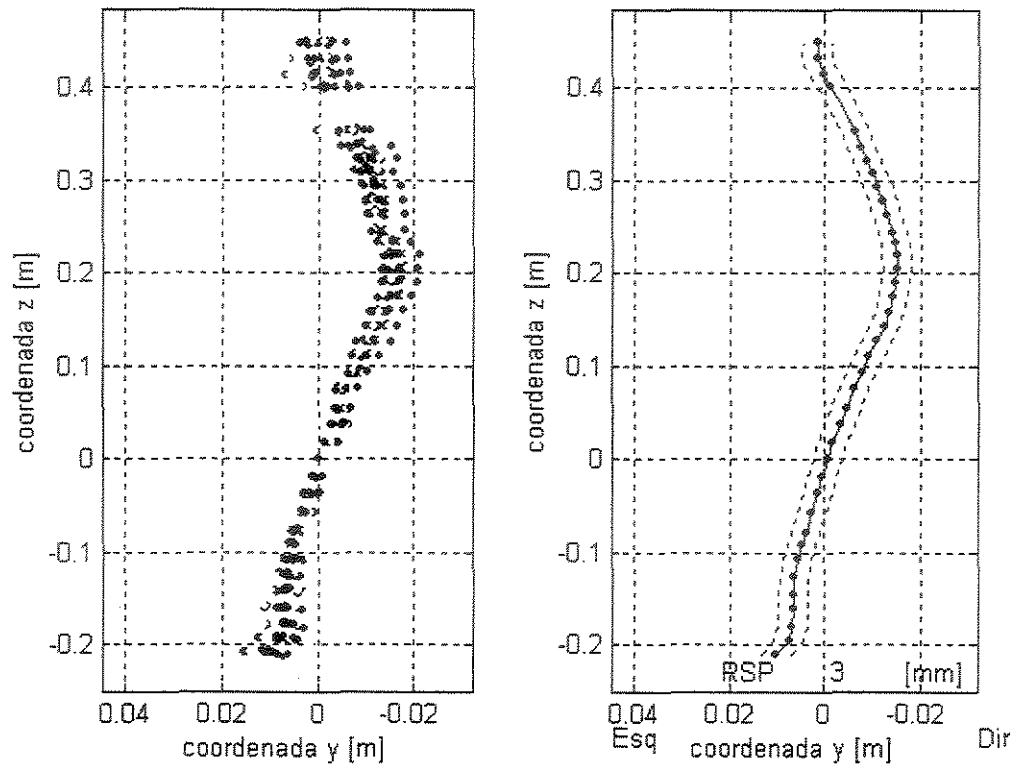


Figura 10 - Sobreposição de quinze projeções da coluna vertebral de um mesmo evento e a curva representativa da coluna proveniente do ajuste polinomial na Projecção y(z) - Plano Frontal

Realizado o procedimento de ajuste polinomial nos planos de projeção obtemos as representações da coluna em cada quadro do ciclo padrão de passada.

3.5.1.4 Cálculo da Curvatura Geométrica

As características locais das curvas ajustadas, nos planos de projeção, podem ser descritas pela curvatura geométrica bidimensional (BRENZIKOFER et al., 2000). A curvatura geométrica bidimensional é definida como o inverso do raio da circunferência que tangencia a curva em um ponto considerado sobre ela.

Através das funções polinomiais ajustadas e de suas derivadas, obtêm-se, em cada quadro, as curvaturas geométricas bidimensionais nos respectivos planos de projeção em função da coordenada vertical (z).

A expressão utilizada para o cálculo da curvatura geométrica 2D (K) é apresentada na Equação 1 (STRUICK, 1961; BOULOS E ZAGOTTIS, 1991).

$$K_y = \frac{\frac{d^2 P_y}{dz^2}}{\left[1 + \left(\frac{dP_y}{dz}\right)^2\right]^{3/2}}$$

z = coordenada vertical;

$P_y(z)$ = função polinomial, descreve a curva $y(z)$

$\frac{dP_y}{dz}$ e $\frac{d^2 P_y}{dz^2}$ = primeira e a segunda derivada da função P_y em relação ao parâmetro z

**Equação 1: Cálculo da curvatura geométrica 2D (K)
no plano frontal**

O sinal numérico da curvatura está relacionado com a convexidade da curva representativa da coluna vertebral. Vejamos a seguir as convenções do sinal da curvatura nos planos sagital e frontal.

Apresenta-se na figura 11 um exemplo gráfico da curva representativa da coluna vertebral (à esquerda) e da curva da curvatura (à direita) calculada a partir da equação 1 no plano sagital. As curvas referem-se à fase de apoio simples do pé direito.

O sentido positivo da coordenada 'x' no gráfico da esquerda representa a progressão da corrida. Acompanhando com asterisco a coordenada vertical z, pode-se observar no lado direito do gráfico da curvatura, a indicação da localização das vértebras T1, T6, T12 e L4, e das Espinhas Ilíacas Pósterio-superiores.

No gráfico da esquerda, podemos observar ainda, na parte torácica, uma convexidade posterior da curva representativa da coluna e na lombar uma convexidade anterior. No plano sagital, a convexidade da curva voltada posteriormente corresponde a uma curvatura positiva e a convexidade anterior a uma curvatura negativa.

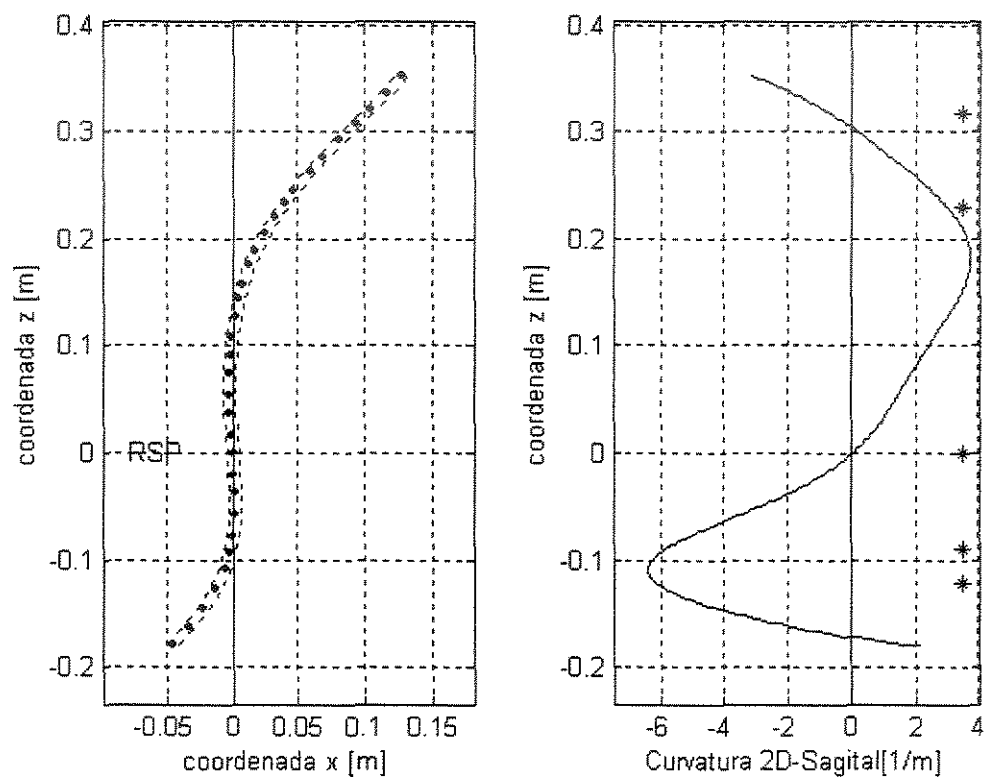


Figura 11 - Exemplo de representação da coluna vertebral , no plano sagital, e Curvatura correspondente. RSP = Apoio Simples Direito.

Na figura 12, apresenta-se um exemplo gráfico da curva representativa da coluna vertebral (à esquerda) e da curva da curvatura (à direita) calculada a partir

da equação 1 no plano frontal. As curvas também se referem ao evento de apoio simples do pé direito.

O sentido negativo da coordenada y no gráfico esquerdo representa uma flexão lateral da coluna à direita e o sentido positivo a uma flexão lateral à esquerda.

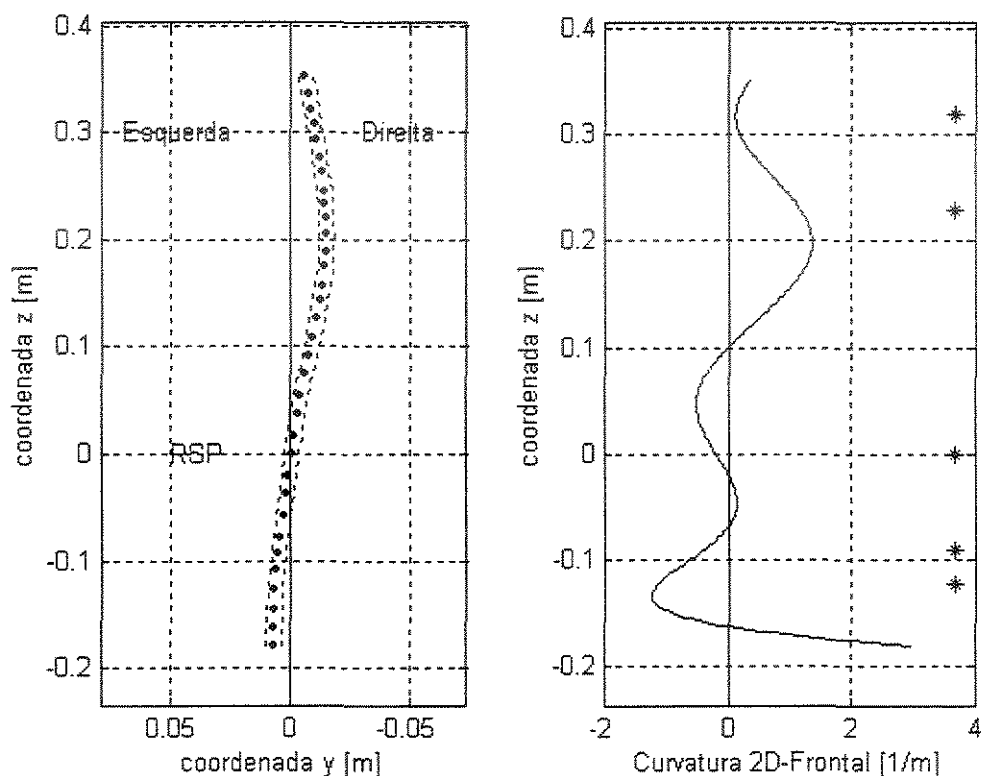


Figura 12 – Exemplo de representação da coluna vertebral , no plano frontal, e Curvatura correspondente. RSP = Apoio Simples Direito.

No gráfico da esquerda, podemos observar ainda, na parte torácica, uma convexidade da curva representativa da coluna à direita e na lombar uma convexidade à esquerda. No plano frontal, uma convexidade da curva à direita

corresponde a uma curvatura positiva. O inverso ocorre em caso de convexidade da curva à esquerda.

3.5.1.5 Cálculo da Curva Neutra

Com a quantificação da curvatura geométrica bidimensional obtemos informações para realizar uma análise sobre as adaptações da coluna vertebral dos corredores em situações de corrida. Essas adaptações poderão ser avaliadas, por exemplo, em função da velocidade, para cada corredor ou para o grupo de corredores presentes na amostra desta pesquisa.

No entanto, durante o movimento, as curvas e curvaturas observadas são uma soma da parte permanente ligada ao sujeito, e outra, oscilatória ligada ao tipo de gesto executado (BRENZIKOFER et al., 2004).

Pela própria característica da corrida, essa oscilação é possivelmente simétrica em torno de uma curva neutra. Desta forma, segundo BRENZIKOFER et al. (2004), podemos imaginar ser possível separar esses dois componentes presentes no comportamento da coluna.

A metodologia utilizada e descrita neste item da pesquisa corresponde ao do artigo “Method to discriminate and quantify the neutral contour of the spine and his oscillating motion during walking and running” (BRENZIKOFER et al., 2004) submetido à revista Gait and Posture.

Para realizar essa separação escolhem-se candidatos, do conjunto de curvas representativas da coluna, presentes ao longo da passada e qualificam-se suas possibilidades para comporem a curva neutra.

Tem-se por hipótese que existem duas curvas durante a passada cuja média forma a curva da coluna de um indivíduo, durante uma atividade, neutra do efeito oscilatório do tipo de movimento.

Considerando que na corrida existem oscilações da coluna à direita e à esquerda, uma dessas curvas deve estar relacionada com um instante durante o primeiro passo e a outra com um instante no passo contralateral.

Tomando cada passo individualmente podemos selecionar, em ordem, as curvas da coluna correspondentes, iniciando com aquelas representativas do toque do pé sobre o solo. Assim, no primeiro passo (início do ciclo da passada) inicia-se com o pé direito e no segundo passo com o pé esquerdo.

Com isso, é possível obter um conjunto de pares de curvas correspondentes e “candidatas” para comporem, por média, a curva neutra.

Para a escolha realiza-se um teste para cada par de curvas correspondentes. Este teste identificará a curva neutra que, ao ser subtraída do conjunto de curvas da coluna, melhor evidencia o efeito oscilatório do movimento e minimiza a assimetria do conjunto.

Individualmente, cada curva neutra “candidata” é deduzida das demais curvas da coluna, presentes na passada-padrão. Desta subtração resultará uma matriz de resíduos, com o número de colunas igual ao número de quadros da passada-padrão. Nas colunas dessa matriz estão dispostos os vetores dos resíduos de todos os quadros, tanto do primeiro quanto do segundo passo, e por serem correspondentes estes são somados.

Desta forma, cada par de vetores de resíduos gera um novo vetor e a soma do quadrado deste resulta num valor identificador da assimetria das curvas correspondentes.

Portanto, cada teste resultará num vetor de valores de simetria com tamanho igual ao número de pares de curvas correspondentes. A soma desses valores identificará a característica da curva neutra candidata.

Uma vez realizado o teste para todas as curvas neutras “candidatas” será selecionada aquela que apresentar o menor valor de assimetria.

A figura 13 ilustra o procedimento do cálculo da curva neutra, através da seleção das duas projeções da coluna no plano frontal. À esquerda estão sobrepostas todas as curvas representativas da coluna durante o ciclo padrão da passada. À direita estão dispostas as duas curvas selecionadas (traço cheio) e a curva neutra calculada (tracejado). Neste exemplo, o processo de otimização aponta para instantes de apoio simples (direito e esquerdo) para a determinação da curva neutra.

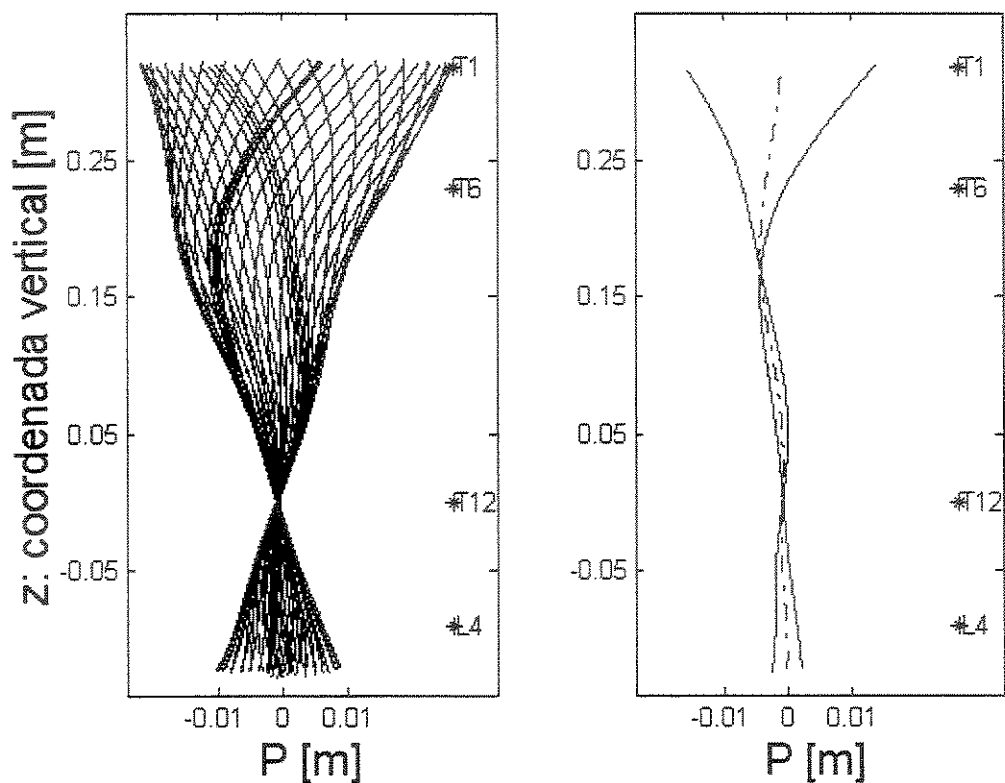


Figura 13 – Projeções, P, das curvas da coluna vertebral. Corredor F na velocidade 2.4 m/s. À esquerda, conjunto de todas as curvas do ciclo padrão da passada. À direita, curvas selecionadas para comporem a curva neutra (traço cheio) e curva neutra resultante (tracejado).

O resultado da subtração da curva neutra selecionada, em todas as curvas presentes na passada-padrão, define as curvas que caracterizam o componente oscilatório (P_{osc}). Uma vez identificado o componente neutro (curva neutra) e o componente oscilatório, calculam-se as curvaturas correspondentes (K_N, K_{osc}) para avaliar graficamente o resultado do processo de simetria do conjunto.

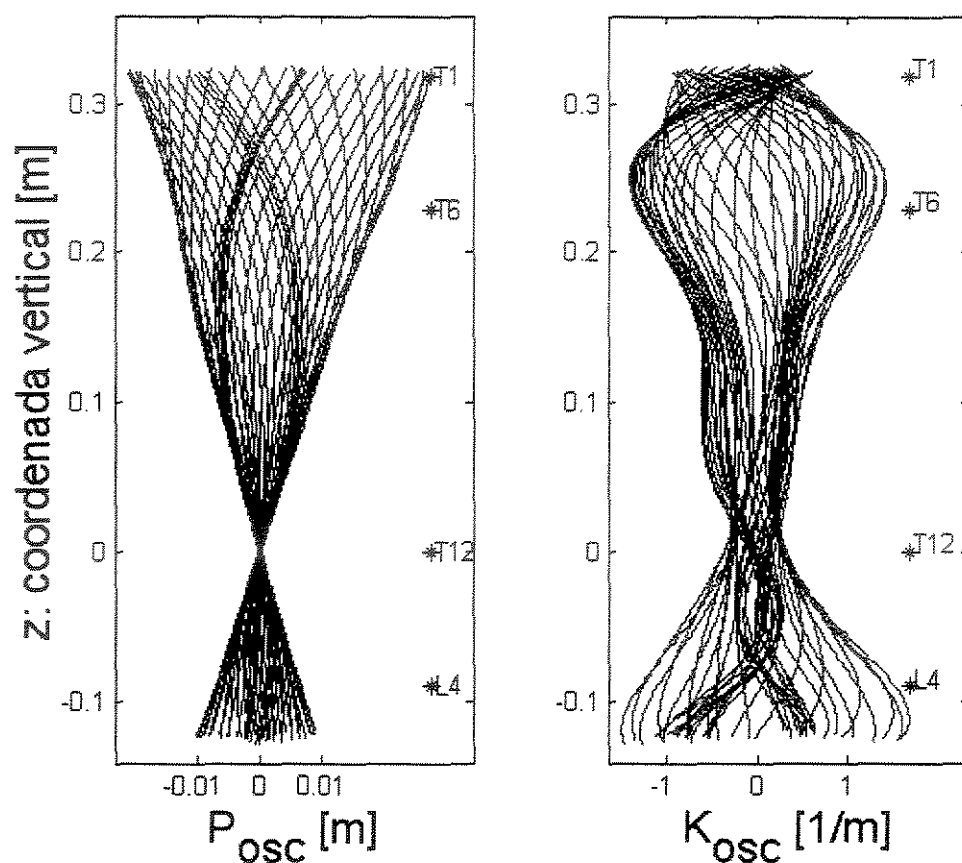


Figura 14 Conjunto de curvas do componente oscilatório para o corredor na velocidade 2.4m/s. À esquerda, Projeção, P_{osc} e à direita, curvatura geométrica 2D, K_{osc} . Observe que uma curvatura geométrica positiva ($k>0$) significa uma curva com a convexidade orientada para o lado direito do sujeito ($y>0$).

A figura 14 ilustra o resultado da subtração da curva neutra no conjunto de curvas representativas da coluna (P_{osc}) e a curvatura do componente oscilatório (K_{osc}).

As adaptações da coluna à corrida podem ser analisadas sem a influência da curva neutra do indivíduo. Os resultados dessa análise são apresentados no próximo capítulo no item “As adaptações da geometria da coluna vertebral”.

3.6 Tratamento Estatístico

Com a metodologia apresentada é possível obter variáveis relacionadas às adaptações da coluna (picos de curvatura) e do dorso (amplitudes angulares máximas) e analisá-las em função da velocidade.

Essas variáveis provêm tanto da quantificação das curvas de curvaturas do componente oscilatório quanto da quantificação das oscilações angulares dos segmentos de retas que unem os pares bilaterais de marcadores.

Para avaliar a associação de tais variáveis com a velocidade utiliza-se o cálculo do coeficiente de correlação linear. Para avaliar a significância do coeficiente de correlação aplica-se o teste de hipótese baseado na distribuição t (CALLEGARI-JACQUES, 2003) e o método de TAYLOR J. (1997) baseado na comparação do coeficiente de correlação experimental com o produzido por medidas de duas variáveis não correlacionadas.

3.7 Condições de Aplicabilidade

Para a aplicação da presente metodologia sugere-se considerar algumas condições relacionadas ao ambiente experimental, a instrumentação e a análise dos resultados.

Em relação ao ambiente experimental sugere-se um local de execução da atividade que garanta ao voluntário, privacidade e respeito aos seus valores morais e éticos.

Quanto à instrumentação, sugere-se a utilização de esteira equipada com tapete largo, com dimensões equivalentes às instaladas nos equipamentos

profissionais. Este requisito garante conforto ao voluntário e não limita seus movimentos durante a corrida. Outro fator importante na configuração da esteira é a possibilidade de regulação da velocidade. A manutenção de uma velocidade constante da esteira auxilia o voluntário na obtenção de um ciclo de passada de qualidade durante a corrida.

Ainda em relação à instrumentação reconhecemos a importância da utilização de câmeras digitais ao invés de câmeras analógicas. As câmeras digitais garantem maior qualidade de imagem e, portanto, facilitam o procedimento de medição através do *tracking* automático de marcadores.

Em questão da análise dos resultados julgamos necessário ponderar as informações obtidas considerando as condições do ambiente experimental no qual o voluntário está submetido e do procedimento de representação da coluna vertebral.

Quanto à primeira condição é necessário considerar o fato dos resultados serem provenientes da análise de uma atividade realizada num ambiente diferente (esteira) daquele que os voluntários estão habituados durante o treino (pista de atletismo). No entanto, a utilização da esteira é uma condição importante para a reprodutibilidade das passadas e para o procedimento de representação da coluna vertebral durante a locomoção.

A segunda condição de aplicabilidade a considerar é que ao representar a coluna em cada instante, a metodologia desta pesquisa não detecta a rotação axial das vértebras. Assim sendo, parte dessa informação pode ser encontrada nas oscilações do dorso. Desta forma, para uma análise mais completa das

adaptações da coluna julgamos necessária a quantificações das oscilações dos segmentos de reta que unem os pares bilaterais.

3.8 Variáveis analisadas

Nesta pesquisa são analisadas:

- 1) as oscilações dos segmentos bilaterais nos planos frontal e transversal.

Para tanto, são calculados:

- a. o ângulo médio dos segmentos bilaterais relacionados aos acrômios, vértebras T6 e L4, e espinhas ilíacas pósterio-superiores em função do ciclo padrão de passada;
- b. a amplitude angular desses segmentos; e
- c. o coeficiente de correlação entre as amplitudes angulares e a velocidade da corrida.

- 2) as adaptações da geometria da coluna vertebral. Serão calculadas:

- a. as curvas de curvatura da coluna vertebral dos voluntários durante um ciclo padrão de passada;
- b. o componente oscilatório da coluna para cada voluntário nas diferentes velocidades de corrida;
- c. os picos de curvatura do componente oscilatório; e
- d. o coeficiente de correlação entre os picos de curvatura e a velocidade.

- 3) A curva neutra da coluna vertebral de cada voluntário durante o movimento da corrida. Para tanto, serão calculadas:

- a. a curva da coluna vertebral de cada voluntário na posição estática;
- b. a curva neutra de cada voluntário em cada velocidade de corrida;
e
- c. o grau de semelhança entre as curvas neutras de cada voluntário, selecionadas em cada velocidade de corrida.

4 RESULTADOS

Com base na metodologia da pesquisa, os resultados provenientes da quantificação das variáveis biomecânicas são apresentados em dois tópicos. O primeiro relacionado às adaptações do dorso e o segundo relacionado às adaptações da geometria da coluna vertebral durante a corrida.

Os resultados sobre as adaptações do dorso são apresentados em relação aos planos frontal e transversal.

As adaptações da coluna vertebral são analisadas em termos das curvaturas geométricas bidimensionais do componente oscilatório da coluna, no plano frontal, durante o movimento. Um segundo tópico é incluído neste item para apresentar os resultados obtidos às curvas neutras da coluna vertebral dos voluntários durante a corrida.

4.1 As adaptações do dorso

As informações sobre as oscilações dos segmentos de reta, que unem os pontos bilaterais, nos permitem analisar movimentos de rotação de partes do dorso, nos planos de projeção frontal e transversal.

Analisaremos neste item, as adaptações de quatro regiões do dorso, ao nível dos acrômios, das vértebras T6 e L4 e, das espinhas ilíacas pósterosuperiores. Elegemos essas quatro regiões por serem representativas da parte superior (Acrômios e T6) e inferior (vertebral L4 e espinhas ilíacas pósterosuperiores) do dorso.

4.1.1 Adaptações do dorso no plano frontal

As rotações realizadas pelo dorso no plano frontal correspondem às flexões laterais. Pelo sistema de referência adotado, uma flexão lateral positiva (ângulo positivo) envolve uma rotação horária da região lombosacra e da região superior do tronco.

A figura 15 ilustra as oscilações dessas quatro regiões em função do ciclo padrão da passada. A velocidade corresponde a 2.4 m/s. Os gráficos de todos os corredores estão dispostos no Apêndice 4.

Encontramos o mesmo padrão das curvas para todos os atletas. As incertezas associadas a cada ponto dessas curvas, são menores do que 0,75 grau (desvio-padrão do ângulo médio).

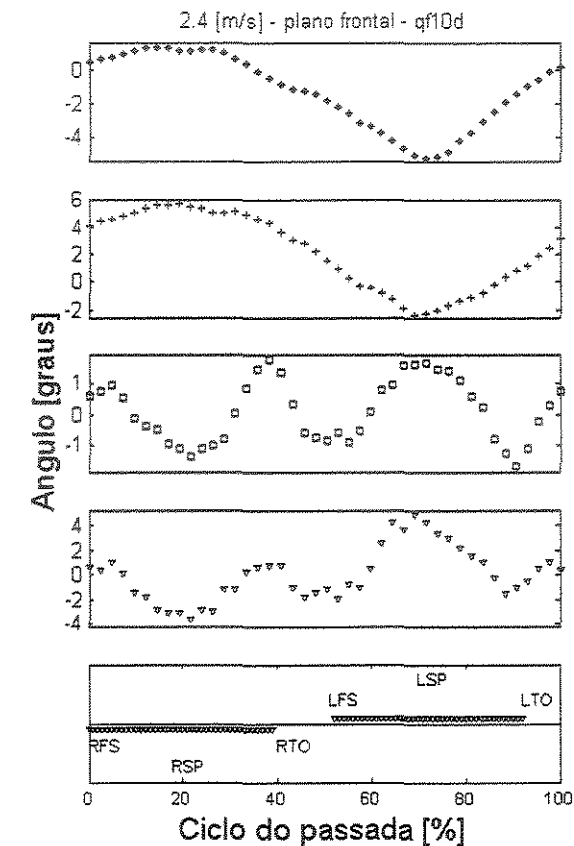


Figura 15 - Oscilações do dorso no plano frontal. As curvas correspondem à variação angular dos segmentos que unem os seguintes pares de pontos: * (Acrômios), + (T6), (L4), ▽ (espinhas ilíacas póstero-superiores)

Analisando o comportamento das oscilações do dorso no plano frontal, para todos os corredores e velocidades, observou-se que os picos de flexão laterais ocorrem em 15,4 % e 68,9% do ciclo da corrida. Estes percentuais coincidem com as fases de apoio simples dos pés.

Na região torácica observa-se que as flexões laterais máximas ocorrem em direção ao membro inferior que está realizando o apoio enquanto na região

lombosacra a flexão lateral máxima ocorre em direção ao membro inferior que está realizando o balanço simples.

O quadro 3 apresenta as amplitudes das oscilações angulares dos segmentos de reta que unem os pares bilaterais e a correlação com a velocidade.

Quadro 3 – Amplitude das oscilações angulares dos segmentos de reta que unem os pares bilaterais e a correlação com a velocidade no plano frontal

Pares Bilaterais	Amplitude das Oscilações Angulares [graus]	Índice de Correlação (r) da amplitude com a Velocidade	Percentual da Amostra da Pesquisa com significância
Acrômios	5.9 ± 1.3	$0.80 \leq r \leq 0.94$	50 % (p < 0.05)
T6	8.5 ± 2.0	$0.82 \leq r \leq 0.99$	80 % (p < 0.05)
L4	4.8 ± 1.5	$0.73 \leq r \leq 0.98$	40 % (p < 0.05)
EIPS	8.2 ± 1.3	$0.90 \leq r \leq 0.98$	40 % (p < 0.01)

No plano frontal, as amplitudes das oscilações angulares observadas para todas velocidades, são para os acrômios na ordem de 5.9 ± 1.3 graus, para a vértebra T6 na ordem de 8.5 ± 2.0 graus, para a vértebra L4 na ordem de 4.8 ± 1.5 graus e para as espinhas ilíacas pósterio-superiores na ordem de 8.2 ± 1.3 graus.

Encontramos correlações significativas (p < 0.05) entre essas amplitudes angulares e a velocidade da corrida para o caso dos acrômios ($r \geq 0.80$), em 50% da amostra, para a vértebra T6 ($r \geq 0.82$) em 80%, para a vértebra L4 ($r \geq 0.73$) em 40%. Encontramos correlações significativas (p < 0.01) para as espinhas ilíacas pósterio-superiores ($r \geq 0.90$) em 40%.

4.1.2 Adaptações do dorso no plano transversal

As adaptações realizadas pelo dorso no plano transversal correspondem às translações e rotações em torno eixo vertical z. Pelo sistema de referência adotado, uma rotação positiva (ângulo positivo) – visto de cima, representa uma rotação horária da região lombosacra e da região superior do tronco, também reportada por SCHACHE (1999) como rotação externa. Uma rotação negativa (ângulo negativo) representa uma rotação anti-horária e, portanto uma rotação interna.

A figura 16 ilustra as oscilações das quatro regiões, já indicadas acima, em função do ciclo padrão da passada. Utilizamos a mesma velocidade indicada na figura 15. Os gráficos de todos os corredores estão dispostos no Apêndice 4.

Encontramos o mesmo padrão das curvas para todos os atletas. Para o plano transversal as incertezas associadas a cada ponto dessas curvas, são menores do que 1.55 graus (desvio padrão do ângulo médio).

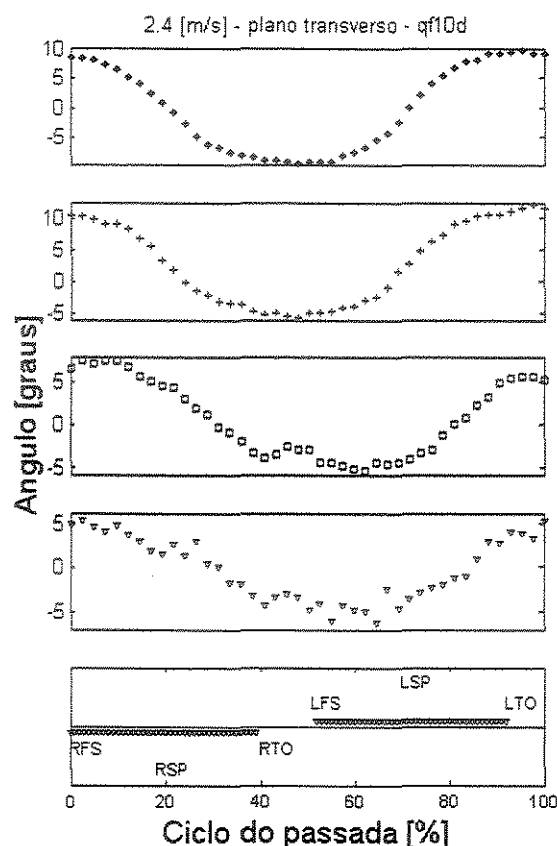


Figura 16 - Oscilações do dorso no plano transversal. As curvas correspondem à variação angular dos segmentos que unem os seguintes pares de pontos: * (Acromios), + (T6), (L4), ∇ (espinhas ilíacas póstero-superiores)

No plano transversal, durante a corrida, observa-se que há uma defasagem entre a região torácica e a lombar. A rotação máxima no sentido anti-horário para a região torácica ocorre durante a fase do primeiro duplo vôo, enquanto que para a região lombosacra ocorre no momento do apoio dos pés. No contato inicial podemos observar também que tanto a região lombosacra quanto à torácica já estão rodadas no sentido horário.

O quadro 4 apresenta as amplitudes das oscilações angulares dos segmentos de reta que unem os pares bilaterais e a correlação com a velocidade.

Quadro 4 — Amplitude das oscilações angulares dos segmentos de reta que unem os pares bilaterais e a correlação com a velocidade no plano transversal

Pares Bilaterais	Amplitude das Oscilações Angulares [graus]	Índice de Correlação (r) da amplitude com a Velocidade	Percentual da Amostra da Pesquisa com significância
Acrômios	20.9 ± 5.5	$0.86 \leq r \leq 1.00$	80 % ($p < 0.01$)
T6	21.4 ± 5.7	$0.86 \leq r \leq 0.99$	90 % ($p < 0.01$)
L4	12.3 ± 4.0	$0.77 \leq r \leq 0.99$	100 % ($p < 0.05$)
EIPS	10.4 ± 4.3	$0.72 \leq r \leq 0.98$	90 % ($p < 0.05$)

Nas amplitudes das oscilações angulares apresentadas no plano transversal, observamos diferença entre as regiões torácica e lombosacra. A variação apresentada pela região lombosacra é aproximadamente duas vezes menor do que a torácica.

As amplitudes observadas nessas oscilações, para todas velocidades, são para os acrômios na ordem de 20.9 ± 5.5 graus, para a vértebra T6 na ordem de 21.4 ± 5.7 graus, para a vértebra L4 na ordem de 12.3 ± 4.0 graus e para as espinhas ilíacas pósterio-superiores na ordem de 10.4 ± 4.3 graus.

As amplitudes angulares máximas apresentam correlação significativa ($p < 0.01$) com a velocidade para o caso dos acrômios ($r \geq 0.86$), em 80% da amostra e para a vértebra T6 ($r \geq 0.86$) em 90%. No caso da vértebra L4 ($r \geq 0.77$) observamos correlação significativa ($p < 0.05$) em 100% da amostra e no caso das Espinhas Ilíacas Pósterio-superiores correlação significativa ($p < 0.05$) em 90% ($r \geq 0.72$).

4.2 As adaptações da geometria da coluna vertebral

A curva da coluna vertebral é representada a partir de uma linha definida pelos processos espinhosos (BRENZIKOFER et al., 2000) e através das propriedades desta curva calculamos as adaptações da sua geometria. O conceito de curvatura geométrica, aplicado à curva que a coluna realiza, nos permite obter informações detalhadas sobre o seu comportamento.

Se observarmos os movimentos da coluna durante a corrida, poderemos perceber alternâncias da sua convexidade, à direita e a esquerda. Na metodologia essas convexidades são transformadas em sinais positivos e negativos. Ou seja, a curvatura calculada pode assumir valores positivos e negativos dependendo do sentido da convexidade da curva matemática utilizada para representar a coluna vertebral (vide metodologia – cálculo da curvatura geométrica).

Essas adaptações podem ser mais bem avaliadas se separarmos as informações referentes ao componente oscilatório do movimento, das referentes à curva própria do indivíduo durante a atividade. Portanto, neste item pretende-se abordar separadamente dois aspectos: 1º - as adaptações geométricas da coluna através da análise do componente oscilatório durante a corrida e 2º - a curva neutra da coluna durante a corrida. Nestes dois aspectos estaremos abordando apenas as adaptações da coluna no plano frontal.

4.2.1 As adaptações geométricas da coluna através da análise do componente oscilatório da coluna

Aplicando o conceito de curvatura à curva representativa do componente oscilatório da coluna vertebral obtemos sua representação durante cada instante do ciclo da passada. Uma das maneiras de observar sua evolução é sobrepor-la num mesmo gráfico em função da coordenada vertical z .

Na figura 17, apresenta-se um exemplo gráfico da sobreposição das curvaturas geométricas do componente oscilatório. Para o exemplo, selecionaram-se as curvaturas do componente oscilatório da coluna do corredor M no plano frontal e na velocidade 2.4 m/s. Os gráficos dos demais corredores encontram-se no Apêndice 6.

No gráfico a ordenada refere-se à coordenada vertical z . Acompanhando a coordenada vertical, pode-se observar no lado direito de cada gráfico, a indicação da localização das vértebras T1, T6, T12 e L4 e das espinhas ilíacas pósterosuperiores.

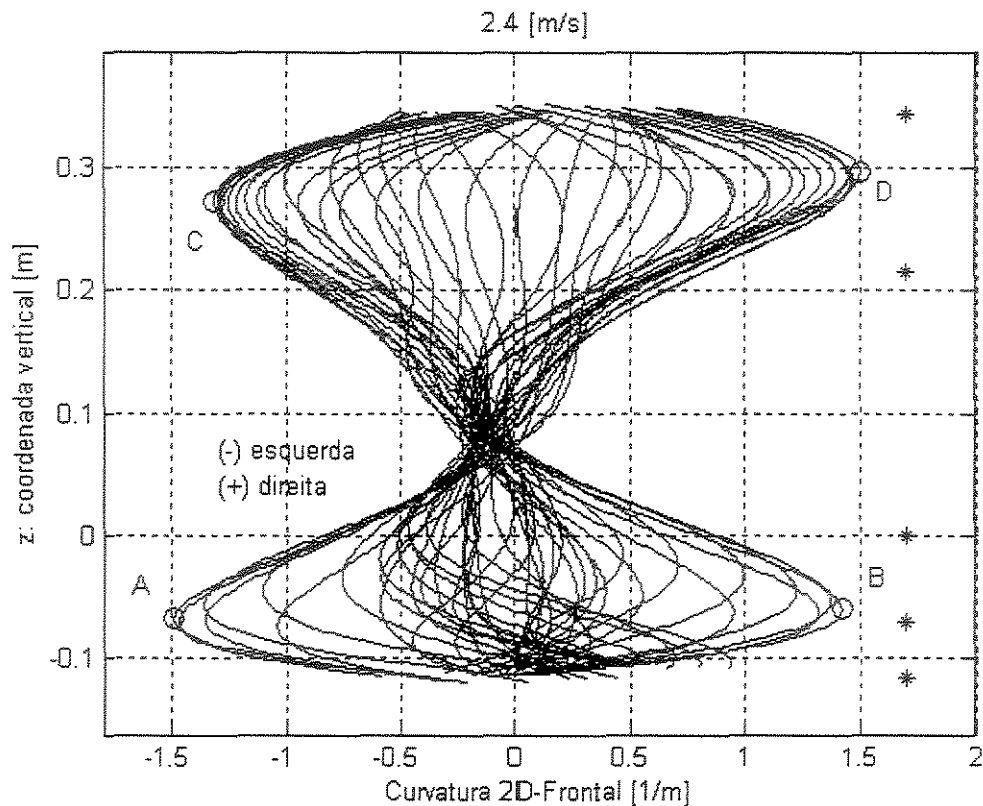


Figura 17 - Curvaturas Frontais do Componente Oscilatório - Corredor F na velocidade 2.4 m/s. 'A' = Pico negativo lombar; 'B' = Pico positivo lombar; 'C' = Pico negativo torácico; 'D' = Pico positivo torácico. Sinal Curvatura (-) corresponde à convexidade da curva representativa da coluna à esquerda, Sinal Curvatura (+) corresponde à convexidade da curva representativa da coluna à direita.

Neste gráfico (fig.17), observa-se que as curvas traçadas formam duas regiões de maior amplitude na adaptação da curvatura ao longo da passada: a torácica e a lombar.

Em cada uma dessas regiões observam-se também dois picos de curvaturas: um positivo e outro negativo. Esses picos correspondem aos máximos e mínimos de curvaturas nas regiões.

A localização desses picos está indicada na figura 17 através de círculos. Como exemplo, a denominação desses picos está demonstrada no gráfico através

de letras “A” (Pico negativo lombar), “B” (Pico positivo lombar), “C” (Pico negativo torácico) e “D” (Pico positivo torácico).

Calculou-se para as velocidades de corrida de cada corredor, os valores máximos (picos) das curvaturas positivas e negativas, lombares e torácicas, e identificou-se os eventos da passada correspondentes. Lembramos que o sinal da curvatura está relacionado com a convexidade da curva representativa da coluna.

Os valores mínimos e máximos para a região lombar foram calculados entre as espinhas ilíacas póstero-superiores e a vértebra T12 $[\min(K_{OSC}(z_{EIPS \rightarrow T12}, t)) \quad \max(K_{OSC}(z_{EIPS \rightarrow T12}, t))]$ e os valores mínimos e máximos para a região torácica foram calculados entre a vértebra T12 e T1 $[\min(K_{OSC}(z_{T12 \rightarrow T1}, t)) \quad \max(K_{OSC}(z_{T12 \rightarrow T1}, t))]$.

Para cada corredor e tipo de região obteve-se um vetor de picos positivos e um de negativos. Obteve-se também a identificação dos eventos ou fases onde ocorrem esses picos.

O número de elementos desses vetores (Pico Negativo Lombar, Pico Positivo Lombar, Pico Negativo Torácico, Pico Positivo Torácico) é igual ao número de velocidades selecionadas para cada corredor (vide metodologia - quadro 2). Para efeito de comparação quantitativa esses vetores, construídos para cada corredor, foram normalizados individualmente.

A figura 18 mostra a curvatura bidimensional em função do ciclo da passada em cinco regiões na velocidade 2.4 m/s (referente à figura 17). De baixo para cima identificamos em ordem: 1) a representação do ciclo da passada na velocidade selecionada, 2) o gráfico onde há ocorrência do valor mínimo (pico

negativo) de curvatura lombar, 3) o gráfico onde há ocorrência do valor máximo (pico positivo) de curvatura lombar, 4) o gráfico do comportamento da coluna em $z=0$ (referente à vértebra 12), 5) o gráfico onde há ocorrência do valor máximo (pico positivo) de curvatura torácica, e 6) o gráfico onde há ocorrência do valor mínimo (pico negativo) de curvatura torácica.

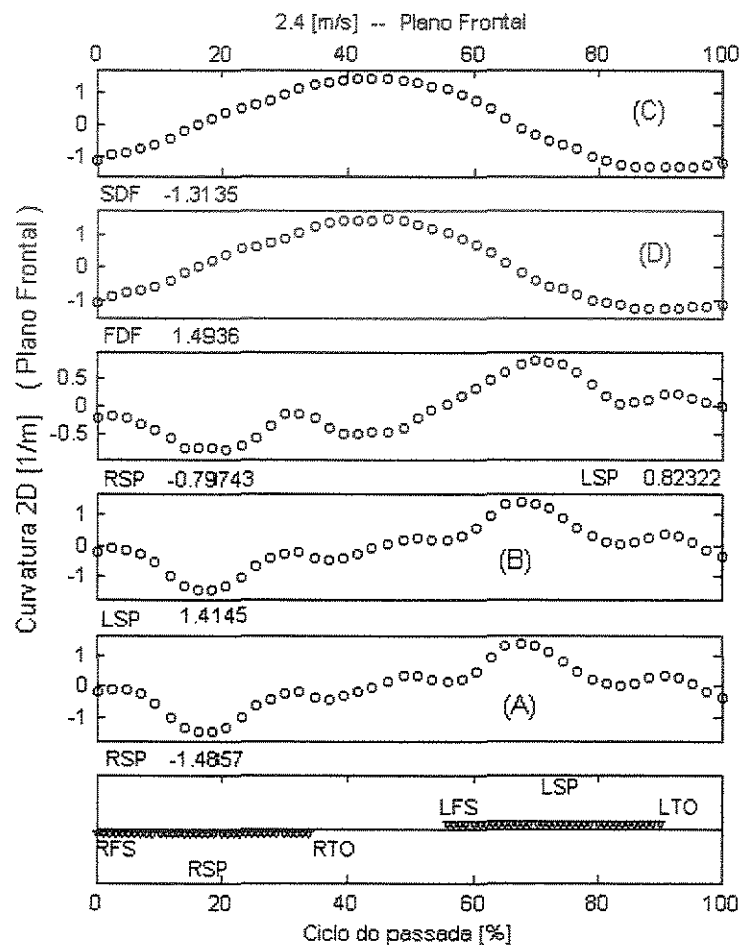


Figura 18 - Curvatura 2D em função do ciclo da passada. . 'A' = Pico negativo lombar; 'B' = Pico positivo lombar; 'C' = Pico negativo torácico; 'D' = Pico positivo torácico.

Note ainda no rodapé de cada gráfico da figura 18, a indicação das fases do ciclo da passada onde ocorrem esses picos positivos e negativos. Está indicada também por letras cada uma das regiões já assinaladas na figura 17.

Com essas informações pode-se analisar dois aspectos: a correlação de cada um dos picos de curvatura em função da velocidade e a identificação dos eventos ou fases onde ocorrem esses picos.

Em função da velocidade, observa-se uma acentuação significativa (TAYLOR J., 1997; CALLEGARI-JACQUES, 2003) ($p < 0.05$) dos picos de curvatura nas regiões lombares e torácicas. Apresentamos os gráficos dos picos de curvatura em função da velocidade nas figuras 19 e 20 para a região lombar e nas figuras 21 e 22 para a região torácica. Para o cálculo da correlação linear foram considerados setenta e três dados sobre os picos de curvatura e as velocidades de corrida. Demais dados não incluídos estão em conformidade com o termo de exclusão (vide metodologia – Termo de Exclusão).

Para a região lombar, encontramos correlações significativas [$r = -0.65$] para o pico negativo (A) e [$r = +0.55$] para o pico positivo (B).

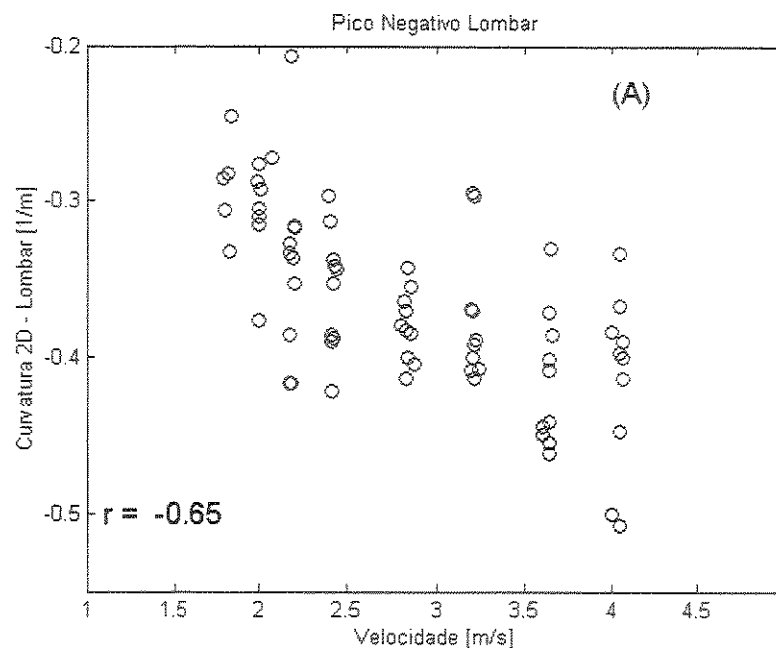


Figura 19 - Picos negativo (A) da curvatura lombar do componente oscilatório da coluna vertebral em função da Velocidade

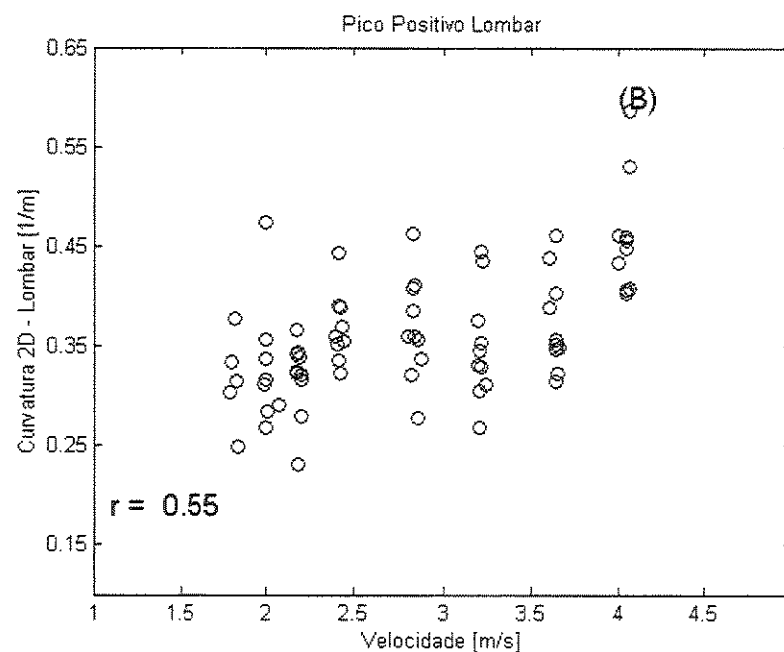


Figura 20 - Picos positivo (B) da curvatura lombar do componente oscilatório da coluna vertebral em função da Velocidade

durante a corrida (linha cheia) e a curvatura geométrica da curva da coluna obtida a partir da análise da postura ereta, estática (linha tracejada).

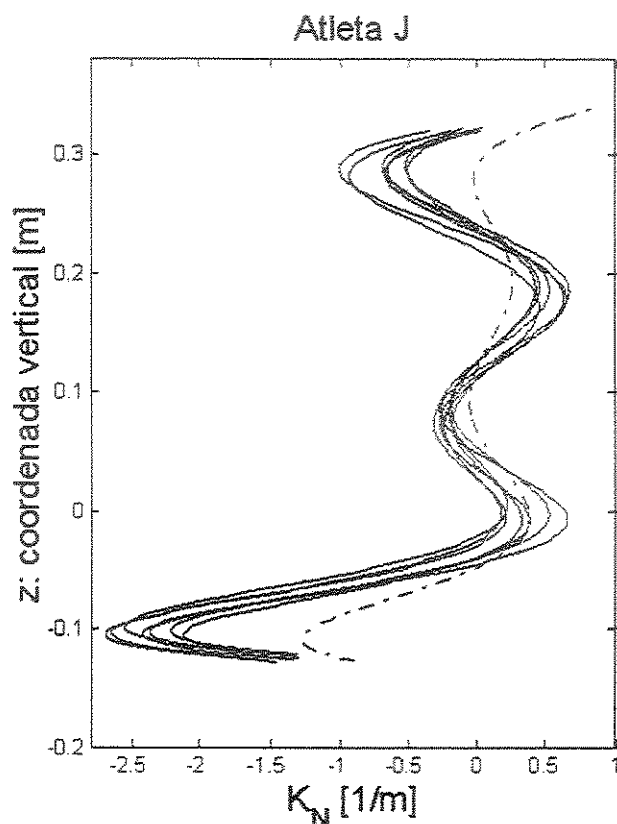


Figura 23 - Curvaturas Geométricas 2D, das curvas neutras, K_N (linha cheia) e da curva obtida na postura estática (tracejada). Atleta J, velocidades 2.0, 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 m/s e postura estática.

Para verificar o grau de semelhança das curvas (fig. 23) calculamos o desvio padrão médio dessas em relação à variação máxima da curvatura. O valor encontrado mostra que esta distância está na ordem de 4%.

O mesmo cálculo é realizado para os outros atletas e são apresentados a seguir, das figuras 24 a 33.

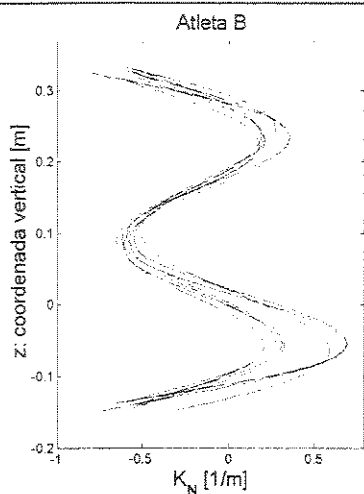


Figura 24 - Curvaturas Geométricas 2D, das curvas neutras, K_N (linha cheia). Atleta B, velocidades 2.0, 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 m/s e postura estática.

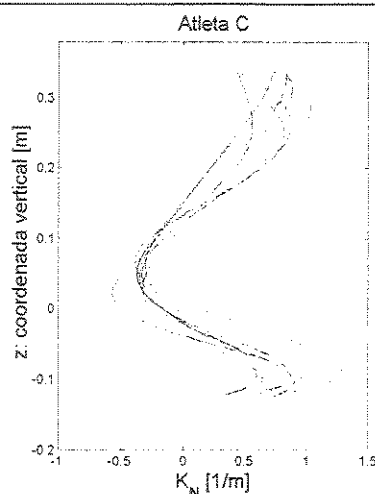


Figura 25 - Curvaturas Geométricas 2D, das curvas neutras, K_N (linha cheia). Atleta C, velocidades 1.8, 2.0, 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 m/s e postura estática.

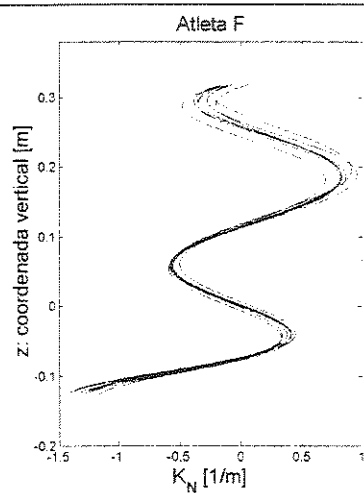


Figura 26 - Curvaturas Geométricas 2D, das curvas neutras, K_N (linha cheia). Atleta F, velocidades 2.0, 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 m/s e postura estática.

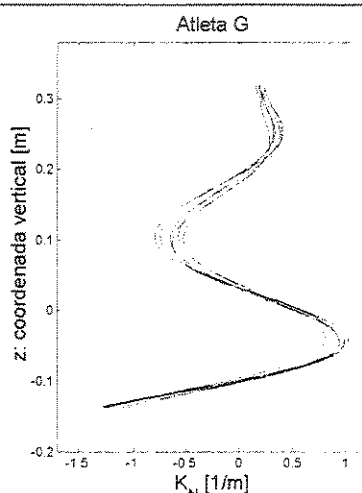


Figura 27 - Curvaturas Geométricas 2D, das curvas neutras, K_N (linha cheia). Atleta G, velocidades 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 m/s e postura estática.

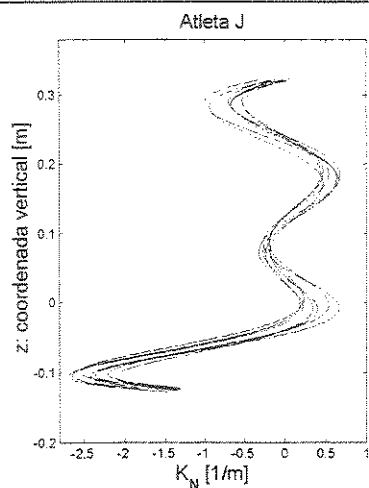


Figura 28 - Curvaturas Geométricas 2D, das curvas neutras, K_N (linha cheia). Atleta J, velocidades 2.0, 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 m/s e postura estática.

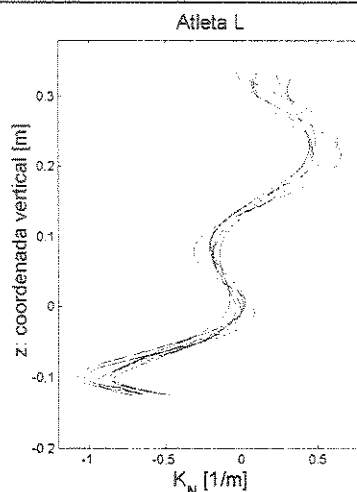


Figura 29 - Curvaturas Geométricas 2D, das curvas neutras, K_N (linha cheia). Atleta L, velocidades 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 m/s e postura estática.

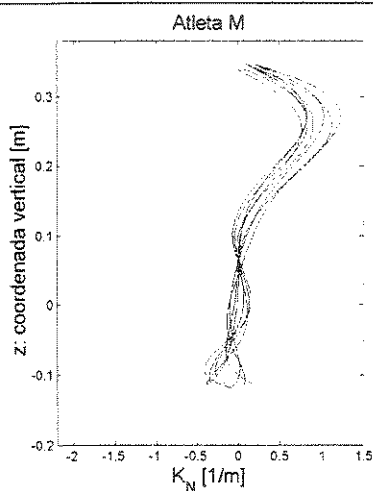


Figura 30 - Curvaturas Geométricas 2D, das curvas neutras, K_N (linha cheia). Atleta M, velocidades 1.8, 2.0, 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 m/s e postura estática.

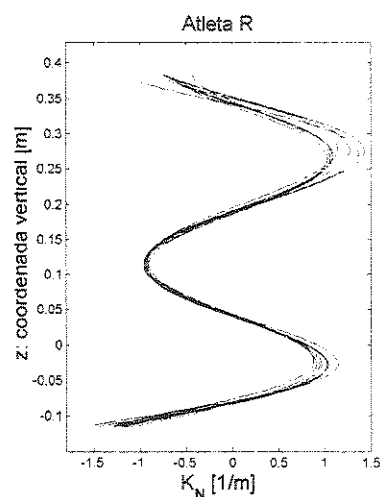


Figura 31 - Curvaturas Geométricas 2D, das curvas neutras, K_N (linha cheia). Atleta R, velocidades 1.8, 2.0, 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 m/s e postura estática.

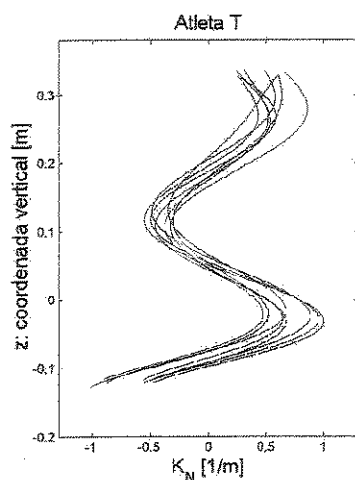


Figura 32 - Curvaturas Geométricas 2D, das curvas neutras, KN (linha cheia). Atleta T, velocidades 1.8, 2.0, 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 m/s e postura estática.

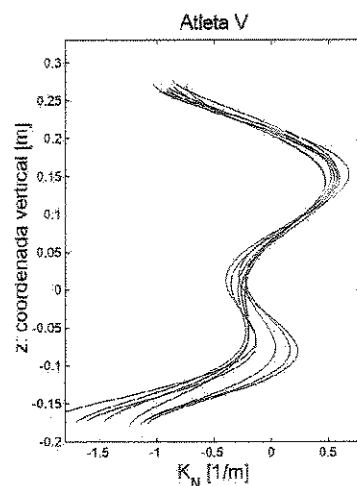


Figura 33 - Curvaturas Geométricas 2D, das curvas neutras, KN (linha cheia). Atleta V, velocidades 1.8, 2.0, 2.2, 2.4, 2.8, 3.2, 3.6, 4.0 m/s e postura estática.

Os percentuais dos desvios padrões médios encontrados em relação à variação máxima da curvatura para os corredores são apresentados no quadro 5.

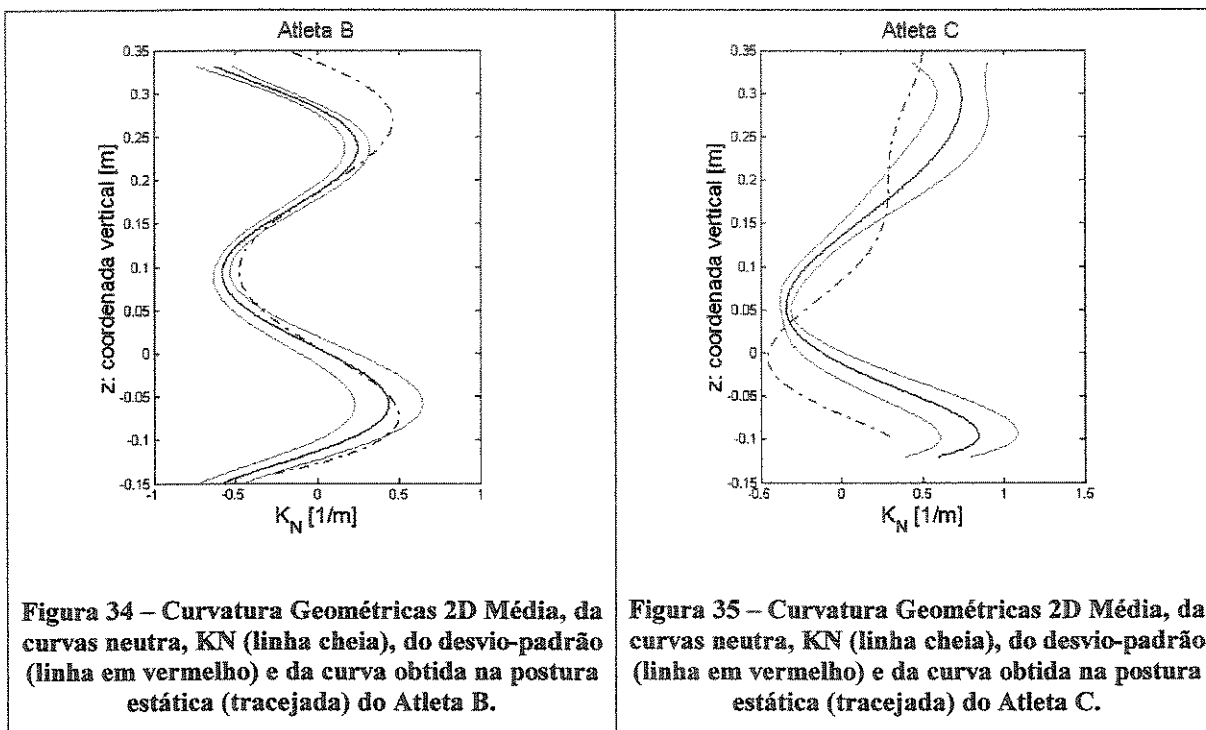
Quadro 5 – Percentuais dos desvios médios das curvas neutras em relação à variação máxima da curvatura

Corredor	Número de velocidades selecionadas	Percentual dos desvios médios [%]
B	7	8
C	8	9
F	7	3
G	6	3
J	7	4
L	6	4
M	8	7
R	8	3
T	8	8
V	8	5
		$\langle \% \rangle = 5.4 \pm 2.4$

Considerando todos os corredores da amostra, essas distâncias médias estão na ordem de $(5.4 \pm 2.4 \%)$ da variação máxima da curvatura. Esses

resultados mostram um grau satisfatório de semelhança entre as curvas neutras de cada atleta. Também não detectamos nenhuma associação entre as curvas neutras e a velocidade da corrida.

Para comparar as curvas de curvaturas neutras em relação à estática calculamos a curvatura média das neutras e seu desvio-padrão e sobreposamos essas informações num mesmo gráfico. Os gráficos sobrepostos estão apresentados nas figuras 34 a 43.



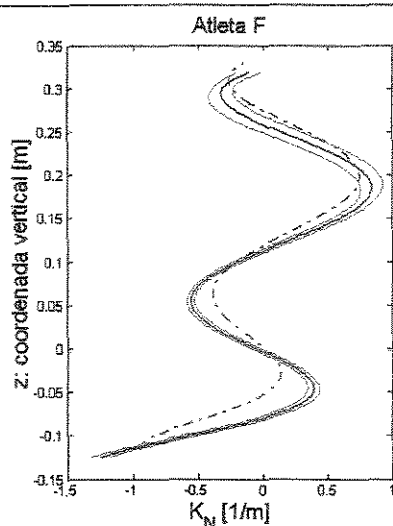


Figura 36 – Curvatura Geométricas 2D Média, da curvas neutra, KN (linha cheia), do desvio-padrão (linha em vermelho) e da curva obtida na postura estática (tracejada) do Atleta F.

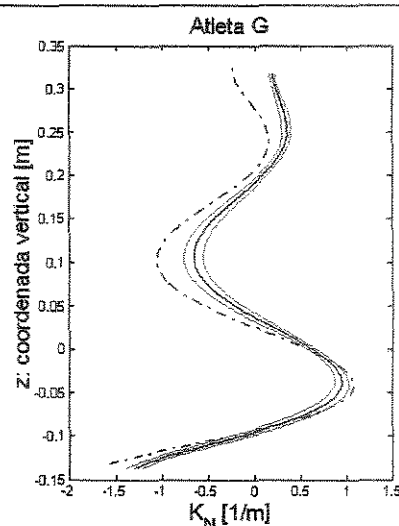


Figura 37 – Curvatura Geométricas 2D Média, da curvas neutra, KN (linha cheia), do desvio-padrão (linha em vermelho) e da curva obtida na postura estática (tracejada) do Atleta G.

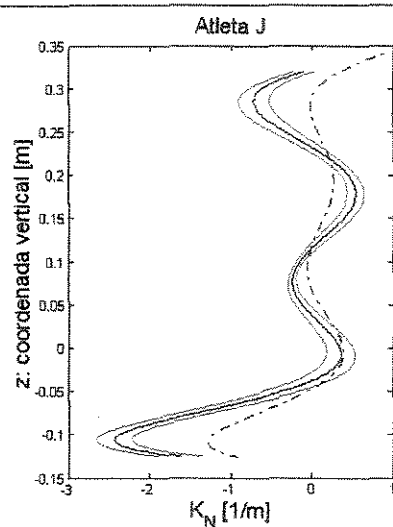


Figura 38 – Curvatura Geométricas 2D Média, da curvas neutra, KN (linha cheia), do desvio-padrão (linha em vermelho) e da curva obtida na postura estática (tracejada) do Atleta J.

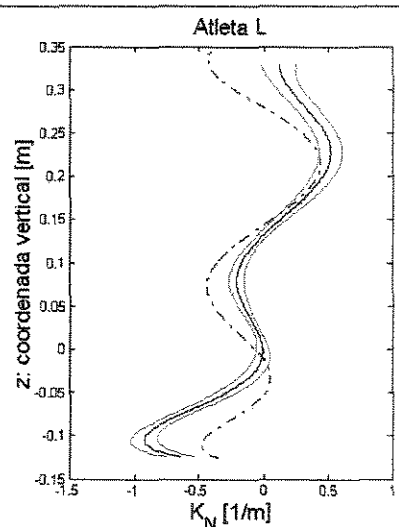
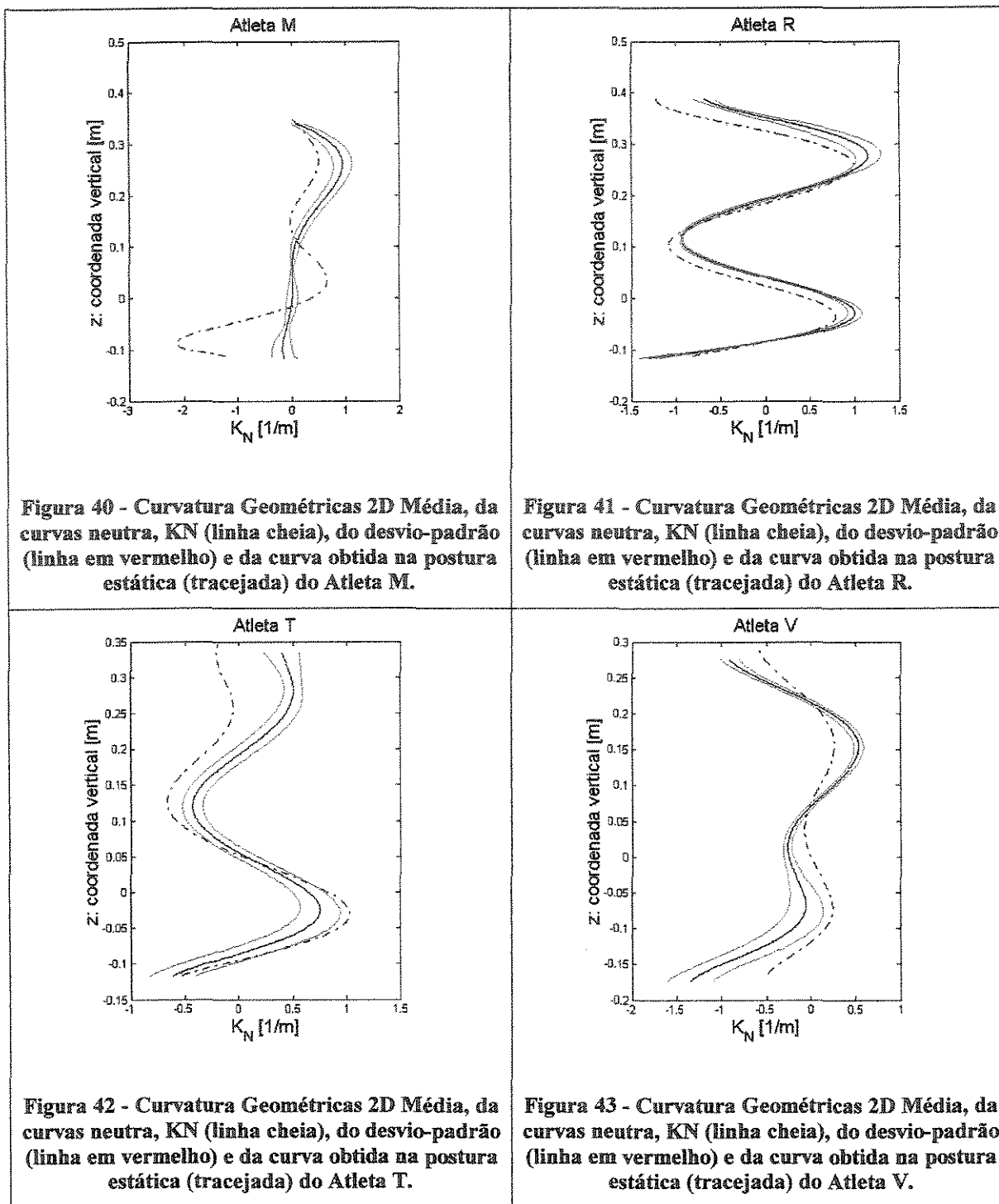


Figura 39 – Curvatura Geométricas 2D Média, da curvas neutra, KN (linha cheia), do desvio-padrão (linha em vermelho) e da curva obtida na postura estática (tracejada) do Atleta L.



Nas figuras 34 a 43, podem-se observar diferenças importantes entre a disposição do gráfico de curvatura da coluna estática (linha tracejada) em relação à média (linha cheia) e o desvio-padrão (linhas em vermelho) das curvas de

curvatura das colunas neutras. Essas diferenças aparecem tanto na região lombar quanto torácica, não representando, no entanto, um padrão para todos os corredores.

5 DISCUSSÃO

A quantificação tanto das oscilações dos segmentos de reta que unem os pares de pontos bilaterais quanto da curvatura do componente oscilatório da coluna vertebral possibilitam descrever as adaptações que ocorrem durante a corrida.

Neste capítulo discutimos os resultados relacionados à oscilação do dorso no plano frontal e transversal, à curva neutra e às adaptações apresentadas pela coluna vertebral em função da velocidade da corrida.

5.1 Oscilação do dorso no plano frontal

Em se tratando das oscilações dos segmentos de reta que unem os pares bilaterais no plano frontal, pode-se observar que durante a corrida os movimentos do tronco e da pélvis são coordenados por um lado pela fase de apoio de um dos pés sobre o solo e por outro pela fase de balanço da perna contralateral.

Tomando como base o primeiro passo, no momento do apoio do pé direito o tronco está flexionado lateralmente para a direita. Neste momento a pélvis inclina-se para o lado do balanço contralateral e eleva-se para o lado onde está ocorrendo o apoio (HEGEDÜS, [19--?]).

A figura 44 ilustra a posição da pélvis durante o contato do pé direito sobre o solo.

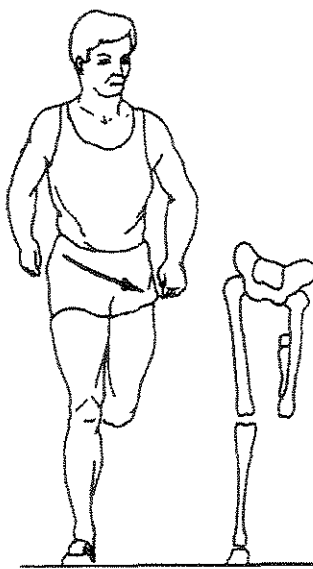


Figura 44 - Ilustração sobre a posição da pélvis durante o contato do pé direito sobre o solo. Modificado de HEGEDÜS ([19--?]).

Após o médio apoio, o tronco começa a inclinar-se em direção à esquerda. Coordenado com o tronco, a pélvis começa seu movimento ascendente para uma conseqüente inclinação para o lado direito.

Segundo NOVACHEK (1998) esses movimentos sutis da pélvis são importantes para minimizar a movimentação da parte superior do corpo durante a corrida.

Os resultados obtidos sobre a amplitude da oscilação dos segmentos de reta que unem os pontos bilaterais na região pélvica são em média na ordem de 8.2 ± 1.3 graus, compatíveis com os reportados pela literatura — 7.0 graus (SCHACHE, 1999).

Considerando separadamente a contribuição de cada uma das quatro regiões do dorso, observamos que a menor variação de amplitude, no plano frontal, ocorre na região dos acrômios. A maior variação de amplitude ocorre ao nível da vertebral T6.

Considerando as quatro regiões em conjunto podemos verificar o efeito da velocidade sobre a amplitude de movimentação dos bilaterais. Em média, as menores (3.95 e 3.7 graus) e maiores (4.95 e 5.18 graus) variações da amplitude de movimentação dos segmentos de reta que unem os pares bilaterais estão associadas, respectivamente, com as duas menores e às duas maiores velocidades.

Em valores absolutos, a maior amplitude de movimentação dos segmentos bilaterais ocorre na região da vértebra T6, principalmente nas duas últimas velocidades (3.6 e 4.0 m/s). Os resultados mostram também que ao nível de T6 a

amplitude de movimentação dos bilaterais apresenta altos valores de correlação com a velocidade de corrida ($0.82 \leq r \leq 0.99$) em 80% da amostra da pesquisa.

5.2 Oscilação do dorso no plano transversal

No caso das oscilações dos pares bilaterais no plano transversal, observa-se que durante a corrida, no apoio inicial, a pélvis está rodada externamente para preparar o contato inicial do pé sobre o solo.

Uma rotação externa pélvica acontece quando o lado da pélvis, a que estamos nos referindo durante a descrição do movimento, está posterior. A figura 45 ilustra uma rotação externa da pélvis durante o contato do pé direito sobre o solo.

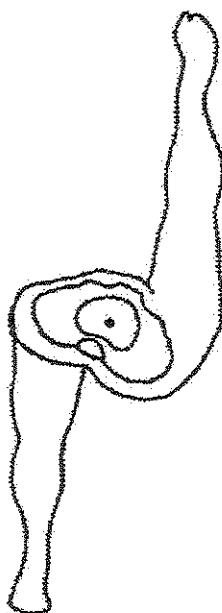


Figura 45 - Rotação externa da pélvis no momento do apoio do pé direito. Modificado de SHACHE (1999)

Segundo NOVACHECK (1998) isto permite uma maximização das forças de propulsão e evita perdas de velocidade. Com a rotação externa da pélvis a distância linear entre o ponto de contato inicial do pé e a projeção do centro de massa sobre o solo é diminuída.

Os resultados obtidos nesta pesquisa mostram que as amplitudes dessas oscilações (10.4 ± 4.3 graus), apesar de serem menores do que as reportadas pela literatura 16-18 graus (SCHACHE, 1999), mostram acentuação significativa em função da velocidade, mostrando que têm função importante no aumento da intensidade do esforço durante a corrida.

Rotações externas do tronco também podem ser detectadas no plano transversal no início da fase de apoio. Rotações externas do tronco acontecem quando há uma rotação horária dos segmentos de reta que unem os pares bilaterais ao nível dos acrômios e da vértebra T6.

Com rotação máxima neste momento, o tronco contribui para a manutenção do equilíbrio do corpo já que perna que está realizando o contato inicial com o solo está em extensão.

Considerando separadamente a contribuição de cada uma das quatro regiões do dorso e em contraposição ao plano frontal, observamos que as menores variações de amplitude ocorrem na região lombosacra. A maior variação de amplitude ocorre ao nível dos acrômios e da vertebral T6.

Considerando as quatro regiões em conjunto podemos verificar o efeito da velocidade sobre a amplitude de movimentação dos bilaterais. Em média, as menores (6.9 e 10.5 graus) e maiores (16.3 e 17.9 graus) variações da amplitude de movimentação dos segmentos de reta que unem os pares bilaterais estão

associadas, respectivamente, com as duas menores e às duas maiores velocidades.

Em valores absolutos, as maiores amplitudes de movimentação dos segmentos bilaterais ocorrem na região dos acrômios, principalmente na velocidade 4.0 m/s.

No plano transversal encontramos correlações altas e significativas das oscilações angulares de todos os segmentos bilaterais com a velocidade.

5.3 A curva neutra

Em se tratando da coluna vertebral os resultados mostram ser possível quantificar a curva neutra, que é característica do indivíduo, e as oscilações em torno dessa curva devido às adaptações impostas pelo tipo de movimento.

O processo de otimização que define a curva neutra foi considerado como estável e apontou para a escolha de curvas associadas à fase de apoio dos pés. Este resultado é compatível com os apresentados por BREZIKOFER et al. (2004).

Pode-se observar que a curva neutra de cada corredor apresenta um grau importante de semelhança entre as diferentes velocidades de corrida, o que mostra sua utilidade na representação da postura própria do corredor, neutra dos efeitos oscilatórios do movimento.

Pode-se notar que as configurações das curvas neutras dos corredores são diferentes entre si e permitem desta forma enfatizar as características quantitativas sobre suas posturas durante a corrida.

Como exemplo, pode-se observar uma postura bastante retificada do atleta M em contraposição, com os atletas B, F, R e V que por sua vez apresentam uma postura acentuada tanto na região lombar quanto torácica.

Essas características individuais são mais bem elucidadas quando comparadas com a postura de cada corredor na posição estática. Pode-se observar que existem, para todos os corredores, diferenças entre as curvas neutra e estática, tanto nas regiões lombares quanto torácicas.

Dependendo do atleta, essas diferenças representam retificações ou acentuações da coluna. Um exemplo que evidencia essas modificações na postura está presente no gráfico comparativo entre a curvatura da posição estática e a neutra do corredor M. Observa-se que durante a corrida o atleta adotou uma postura diferenciada da estática, principalmente na região lombar. Enquanto que na região torácica a curva neutra apresentou pouca modificação em relação à estática, na região lombar, com os movimentos da corrida, promoveu uma forte retificação.

Nos demais atletas essas adaptações também podem ser detectadas, porém com menor intensidade. Apesar de ser possível detectar tais adaptações, não parece haver indícios que possibilitem realizar generalizações quanto à região da coluna para todos os atletas. As informações obtidas da comparação entre as curvaturas neutra e estática evidenciam características individuais.

Segundo BRENIKOFER et al. (2004) a diferença entre as curvas neutra e estática pode sim indicar que o corpo humano utiliza diferentes estratégias para o equilíbrio estático e dinâmico. Tais constatações de BRENIKOFER et al. (2004) são compatíveis com UETAKE (1998) que afirma que a forma da curvatura

vertebral em repouso, não é sempre a mesma que aquela durante a participação nos esportes.

A reprodutibilidade das curvas neutras para cada corredor, independente da velocidade da corrida, reforça a adequação do método para a análise da postura que é individual e permanente durante uma determinada ação motora.

5.4 Adaptações da Coluna Vertebral

Com a quantificação do componente oscilatório pode-se verificar sensíveis melhoras da simetria do conjunto de curvas e curvaturas da coluna dispostas em um ciclo padrão de passada.

As simetrias podem ser mais bem qualificadas comparando-se as curvaturas da coluna de cada corredor no plano frontal, antes e depois do procedimento de separação dos componentes oscilatório e neutro. Essas diferenças podem ser observadas comparando os gráficos dispostos nos Apêndices 5 e 6, respectivamente.

Um exemplo dessa diferença é apresentado, a seguir na figura 46. O gráfico à esquerda refere-se às curvaturas da coluna do corredor M sem a subtração da curva neutra e o gráfico à esquerda refere-se à curvatura do componente oscilatório.

Esse tipo de resultado gráfico é importante para a identificação de características do comportamento da coluna que são reveladas tanto pela sobreposição do conjunto de curvas de curvatura quanto pelo acompanhamento dinâmico dessas ao longo do ciclo padrão da passada.

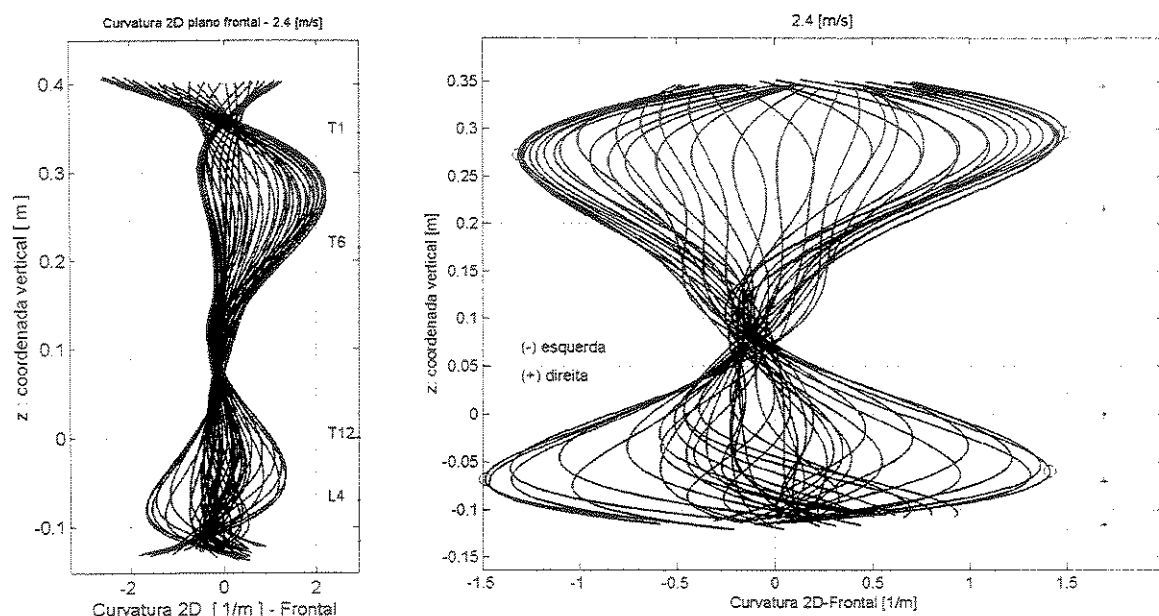


Figura 46 - Comparação das curvaturas, respectivamente, antes e depois do procedimento de separação dos componentes oscilatório e neutro

Com a quantificação do componente oscilatório da coluna e a sobreposição do conjunto de gráficos de curvatura podemos identificar uma região de relativa rigidez da coluna situada na porção média torácica. Essa característica possibilitou identificarmos claramente duas regiões de maior variação das curvaturas, a torácica e lombar. Essa mínima variabilidade já foi detectada em situações de marcha (CROSBIE et al., 1997; VACHERON et al., 1999, SYCZEWSKA et al., 1999, BREZIKOFER et al, 2000.).

Na Introdução já havíamos salientado que uma das contribuições desta pesquisa é a de possibilitar a futuros pesquisadores ter uma descrição da coluna em toda sua extensão. Somente após ela ser verificada como em toda sua

extensão durante a atividade é que julgamos então ser possível analisá-la em regiões específicas.

Assim sendo, tendo verificado este padrão proveniente da sobreposição de curvas, é que procedemos à verificação, de forma dinâmica, do valor dos picos de curvatura nas regiões lombar e torácica e, dos eventos ou das fases associados a eles.

Utilizando este procedimento verificamos que o aparecimento dos picos de curvaturas durante a passada da corrida segue um encadeamento de fases que se inicia com o apoio associado à região lombar e segue contra lateralmente para a região torácica com o duplo balanço. A figura 47 ilustra o encadeamento dos picos de curvaturas e das fases RSP→FDF e LSP→SDF.

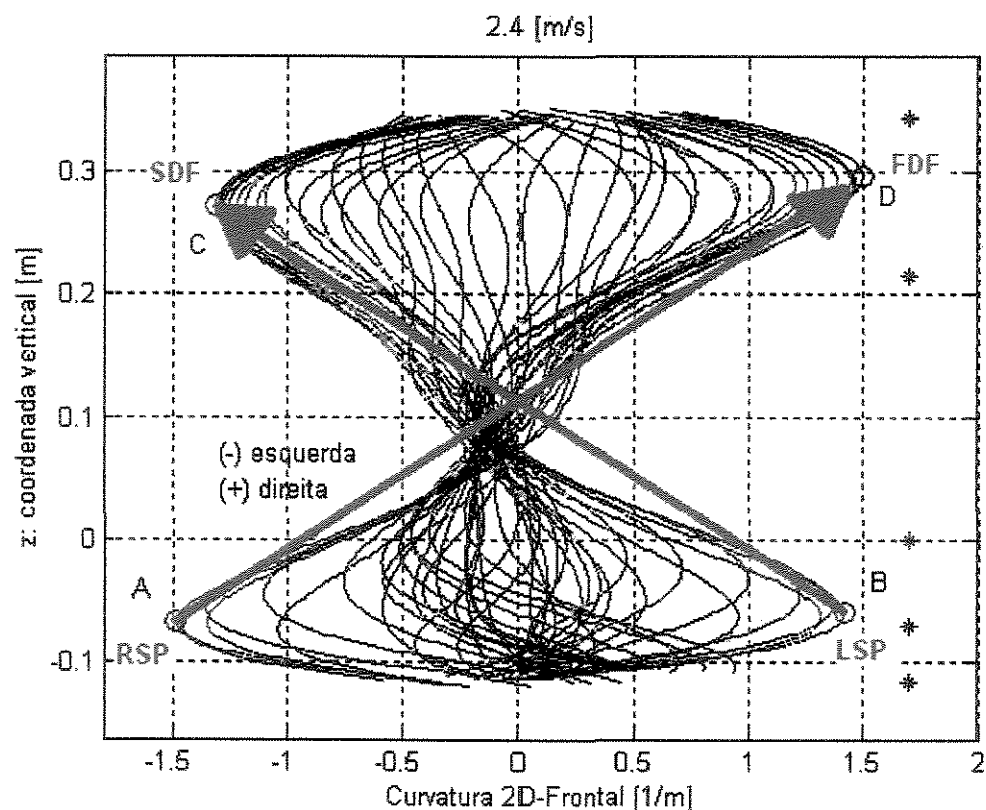


Figura 47 - Encadeamento dos picos de curvatura e das fases do ciclo da passada

Com o aumento da velocidade a coluna também se adapta acentuando sua curvatura. As correlações obtidas para cada tipo de pico de curvatura nas regiões lombar e torácica são significativas considerando o conjunto de valores ($n=73$), obtidos dos dez corredores, normalizados individualmente.

6 CONCLUSÃO

Neste trabalho estudamos as adaptações da geometria da coluna vertebral durante a corrida. E, para tanto, selecionamos um grupo de corredores de alto nível para comporem a amostra.

Aplicando o conceito de curvatura às curvas matemáticas, representativas da coluna vertebral, pudemos caracterizar o comportamento da sua geometria durante a passada (BRENZIKOFER et al., 2000). Análises complementares foram utilizadas para se obter a descrição das oscilações dos segmentos bilaterais.

Todas essas análises foram realizadas em função da velocidade, o que nos permitiu obter informações a respeito das adaptações que ocorrem com o indivíduo frente ao aumento da intensidade do esforço na corrida.

As oscilações dos bilaterais enfatizam a função das regiões torácica e lombosacra na transferência do peso do corpo de uma fase de apoio para outra no ciclo da passada, na maximização das forças de propulsão, na facilitação dos movimentos dos membros inferiores para a execução dos passos e na manutenção do equilíbrio do corpo.

Durante a corrida, as oscilações máximas que ocorrem no plano frontal são em magnitude menores do que as encontradas no plano transversal. As maiores diferenças são atribuídas à região torácica, principalmente à linha dos acrômios que, no plano transversal, chega a ser quatro vezes maior do que no plano frontal.

Os efeitos do aumento da velocidade parecem mais acentuados nas oscilações quantificadas no plano transversal. Encontramos correlações maiores e significativas em todas as regiões do dorso. Isso parece demonstrar que com o aumento da velocidade ocorre um aumento da amplitude dos movimentos de rotação do dorso em torno do eixo vertical possivelmente para garantir o equilíbrio do corpo.

O procedimento de determinação dos componentes neutro e oscilatório da coluna (BRENZIKOFER et al., 2004) mostrou-se como uma ferramenta potencial para diferenciar o que está relacionado com a postura própria do indivíduo e com as adaptações impostas pelo tipo de atividade realizada.

Através do componente oscilatório pudemos correlacionar os picos de curvaturas bidimensionais da coluna com a velocidade. Através do componente

neutro pudemos determinar a postura do corredor durante a corrida, neutra dos efeitos oscilatórios do movimento.

Quanto ao componente oscilatório da coluna observa-se que a sobreposição das curvas apresenta um padrão quando essas são descritas no plano frontal. Observa-se que as curvas traçadas formam duas regiões de maior amplitude na adaptação da curvatura ao longo da passada: a torácica e a lombar.

No plano frontal, dependendo de uma dessas regiões, os valores máximos de curvatura ocorrem em eventos específicos do ciclo da passada. Quando o pé está na fase de apoio, as máximas curvaturas tanto positivas quanto negativas (convexidade da curva representativa da coluna, à direita e esquerda respectivamente) ocorrem na região lombar. Já, quando o corredor está na fase de duplo balanço, as máximas curvaturas tendem a ocorrer na região torácica.

Esta descrição parece indicar que há uma propagação dos picos de curvatura da região lombar para a região torácica sincronizada com os eventos de apoio e duplo balanço. Em ordem, ocorre um pico negativo lombar no apoio do pé direito seguido de um pico positivo torácico no primeiro duplo balanço. Após, ocorre um pico positivo lombar no apoio do pé esquerdo seguido de um pico negativo torácico no segundo duplo balanço.

Em função da velocidade as máximas curvaturas (picos) mostram acentuação significativa nos dois passos da passada. Encontramos correlação significativa entre os picos de curvaturas e a velocidade tanto na região lombar quanto na região torácica. Estes resultados quantitativos e qualitativos referentes aos picos de curvatura e eventos da passada, respectivamente, permitem descrever efeitos compensatórios que a coluna apresenta durante a corrida.

Com a determinação da curva neutra e sua subtração do conjunto de curvas ao longo da passada pode-se observar a simetria da parte oscilatória da coluna durante a corrida. Esta simetria pôde ser observada tanto nas curvas representativas da coluna quanto nas suas curvaturas durante o ciclo padrão da passada no plano frontal.

A curva neutra quantificada pode ser considerada como uma informação sobre a característica individual do corredor durante a corrida.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDERSON, T.. Biomechanics and running economy. **Sports Med.** v. 22, n. 2, p. 76-89, aug 1996.

BARROS, R. M. L. de; BRENZIKOFER, R.; LEITE, N.; FIGUEROA, P. J. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise cinemática tridimensional de movimentos humanos. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica / Brazilian Journal of Biomedical Engineering**, v. 15, n. 1/2, p. 79-86, 1999.

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

BOULOS, P.; ZAGOTTIS, D. L. de. **Mecânica e Cálculo: um curso integrado**. São Paulo: Edgard Blücher, 1991. v. 1.

BRENIKOFER, R.; et al. Alterações no dorso e coluna vertebral durante a marcha. **Revista Brasileira de Biomecânica - Brazilian Journal of Biomechanics**, v. 1, n. 1, p. 21-26, 2000.

BRENIKOFER, R. et al.. A method to differentiate and quantify the neutral contour of the spine and its oscillating motion during walking and running. **Gait and Posture**, 2004 (em submissão).

CALLEGARI-JACQUES, S.M. **Bioestatística: princípios e aplicações**. Porto Alegre: Artmed, 2003.

CAVANAGH, P. R. **Biomechanics of distance running**. Champaign: Human Kinetics, 1990.

CROSBIE, J.; VACHALATHITI, R. synchrony of pelvic and hip joint motion during walking. **Gait and Posture**, v. 6, p. 237-248, 1997.

-----; SMITH, R. Patterns of spinal motion during walking. **Gait and Posture**, v. 5, p. 6-12, 1997.

DOHERTY, J. K. **Tratado moderno de pista y campo**. México: Editores Asociados S. De R. L., 1972.

ESTIVALÈZES, P; PÈRIE Y.; AUBIN, C-É. **Geometrical Comparative study of 2 biomechanical models of the scoliotic spine**. In: INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS CONGRESS, 17., 1999, Calgary. Abstracts...Calgary, 1999. p. 895.

FEIPEL, V.; DE MESMAEKER, T.; KELIN, P.; ROOZE, M. Three-dimensional kinematics of the lumbar spine during treadmill walking at different speeds. **Eur. Spine J.**, v. 10, p. 16-22, 2001.

FIGUEROA, P. J.; LEITE, N. J.; BARROS, R. M. L. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 72, p.155-165, 2003.

FISER, L. **Carreras atléticas de fondo y mediodondo**. México: Pax-Mexico, 1973.

FRIGO, C.; CARABALONA, R.; NEGRINI, S. Analysis of spine segmental movements during walking. **Gait and Posture**, v. 12, n. 1, p. 62, 2000.

FRYMOYER, J. W. et al. The mechanical and kinematic analysis of the lumbar spine in normal living human subjects in vivo. **J. Biomechanics**, v. 12, p. 165-172, 1979.

GARD, S.; CHILDRESS, D. The effect of pelvic list on the vertical displacement of the trunk during normal walking. **Gait and Posture**, v. 5, p. 233-238, 1997.

GLOVER, S. May training tip: running form. New York Road Runners, New York. Disponível em: <http://www.nyrrc.org/nyrrc/mar01/training/maytip.html>. Acesso em 13 dez. 2001.

GREER, H. **Track and field**. Running events. Chicago: Sports Techniques Series, 1972.

HACKENBERG, L.; LILJENQVIST, U.; HIERHOLZER, E.; HALM, H. Rasterstereografische oberflächenvermessung idiopathischer skoliosen nack VDS. **Z. Orthop.**, v. 138, p. 353-359, 2000.

HAY, J. G.; REID, J. G. **Anatomy, mechanics and human motion**. 2nd ed. Englewood Cliffs: Prentice Hall, 1988.

HEGEDÜS, J. de. **Técnicas atléticas**. Buenos Aires: Stadium, [19--?].

HUGHES, D. The art of Running: A biomechanical look at efficiency. M-F Athletic Company. Disponível em: http://www.texastrack.com/coaching_article_5.htm. Acesso em: 13 dez. 2001.

HUMPHREYS, J.; HOLMAN, R. **Focus on middle-distance running**. London: Adam & Charles Black, 1985.

JACOBY, E. **Applied techniques in track & field**. New York: Leisure Press, 1983.

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia Articular: tronco e coluna vertebral**. São Paulo: Manole, 1990. v. 3.

LE BORGNE, P. et al. **Numerical simulation of cotrel-dubousset surgery using a mechanical and geometrical personalized finite elements model.** In: INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS CONGRESS, 17., 1999, Calgary. Abstracts...Calgary, 1999. p. 651.

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.

LUTTGENS, K.; HAMILTON, N. **Kinesiology: Scientific basis of human motion.** 9 ed., Dubuque: McGraw-Hill, 1997.

MERCER, J. A., et al. **Shock attenuation during running at different stride lengths and frequencies.** In: INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS CONGRESS, 17., 1999, Calgary. Abstracts...Calgary, 1999. p. 434.

MOORE, K. L. **Anatomia orientada para a clínica.** 3ª Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1992.

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

SCHACHE, 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.

SOBOTTA, J.; BECHER, H. **Atlas de anatomia humana.** 17ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1977.

STOKES, I.; SKALLI, W.; PLAMONDON, A. Proposal for definition of a joint coordinate system for the spine. **International Society of Biomechanics**, march, 1994.

STOKES, V. P., NAFERSSON, C.; FORSSBI, R.C. Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. **J. Biomechanics**, v. 22, n. 1, p. 43-50, 1989.

STRUIK D. J. **Lectures on differential geometry**. Massachusetts: Addison-Wesley, 1961.

SYCZEWSKA, M.; ÖBERG, T.; KARLSSON, D. Segmental movements of the spine during treadmill walking with normal speed. **Clinical Biomechanics**, v. 14, p. 384-388, 1999.

TAMAKI, T.; TAKAHASHI, K.; YAMAGATA, M. A computational structure analysis of spinal chape in relation to corrective surgery of scoliosis. In: INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS CONGRESS, 17., 1999, Calgary. Abstracts...Calgary, 1999. p. 606.

TAYLOR, J. R. **An introduction to error analysis**. The study of uncertainties in physical measurements. 2nd Ed. Sausalito: University Science Books, 1997.

TAYLOR, N. F.; EVANS, O.M.; GOLDIE, P.A. Angular movements of the lumbar spine and pelvis can be reliably measured after 4 minutes of treadmill walking. **Clinical Biomechanics**. v. 11, n. 8, p. 484-486, 1996.

THOMPSON, C. W.; FLOYD, R.T. **Manual de cinesiologia estrutural**. 12 ed. São Paulo: Manole, 1997.

THORSTENSSON, A. et al. Lumbar back muscle activity in relation to thrunk movements during locomotion in man. **Acta Physiol. Scand.**, 116, p. 13-20, 1982.

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.

UETAKE, T. et al. . The vertebral curvature of sportmen. **Journal of Sports Science**, v.16, p. 621-628, 1998.

VACHERON, J.J. et al. Changes of contour of the spine caused by load carrying. **Surgical Radiologic Anatomy**, v. 21, p. 109-113, 1999.

VOGT, L.; BANZER, W. Measurement of lumbar spine kinematics in incline treadmill walking. **Gait and Posture**, v. 9, p. 18-23, 1999.

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

VUOLO, J. H.. **Fundamentos da teoria de erros**. São Paulo: Edgard Blücher, 1992.

WEINECK, J. **Anatomia aplicada ao esporte**. 3ª Ed. São Paulo: Manole, 1990.

WHITTLE, M. W.; LEVINE, D. Measurement of lumbar lordosis as a component of clinical gait analysis. **Gait and Posture**, v. 5, p. 101-107, 1997.

APÊNDICES

Neste item estão anexados, em seqüência: 1) o termo de consentimento livre e esclarecido, 2) o modelo da ficha de avaliação clínica, 3) o modelo de ficha para identificação e avaliação antropométrica, 4) os gráficos das oscilações dos pontos bilaterais nos planos frontal e transversal, 5) os gráficos das curvaturas bidimensionais da coluna nos planos frontal e sagital, 6) os gráficos das curvaturas bidimensionais do componente oscilatório da coluna vertebral no plano frontal e 7) animações de itens da metodologia.

6.1 Apêndice 1 – Termo de consentimento livre e esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO DA PESQUISA:

Adaptações da geometria da coluna vertebral e do dorso durante a corrida

Orientador: Prof. Dr. René Brenzikofer
Pós-Graduando: Pedro Paulo Deprá

Local da Avaliação:
Laboratório de Instrumentação para Biomecânica e
Laboratório de Fisiologia do Exercício da Faculdade de Educação Física

Eu, _____,
_____ anos de idade, portador da cédula de identidade _____,
Residente à Rua (Av.) _____,
Cidade _____, estado _____, 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 o comportamento das curvaturas da coluna vertebral e do dorso de dois grupos de corredores do atletismo, velocistas e fundistas, em função da velocidade.

Estou ciente, de que, antes do início da sessão de Análise Biomecânica por Videogrametria, no laboratório de Instrumentação para Biomecânica e Laboratório de Fisiologia do Exercício da Faculdade de Educação Física da UNICAMP, serei avaliado clinicamente. Esta avaliação, realizada por um médico, objetiva a identificação de eventual manifestação que contra-indique a minha participação como voluntário.

Após a avaliação clínica, me submeterei a um questionário de identificação, a uma avaliação antropométrica e a uma análise biomecânica por videogrametria.

A Identificação tem como objetivo obter meus dados pessoais (nome, idade, data de nascimento) e esportivos em competições (especialidade, tempo de treino e melhores resultados). Na avaliação antropométrica serão medidas: a estatura, a massa corporal e, os comprimentos e circunferências corporais. A Análise Biomecânica por Videogrametria, de caráter não-invasiva (sem a utilização de drogas medicamentosas e procedimentos que provocam incisão da pele ou inserção de instrumentos no corpo), constará das seguintes etapas: 1) Colocação de marcadores (analérgicos) sobre a minha pele, no dorso e na linha definida pelos processos espinhosos da coluna vertebral; 2) Sessão de filmagem na qual estarei correndo sobre uma esteira. Nesta sessão, será realizada uma filmagem da minha postura na posição ereta e iniciarei a corrida realizando quatro minutos de aquecimento (corrida) sobre uma esteira regulada em 1.8 m/s. Após este aquecimento, sem interrupção, continuarei correndo (em mais oito velocidades) na esteira em apenas uma sessão.

Estou ciente de que no caso de qualquer desconforto, poderei interromper o teste em qualquer momento.

Os benefícios que obterei participando como voluntário do projeto mencionado inclui uma avaliação clínica da minha condição física geral.

Estou ciente ainda, de que, as informações obtidas durante as avaliações laboratoriais serão mantidas em sigilo e, não poderão ser consultadas por pessoas leigas, sem a minha devida autorização. As informações assim obtidas, no entanto, poderão ser usadas para fins de pesquisa científica, inclusive para publicação, desde que minha privacidade seja sempre resguardada, contribuindo para o alcance dos objetivos deste trabalho de tese de doutorado.

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 as dúvidas sobre a metodologia, poderão ser esclarecidas, antes e durante o curso da pesquisa.

Sr. Voluntário

Pedro Paulo Deprá
Pós-Graduando

Prof. Dr. René Brenzikofer
Orientador

Os responsáveis pelo projeto podem ser encontrados no telefone
(19)3788-6626 – Laboratório de Biomecânica da FEF/UNICAMP

Para o esclarecimento de qualquer dúvida ou apresentar alguma reclamação
Comitê de Ética (19)3788-8936

Apêndice 2 – Avaliação Clínica

IDENTIFICAÇÃO

NOME: _____
IDADE: _____ DATA DE NASCIMENTO ____/____/19____
COR: _____ LOCAL DE NASCIMENTO: _____

ANTECEDENTES PATOLÓGICOS

INFECÇÕES: _____

LESÕES MÚSCULO ESQUELÉTICAS: _____

DOENÇAS CRÔNICAS: _____

USO DE MEDICAÇÃO: _____

ALCOLISMO: _____ TABAGISMO: _____ OUTRAS: _____

OBSERVAÇÕES: _____

EXAME FÍSICO

FREQÜÊNCIA CARDÍACA DE REPOUSO: _____ bpm

PRESSÃO ARTERIAL DE REPOUSO: _____ mmHg

AUSCULTA PULMONAR: _____

AUSCULTA CARDÍACA: _____

Campinas ____/____/2002.

Médico

6.2 Apêndice 3 – Identificação e Avaliação Antropométrica

LABORATÓRIO DE INSTRUMENTAÇÃO PARA BIOMECÂNICA
FEF - UNICAMP

IDENTIFICAÇÃO E AVALIAÇÃO ANTROPOMÉTRICA

IDENTIFICAÇÃO

NOME: _____
 IDADE: _____ DATA DE NASCIMENTO ____/____/19____
 ENDEREÇO: _____
 CIDADE: _____ ESTADO _____ CEP: _____ - _____
 FONE PARA CONTATO: (____) _____
 ESPECIALIDADE NO ATLETISMO: () VELOCISTA PROVA(S) _____
 () FUNDISTA PROVA(S) _____
 TEMPO DE TREINAMENTO: _____ ANOS _____ MESES
 MELHORES RESULTADOS: _____

AVALIAÇÃO ANTROPOMÉTRICA

ESTATURA: _____[cm] MASSA CORPORAL: _____[Kg]

COMPRIMENTOS

PÉ DIREITO: _____[cm]
 PERNA DIREITA: _____[cm]
 COXA DIREITA: _____[cm]
 TERÇO INFERIOR DO TRONCO : _____[cm]
 TERÇO MÉDIO DO TRONCO : _____[cm]
 TERÇO SUPERIOR DO TRONCO : _____[cm]

CIRCUNFERÊNCIAS

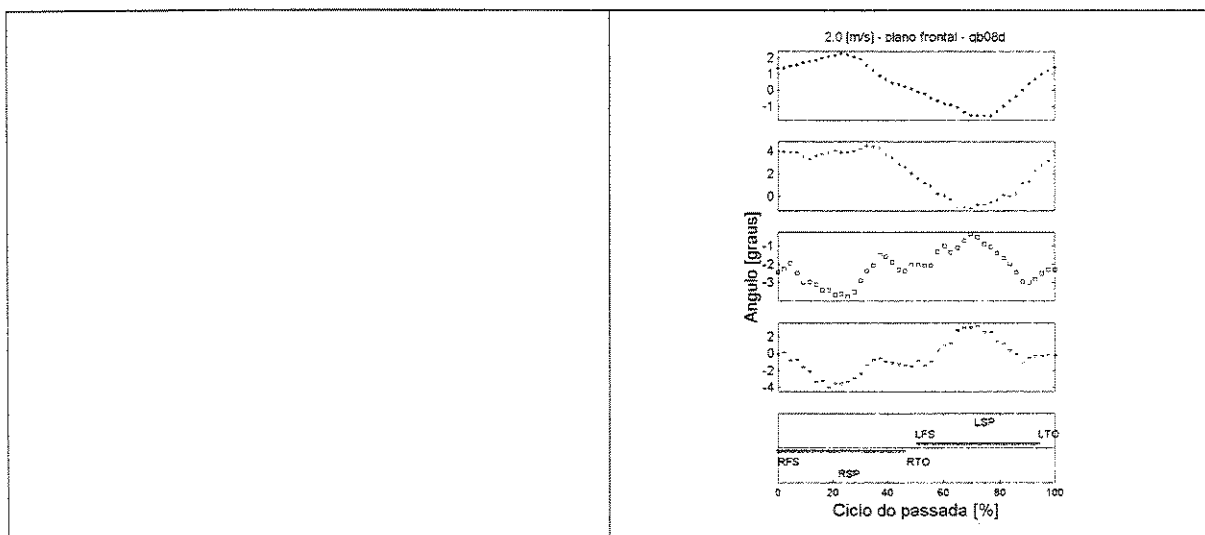
PÉ DIREITO: _____[cm]
 PERNA DIREITA: _____[cm]
 COXA DIREITA: _____[cm]
 TERÇO INFERIOR DO TRONCO : _____[cm]
 TERÇO MÉDIO DO TRONCO : _____[cm]
 TERÇO SUPERIOR DO TRONCO : _____[cm]

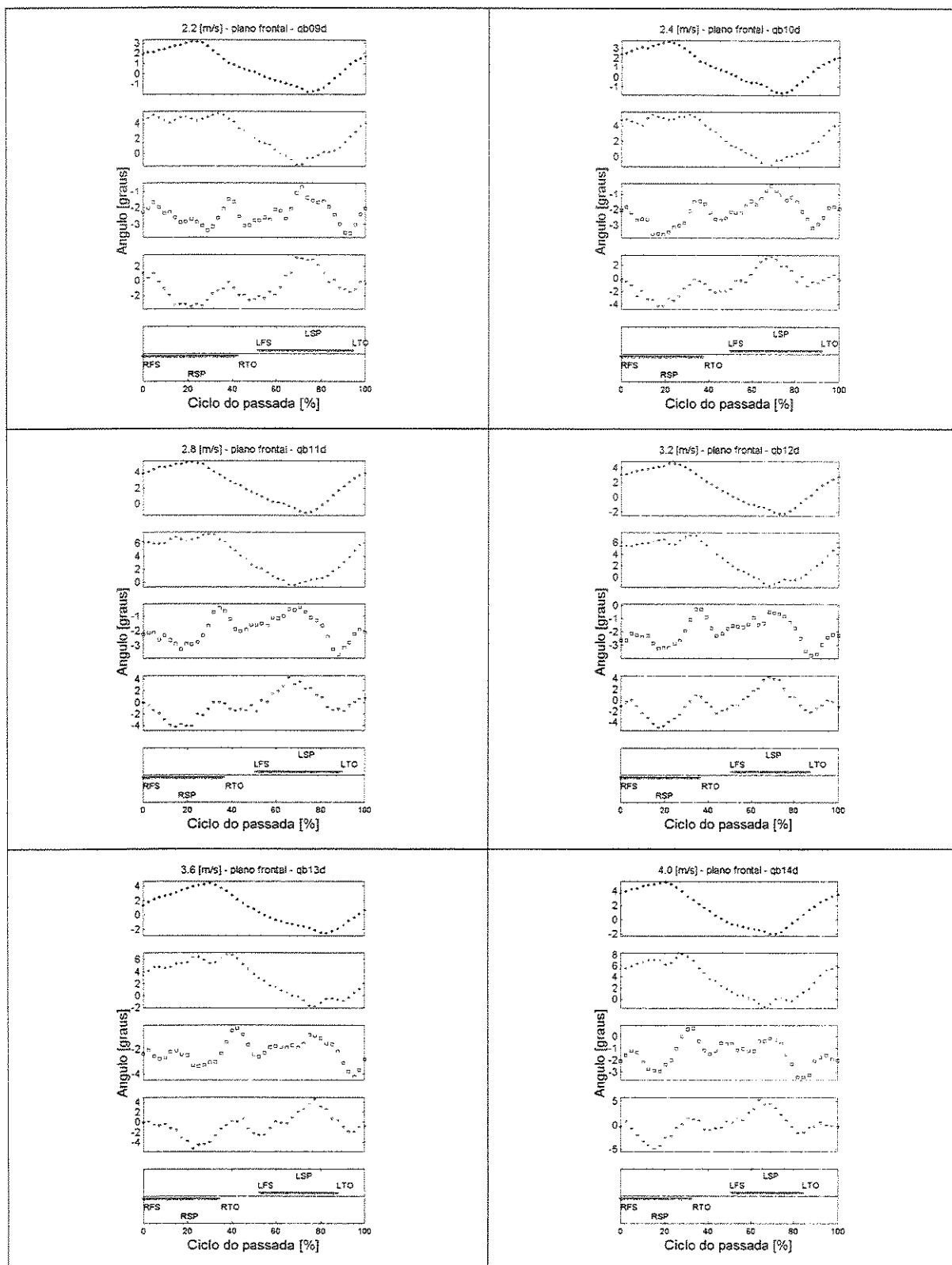
DATA DA AVALIAÇÃO: ____/____/2002

6.3 Apêndice 4 – Gráficos das oscilações dos pontos bilaterais nos planos frontal e transverso

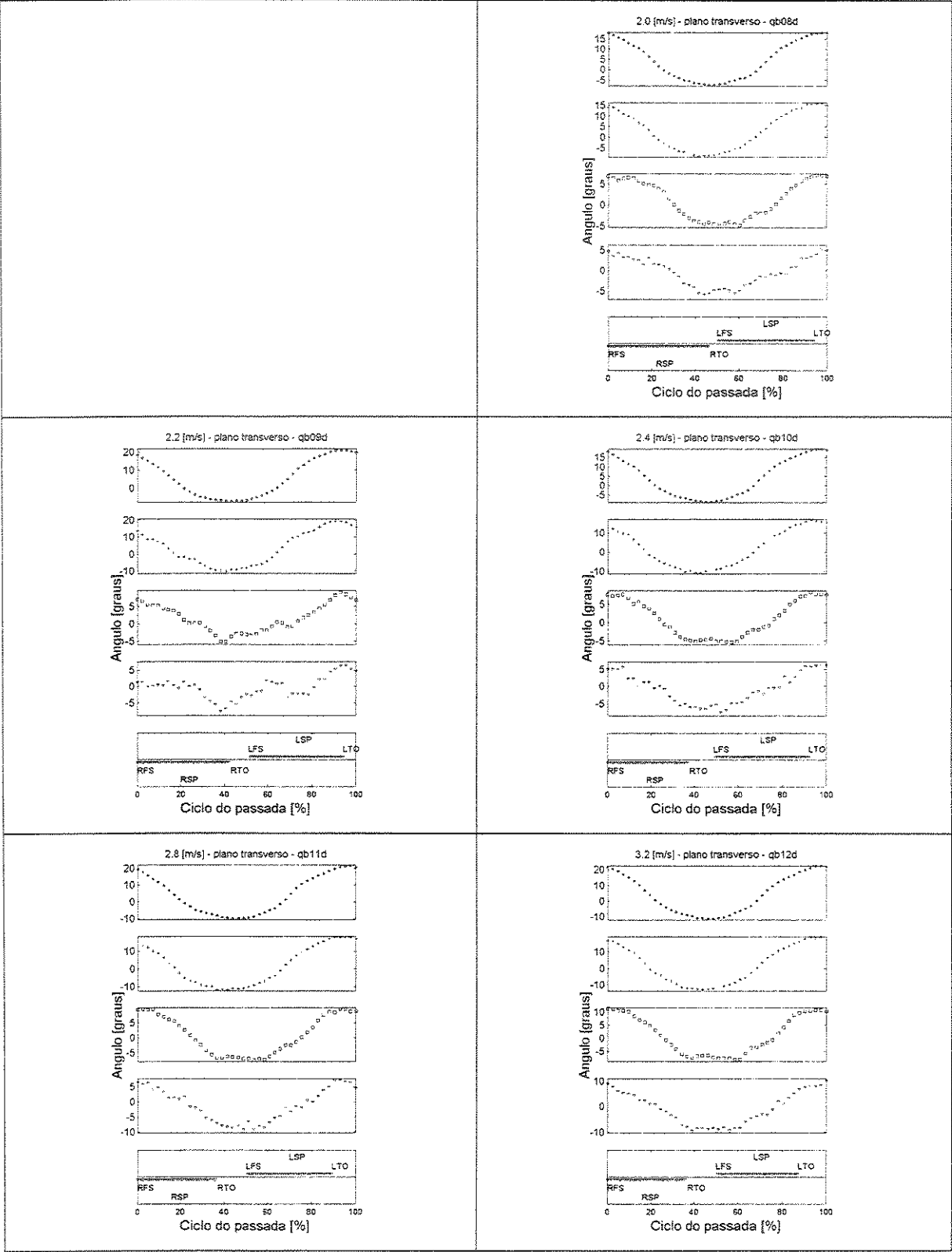
Neste Apêndice são apresentados os gráficos das oscilações dos pontos bilaterais de cada corredor em função do ciclo da passada. Estes gráficos estão discriminados por corredor e por velocidade de corrida, para cada um dos planos de projeções adotados na pesquisa, frontal e transverso. Além dos subtítulos do Apêndice, pode-se encontrar a identificação do plano, do corredor e da velocidade, no título de cada um dos gráficos.

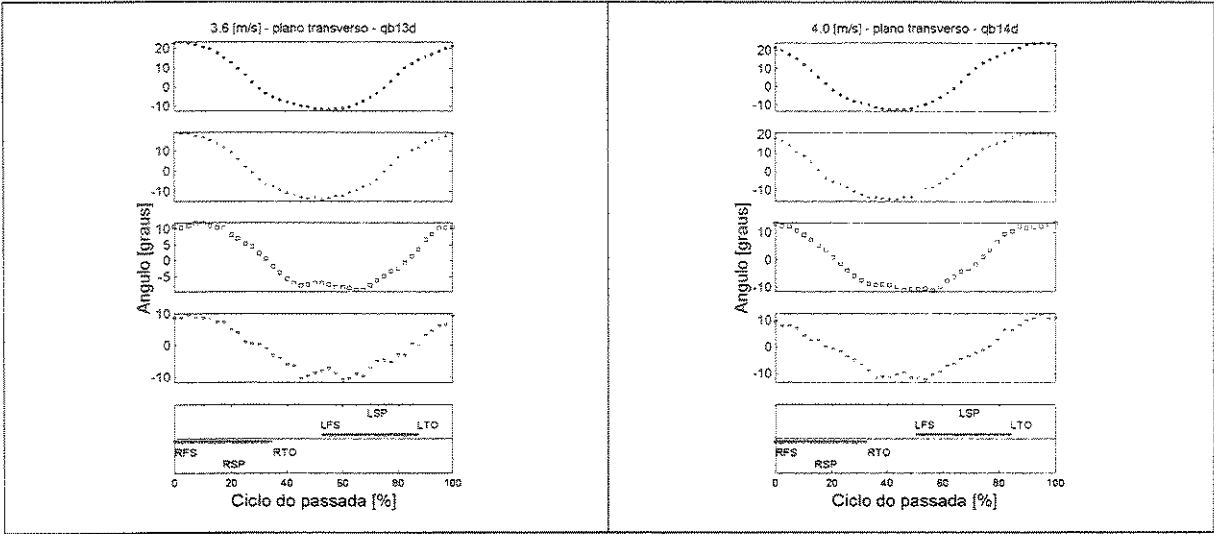
Corredor B – Plano Frontal



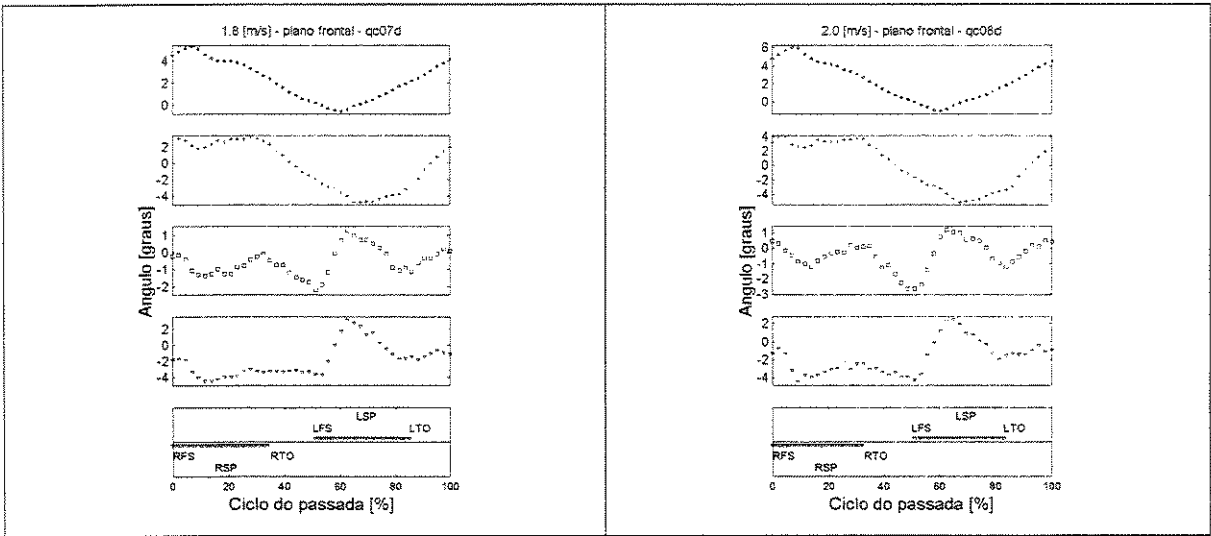


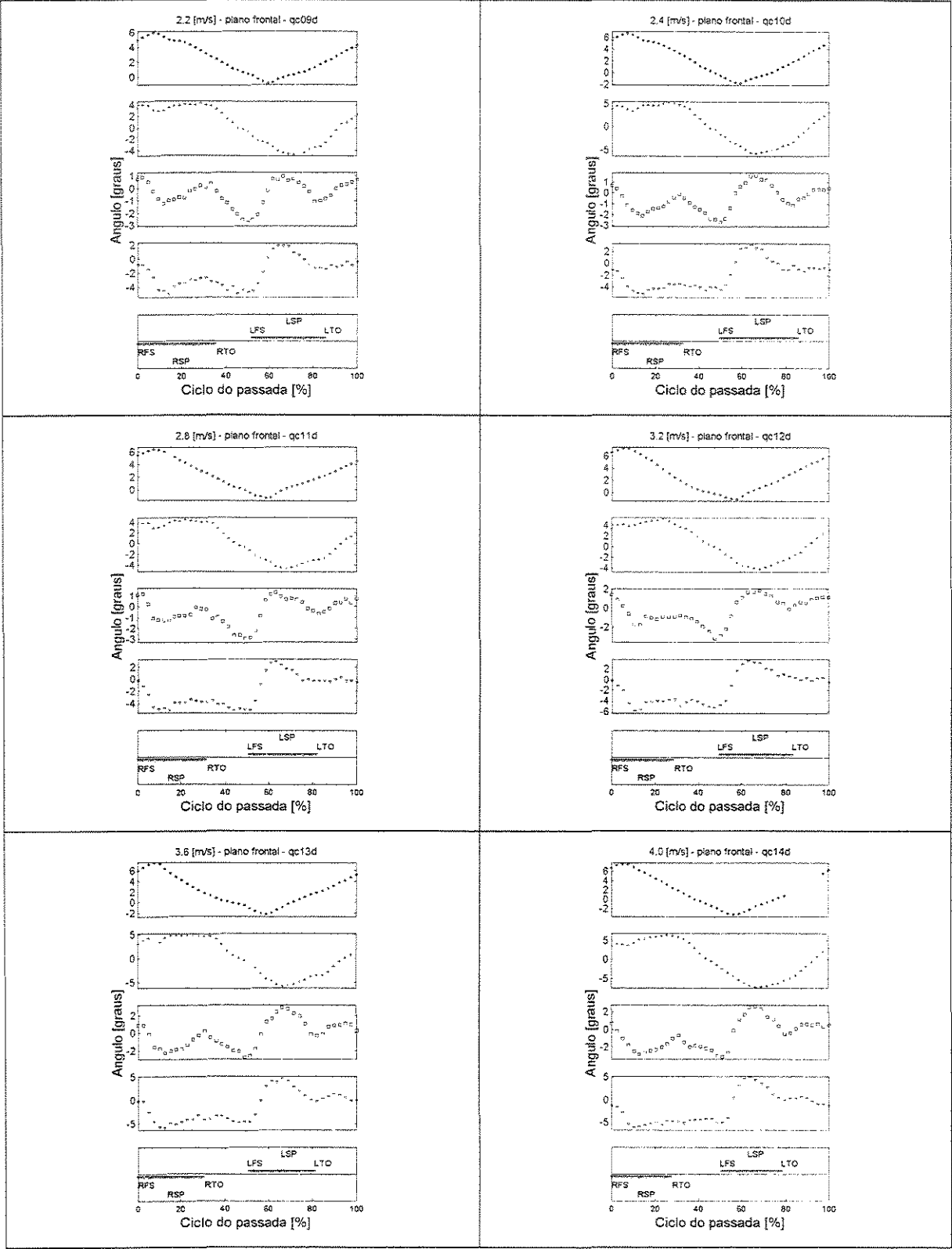
Corredor B – Plano Transverso



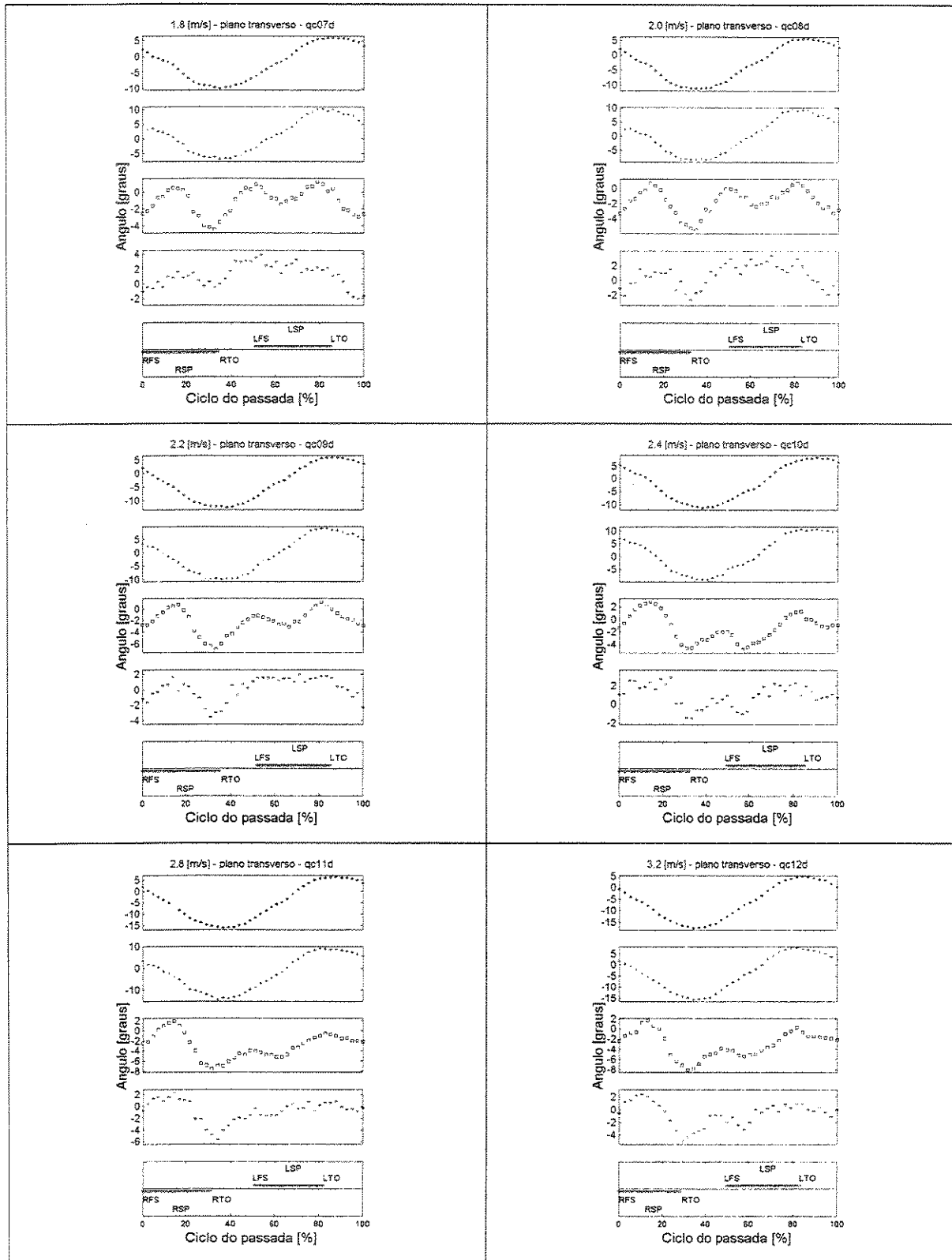


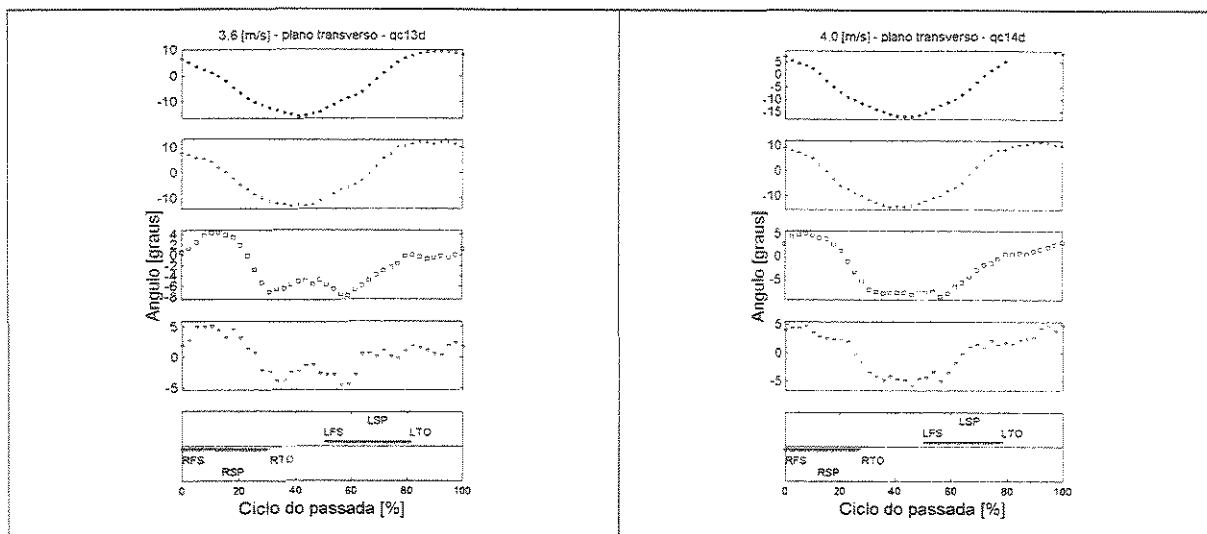
Corredor C – Plano Frontal



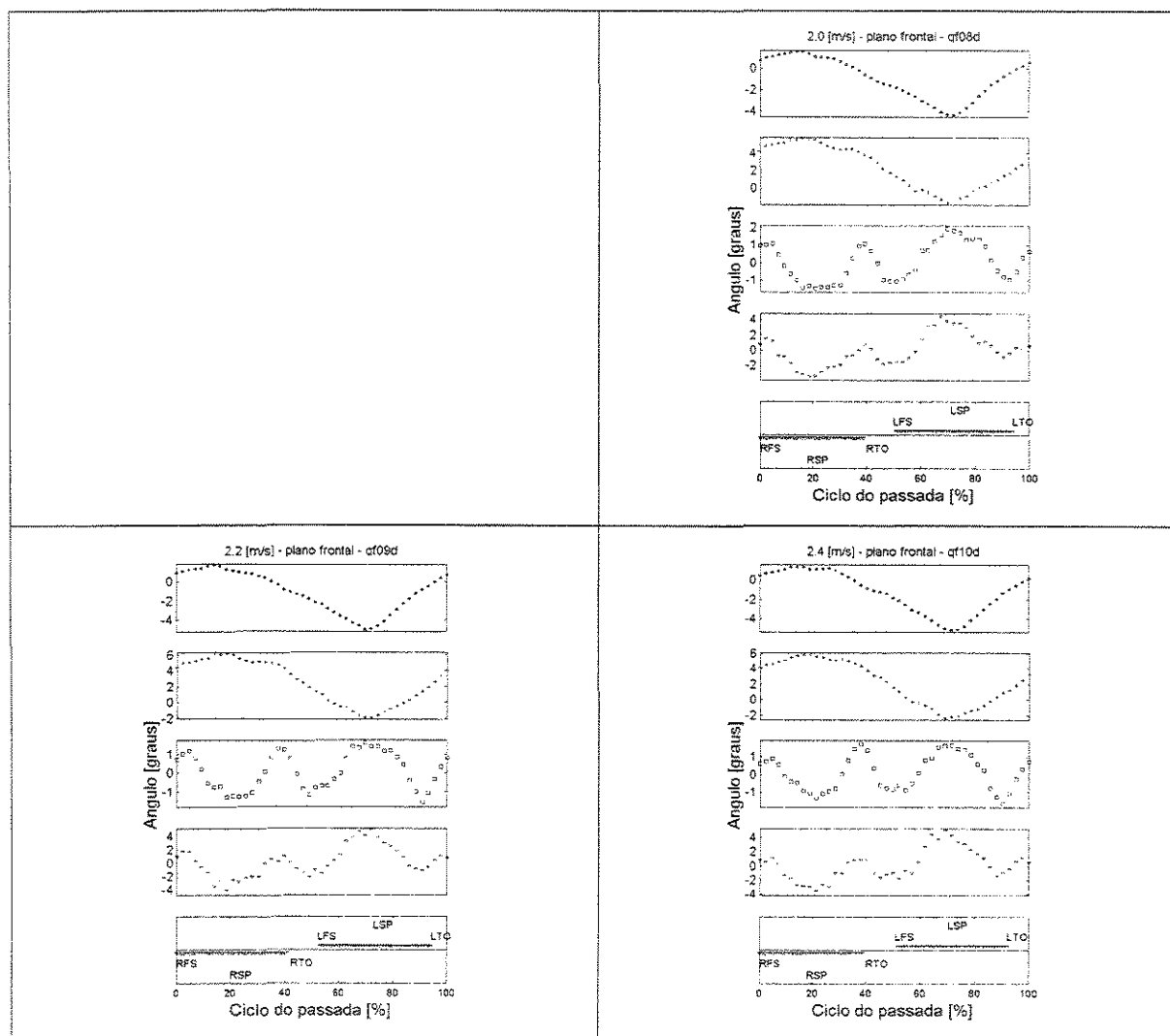


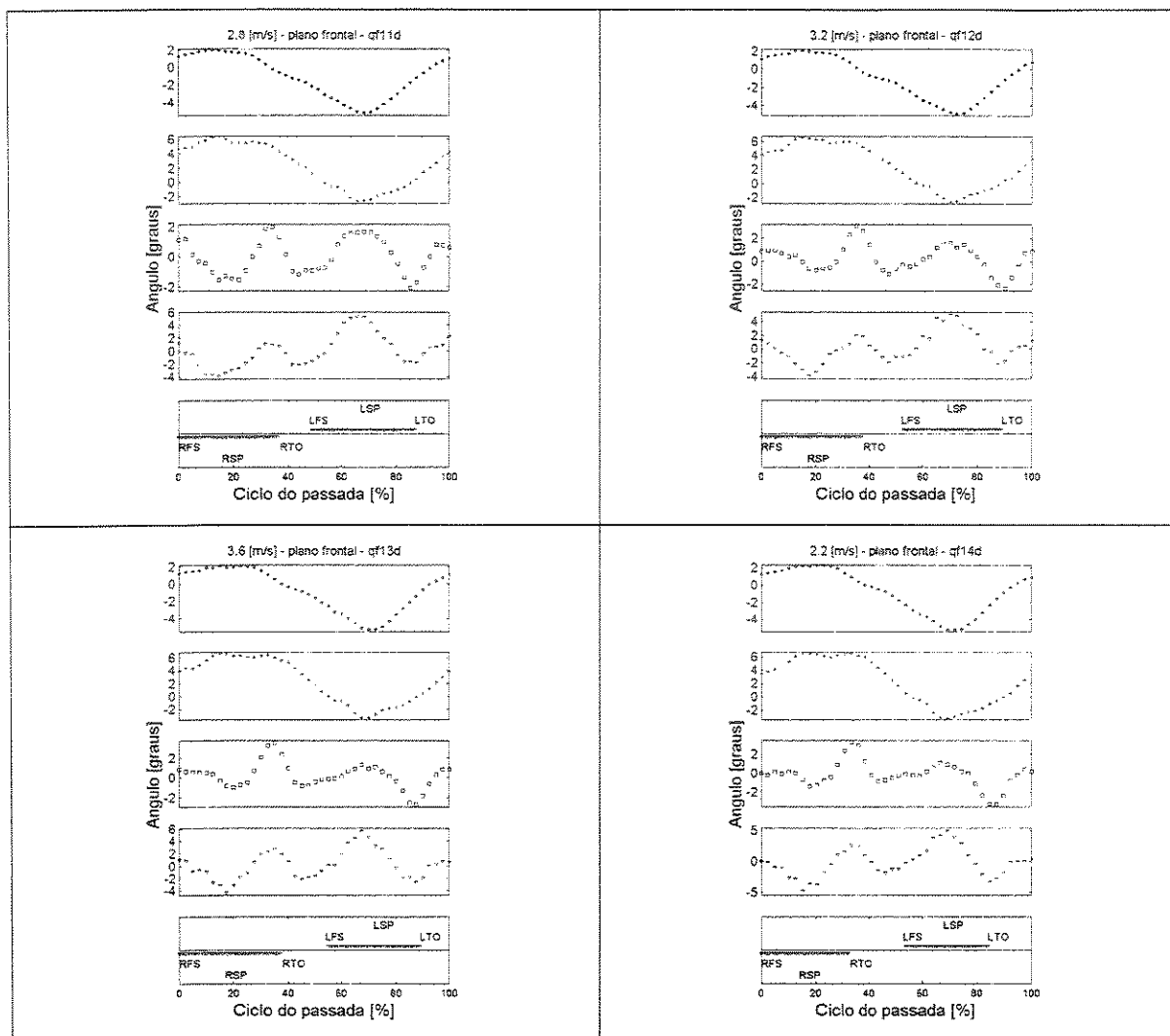
Corredor C – Plano Transverso



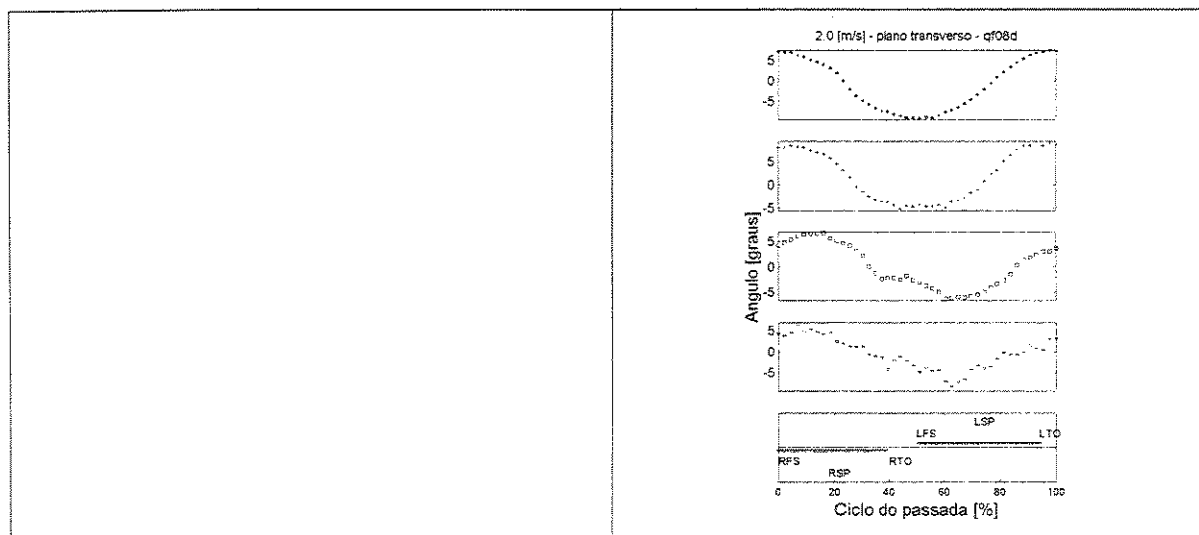


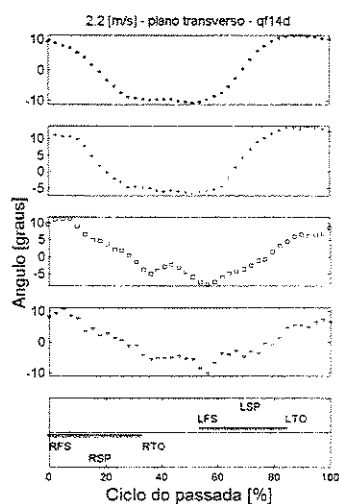
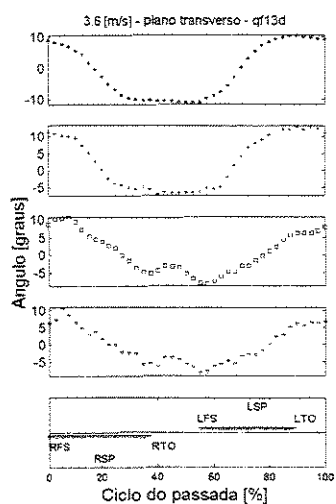
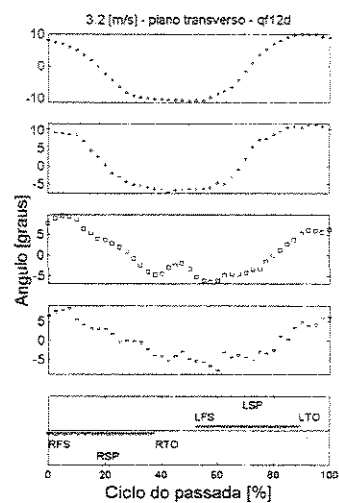
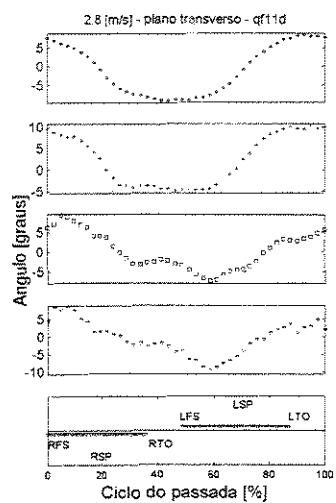
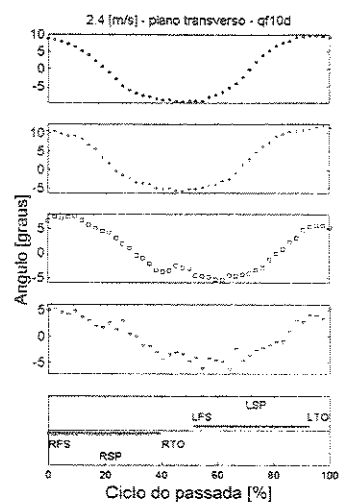
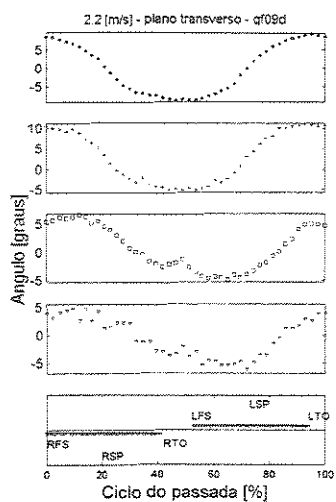
Corredor F – Plano Frontal



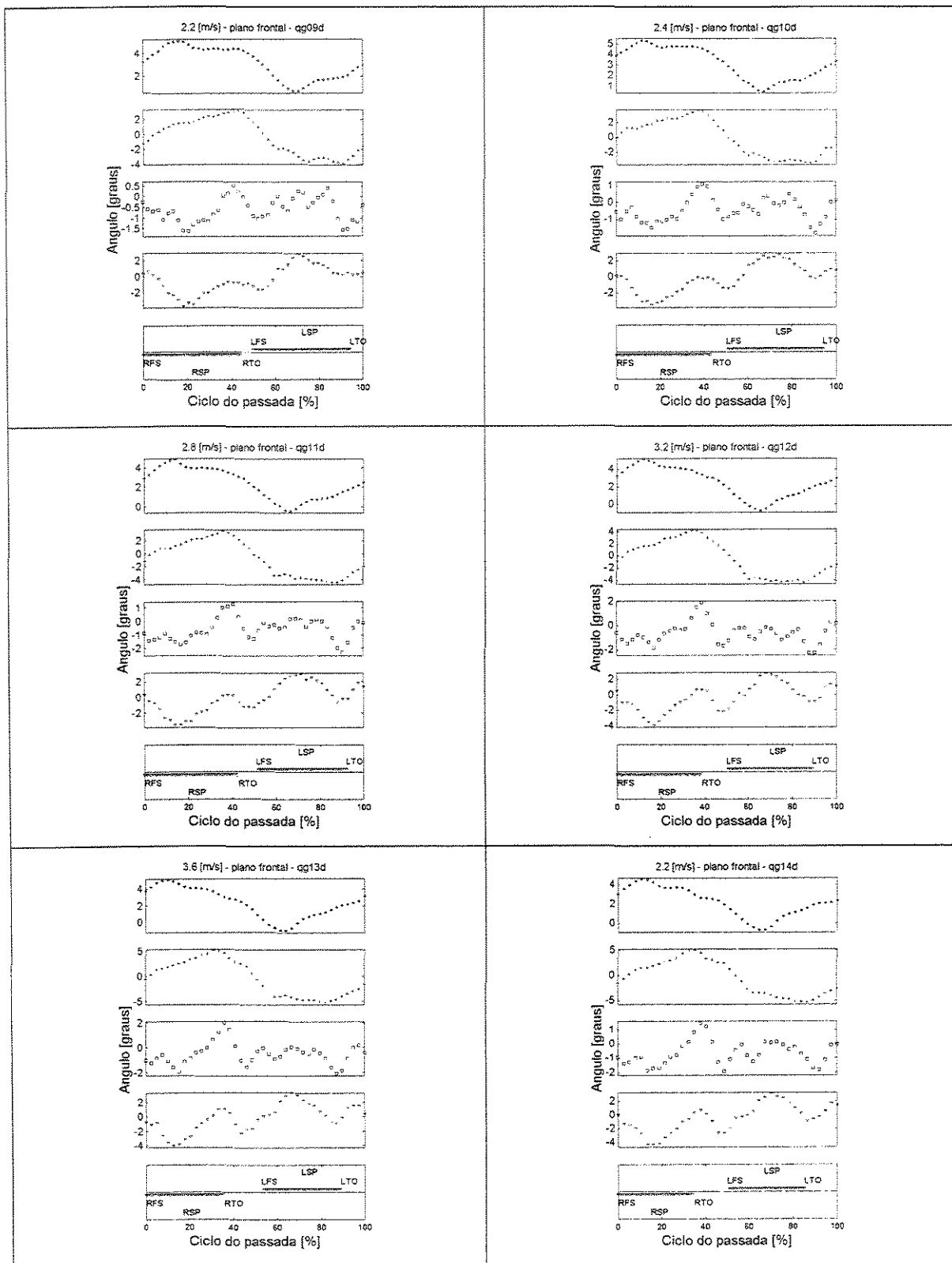


Corredor F – Plano Transverso

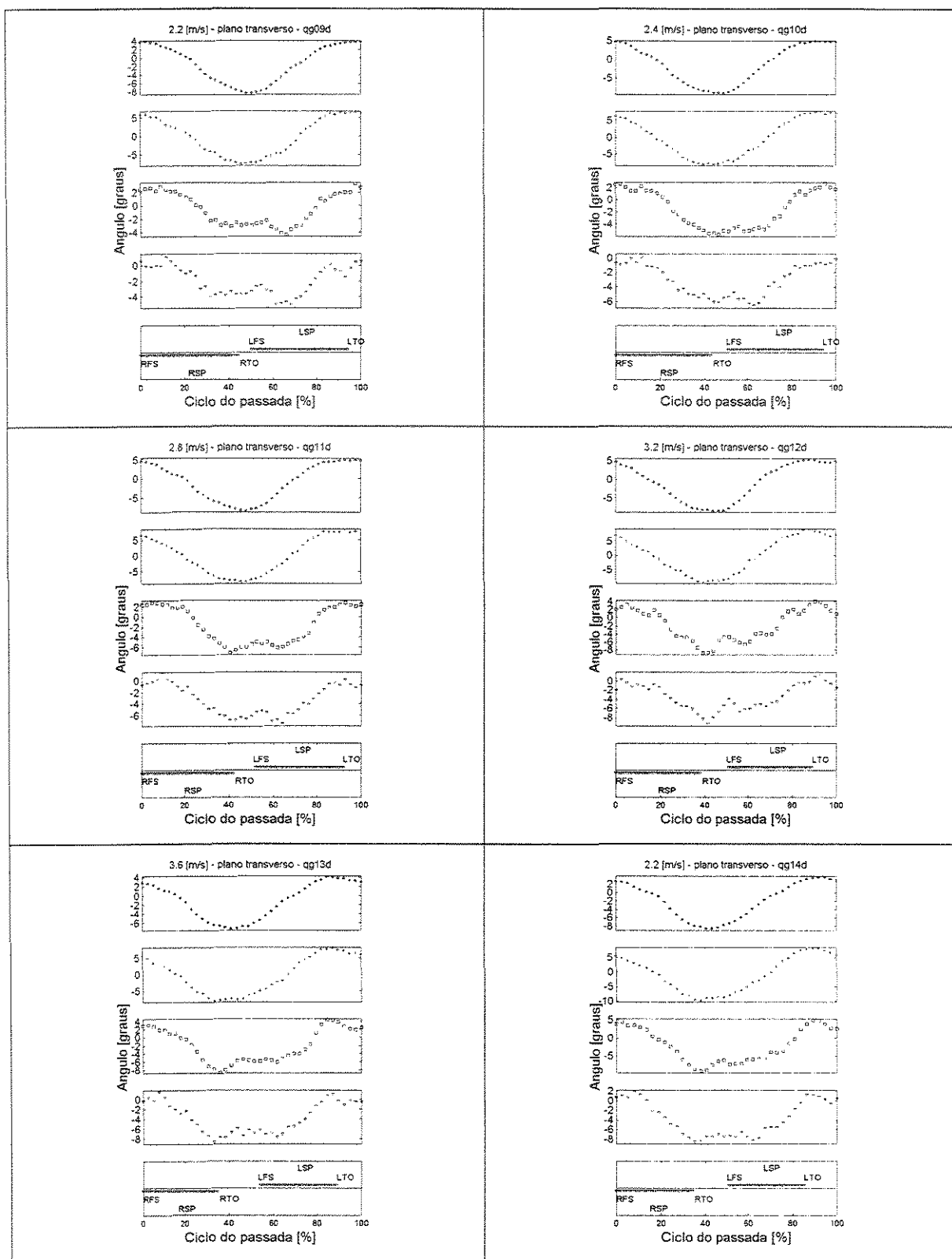




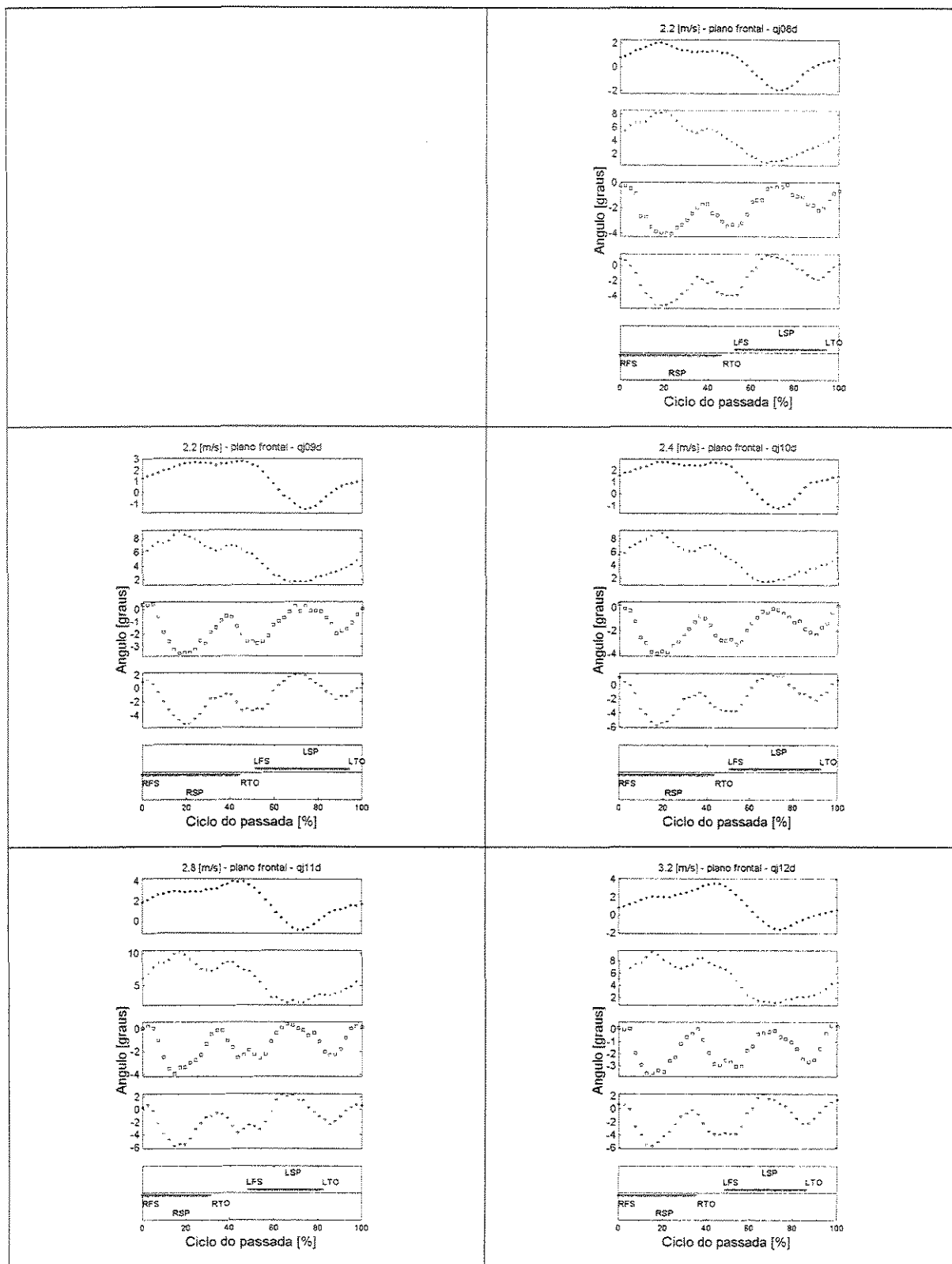
Corredor G – Plano Frontal

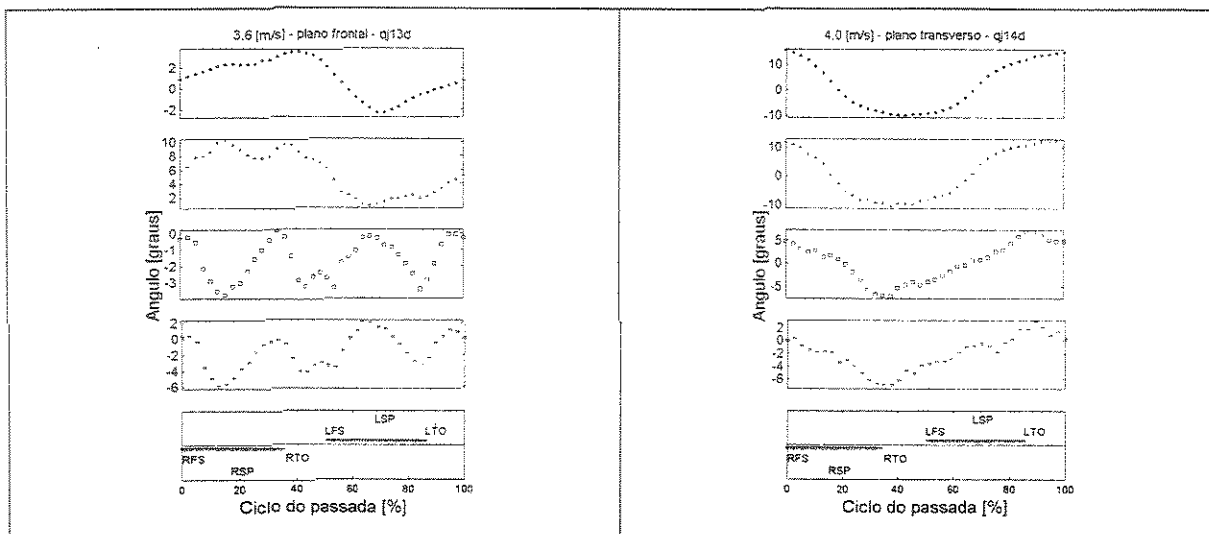


Corredor G – Plano Transverso

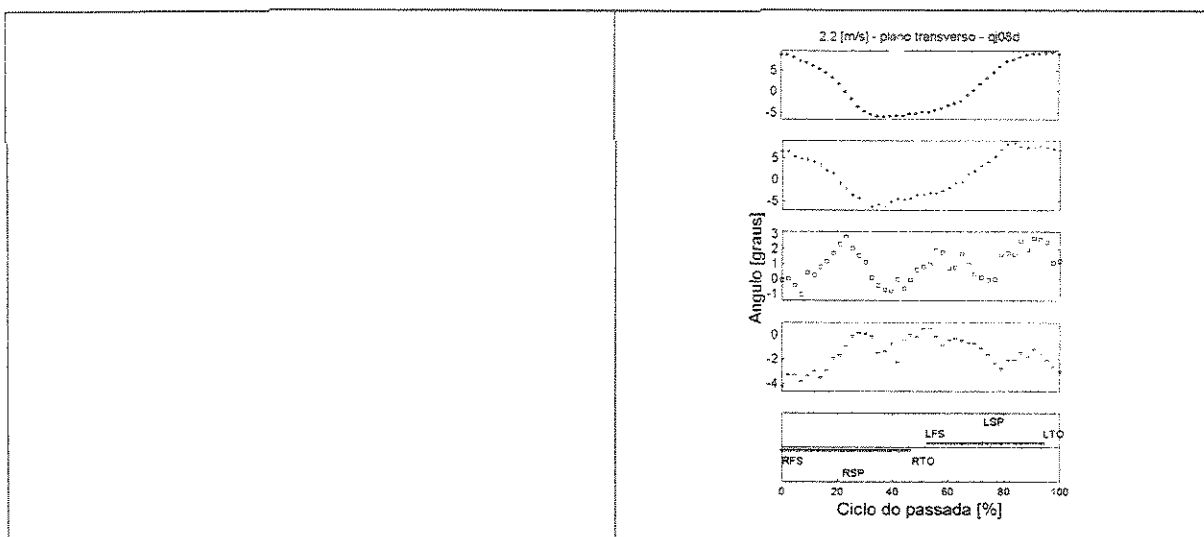


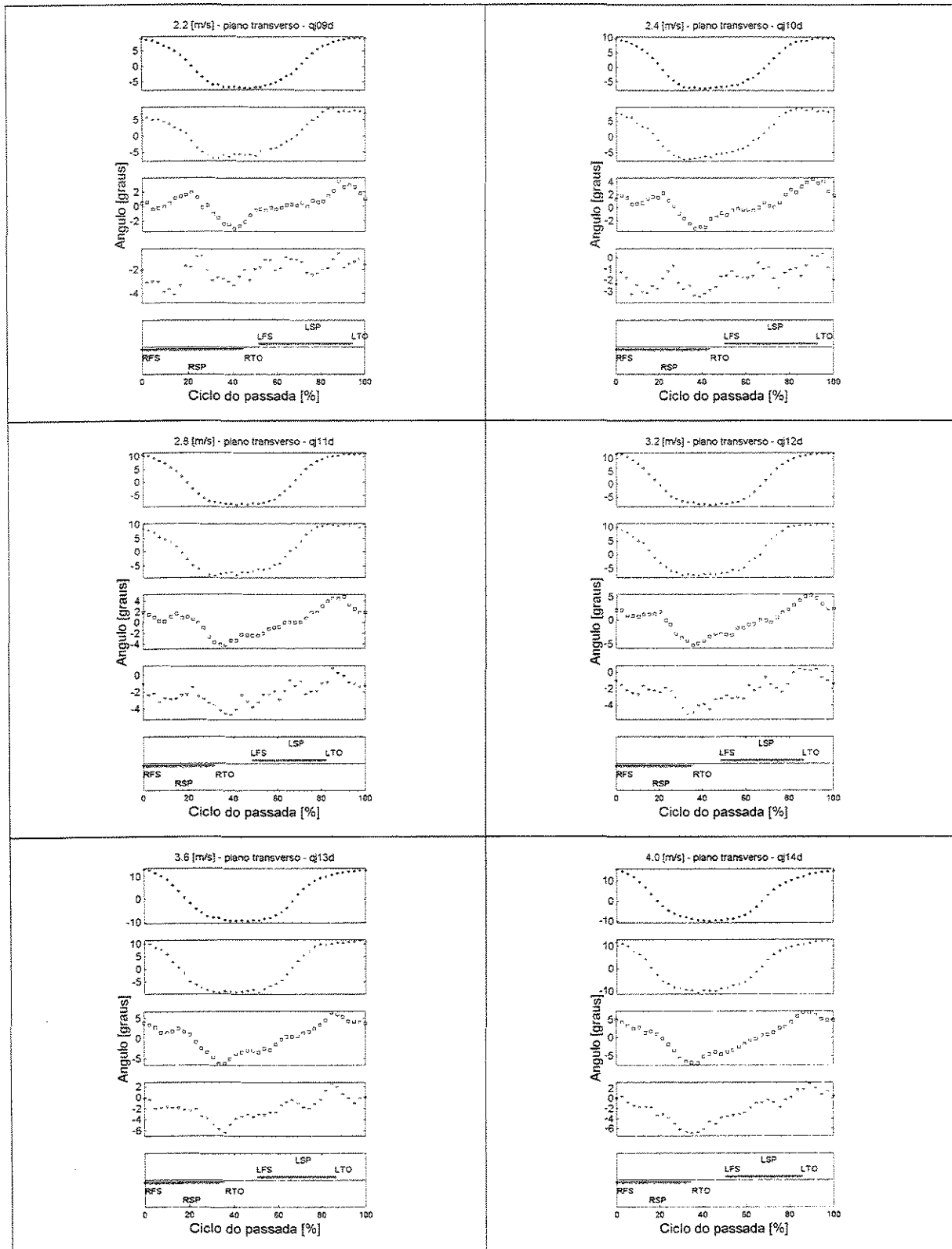
Corredor J – Plano Frontal



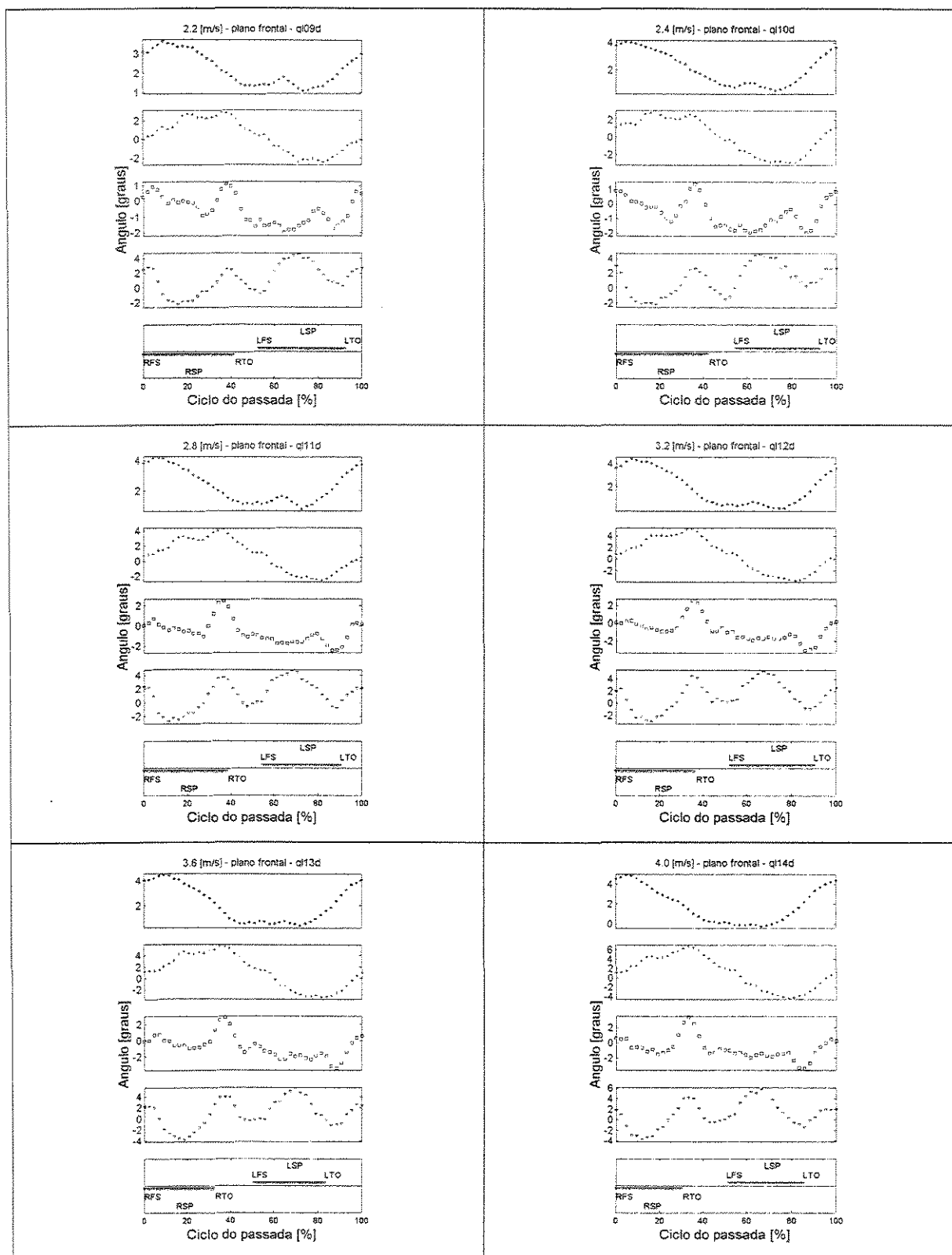


Corredor J – Plano Transverso

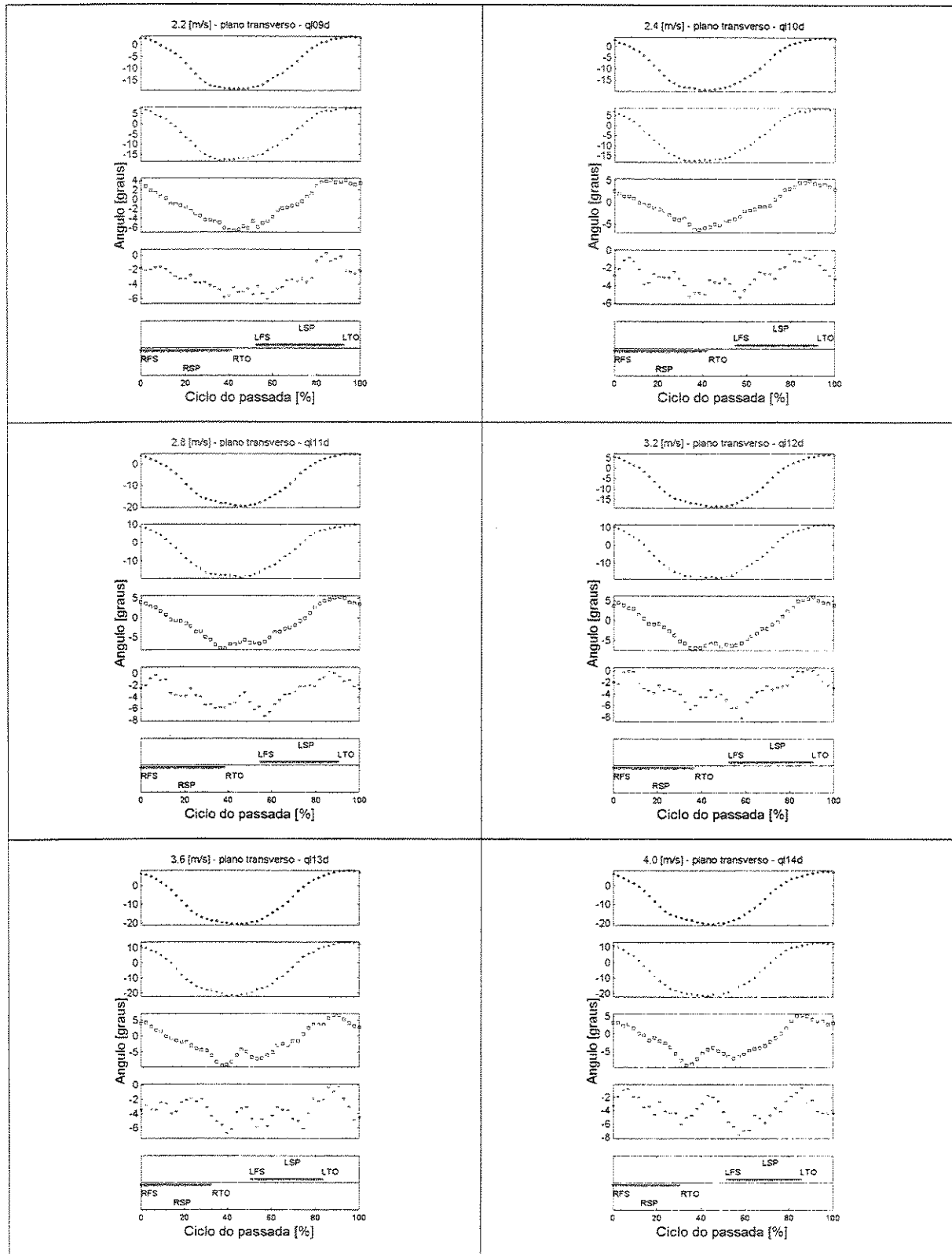




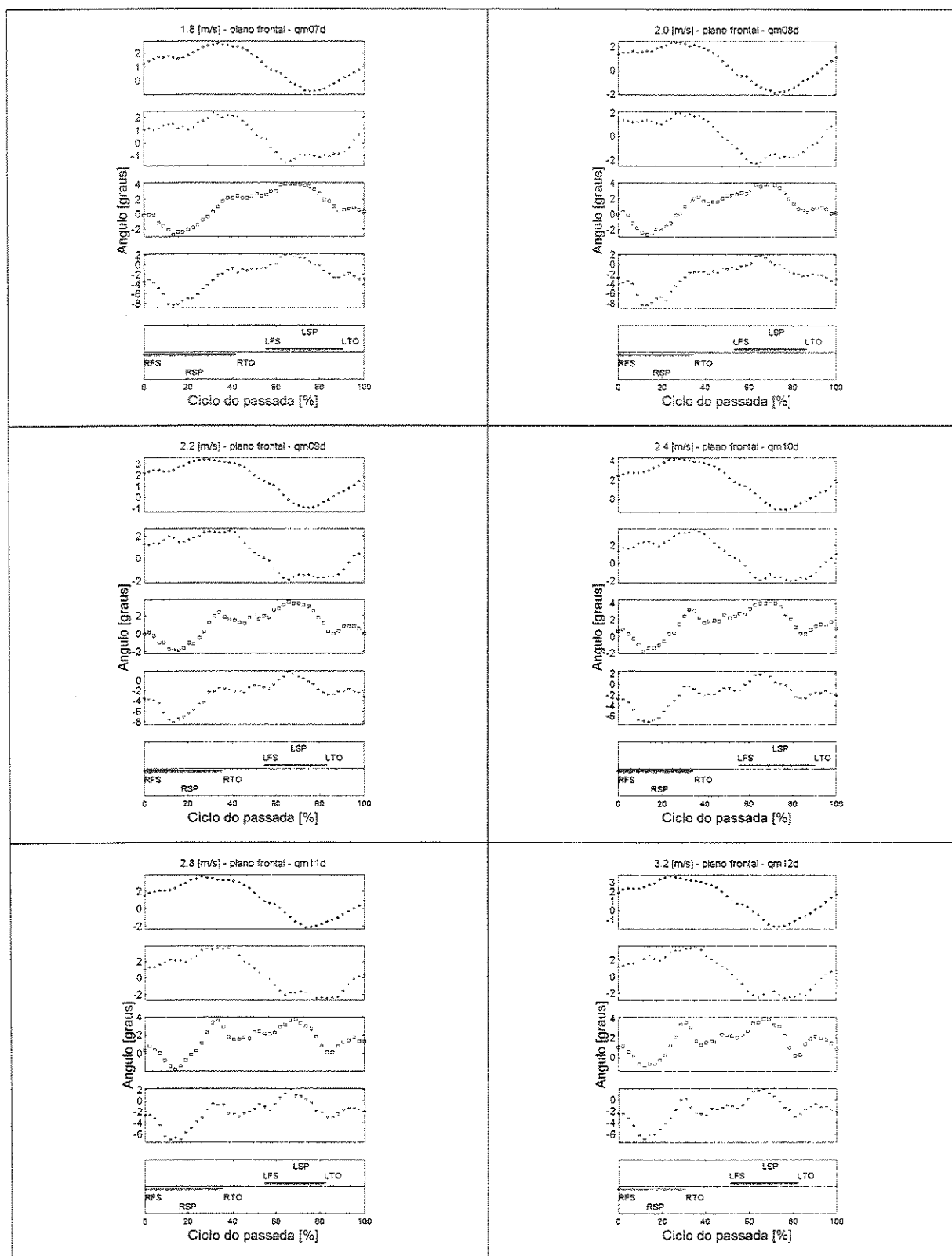
Corredor L – Plano Frontal

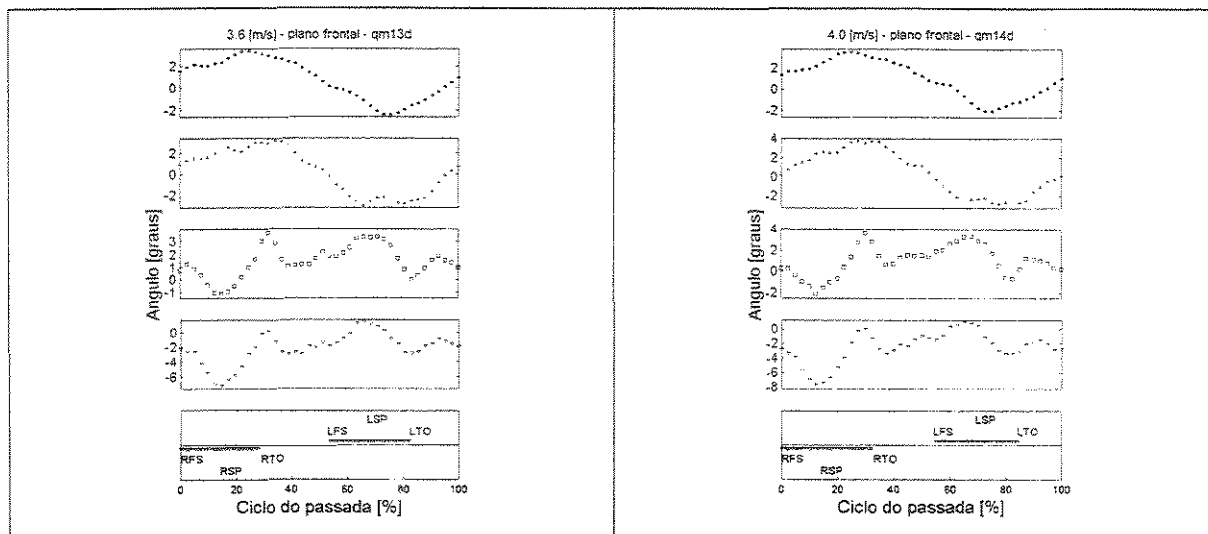


Corredor L – Plano Transverso

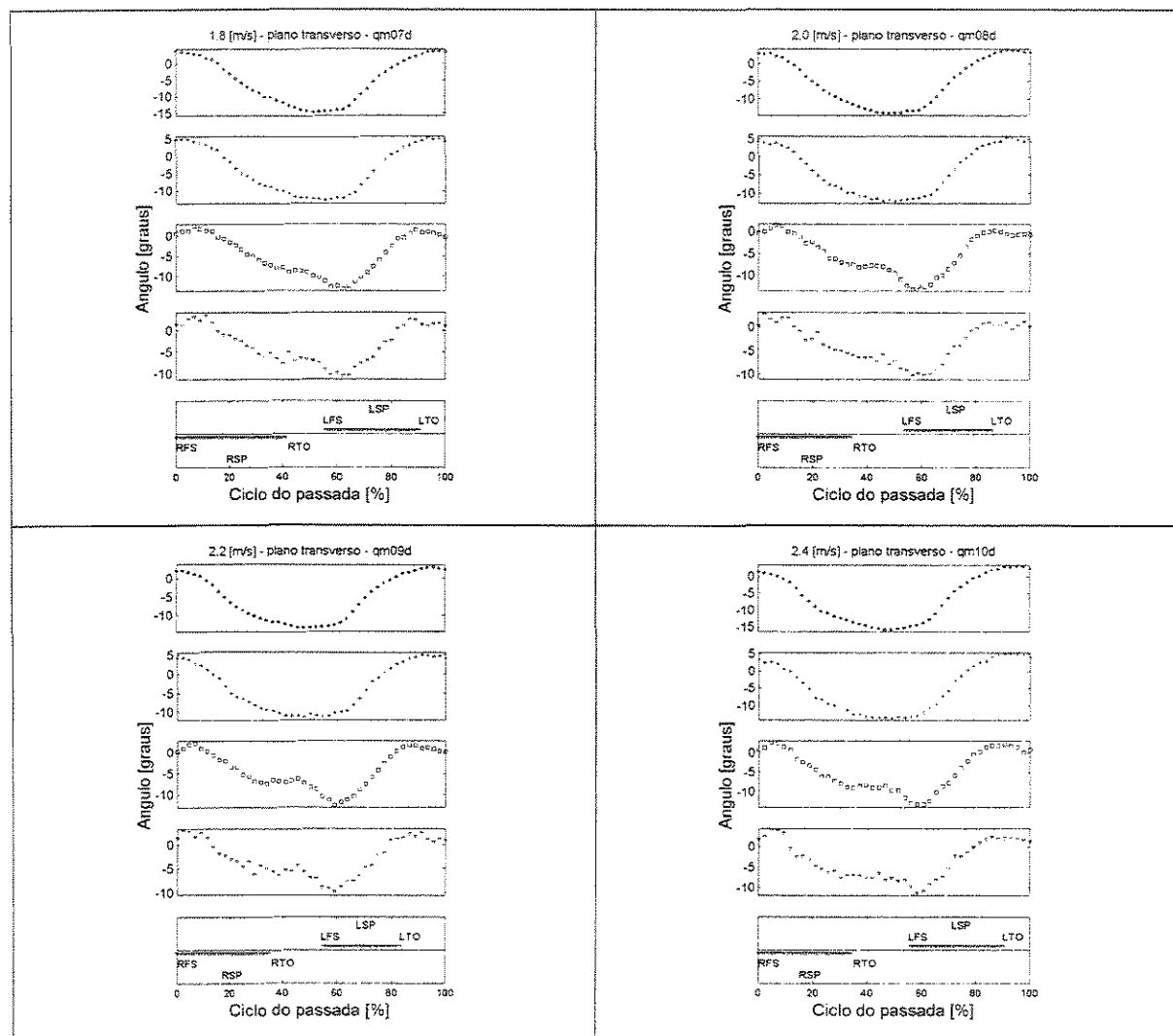


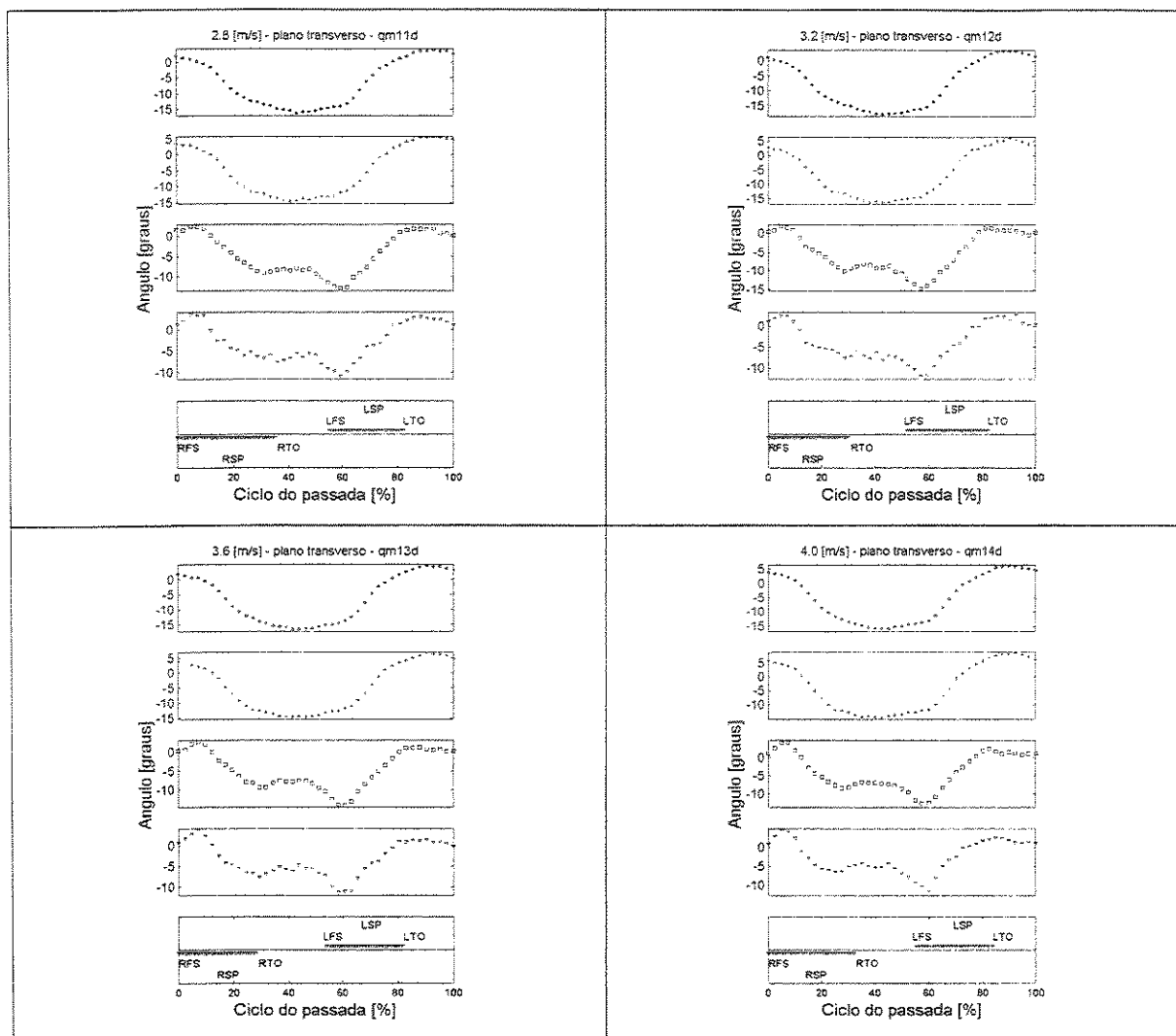
Corredor M – Plano Frontal



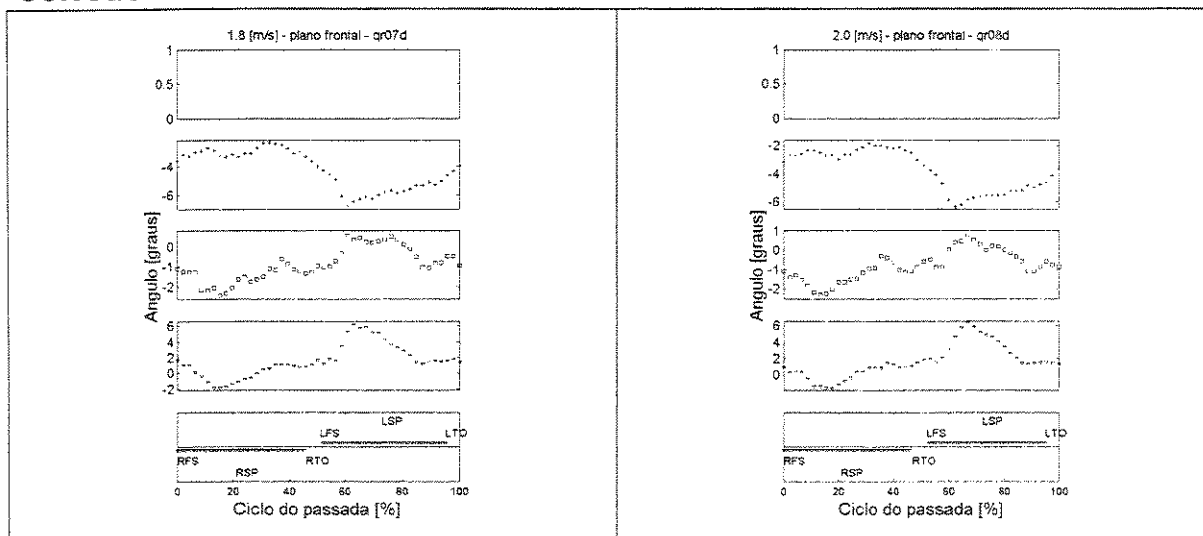


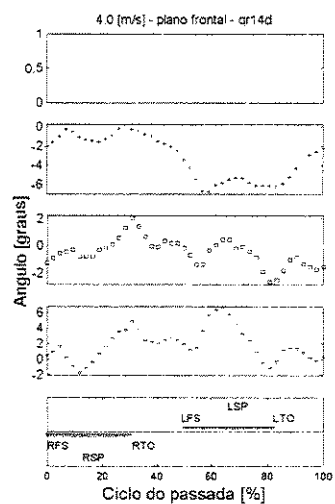
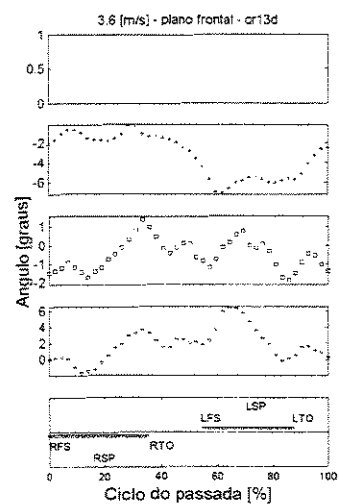
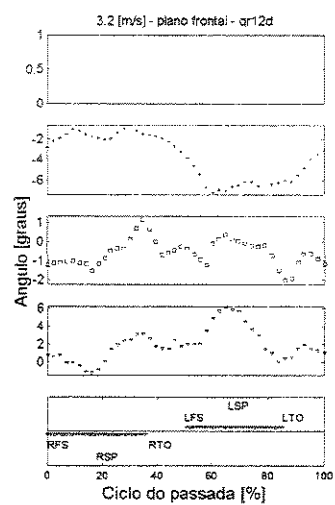
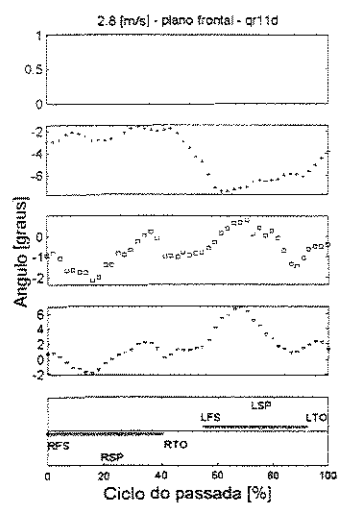
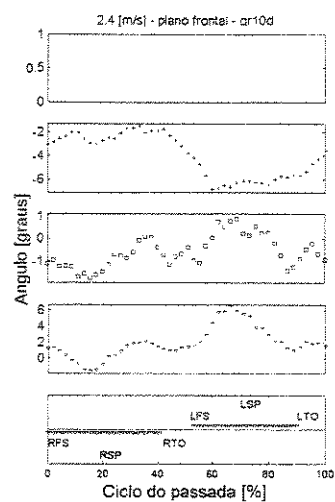
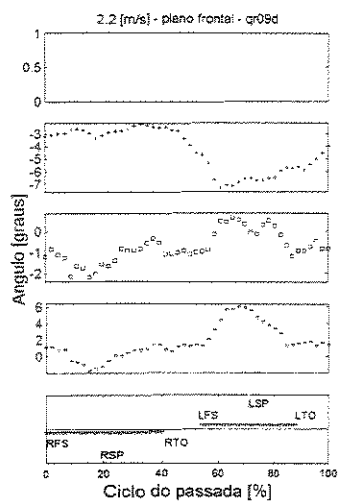
Corredor M – Plano Transverso



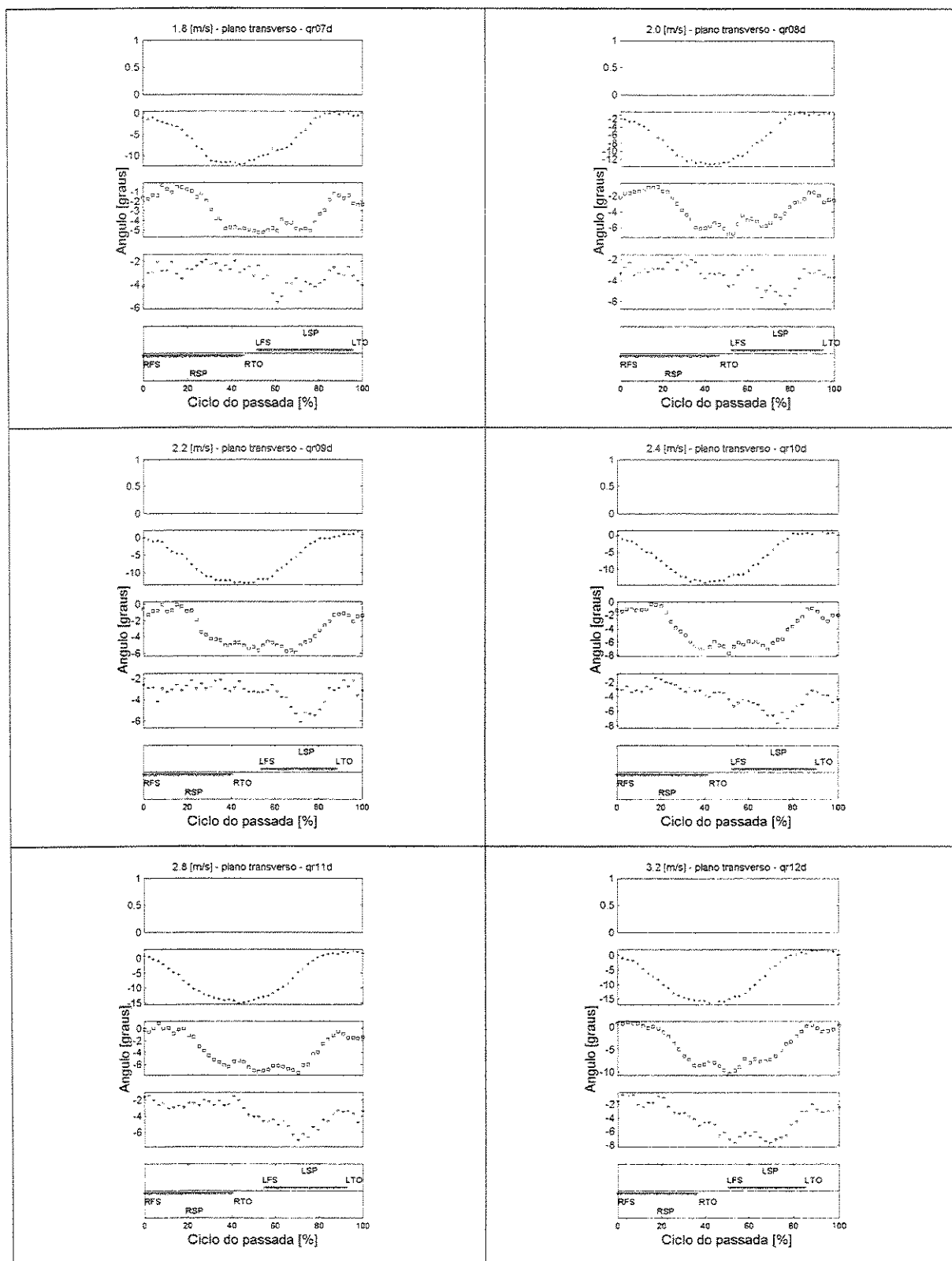


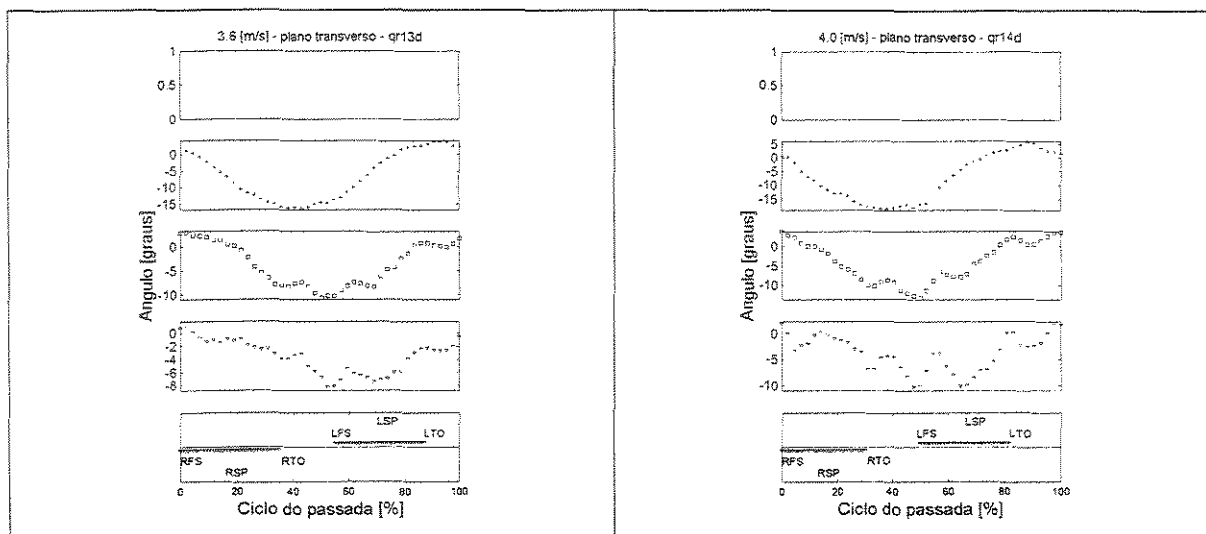
Corredor R – Plano Frontal



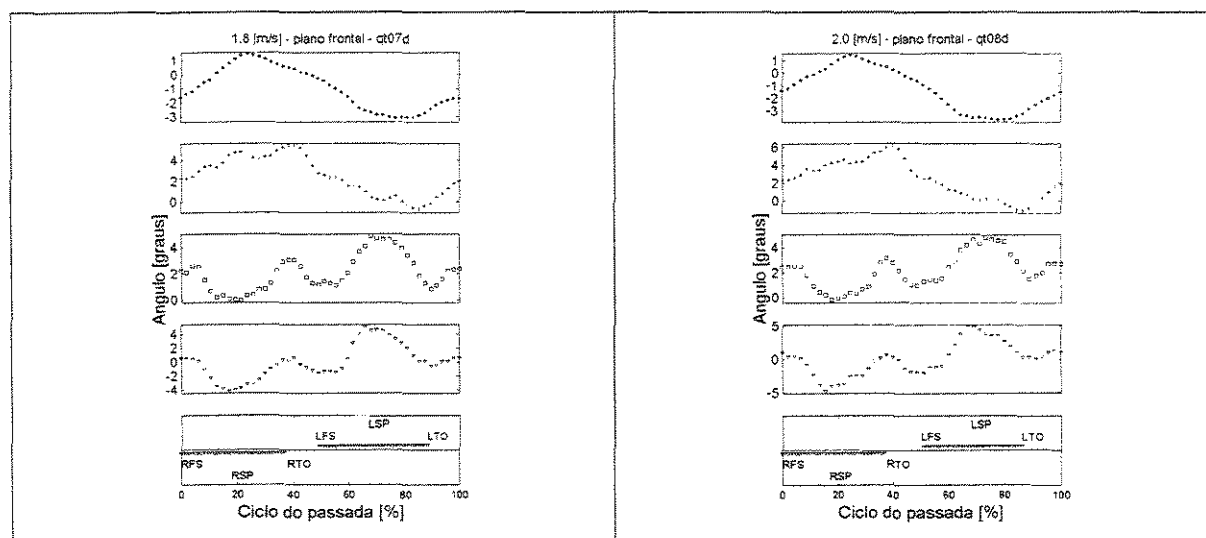


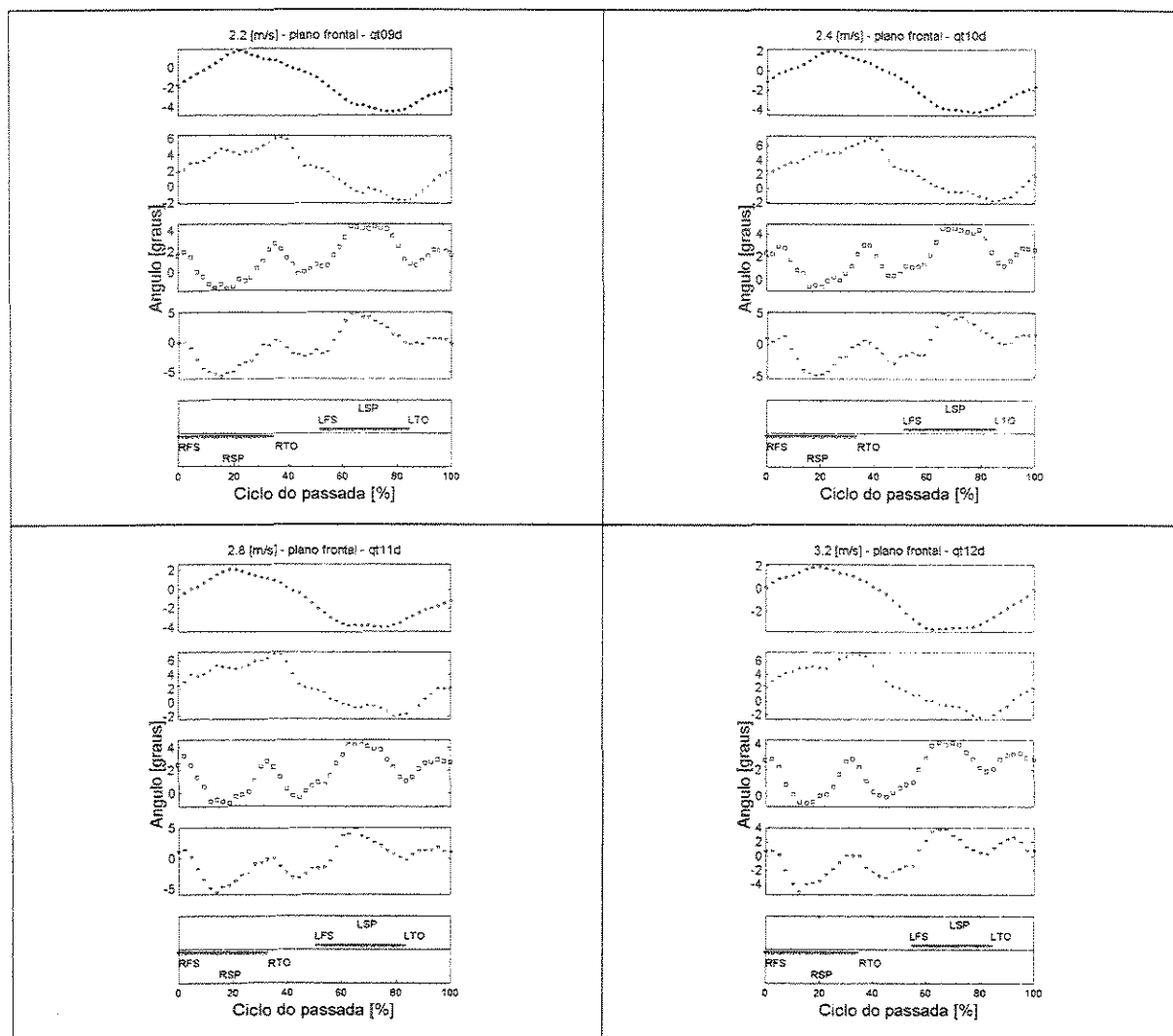
Corredor R – Plano Transverso



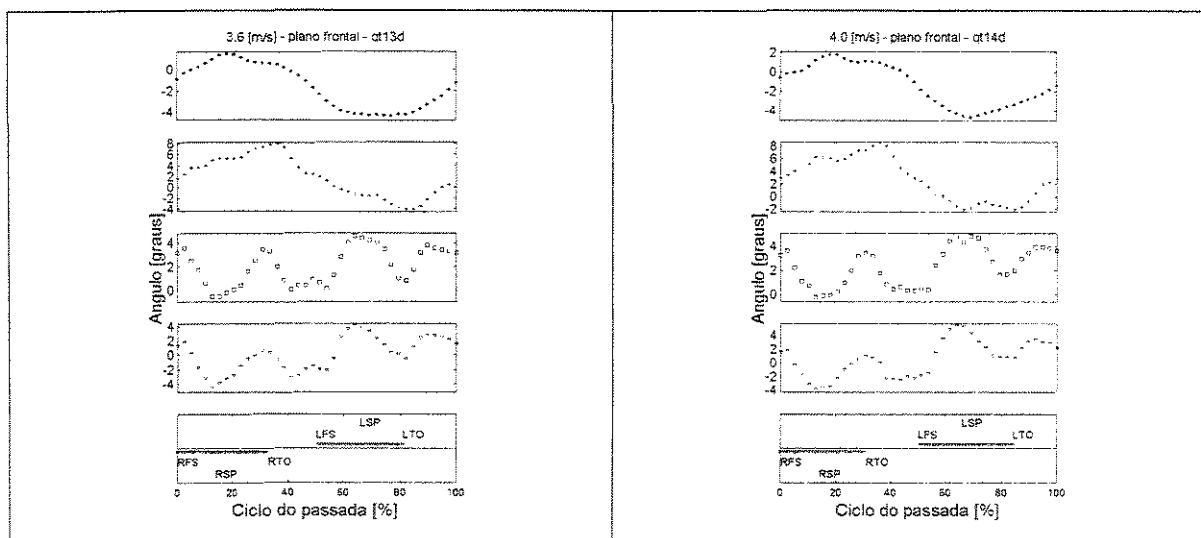


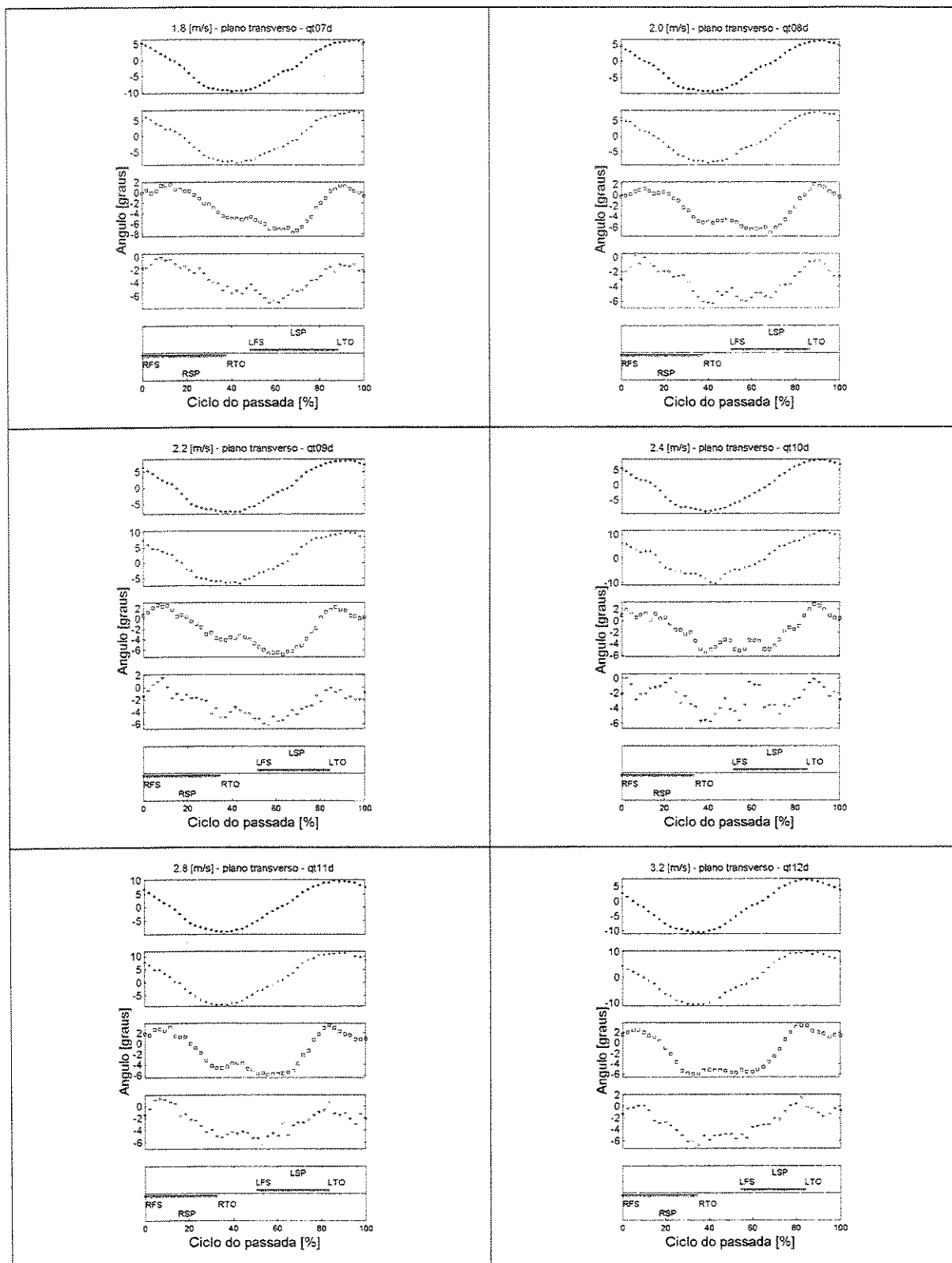
Corredor T – Plano Frontal

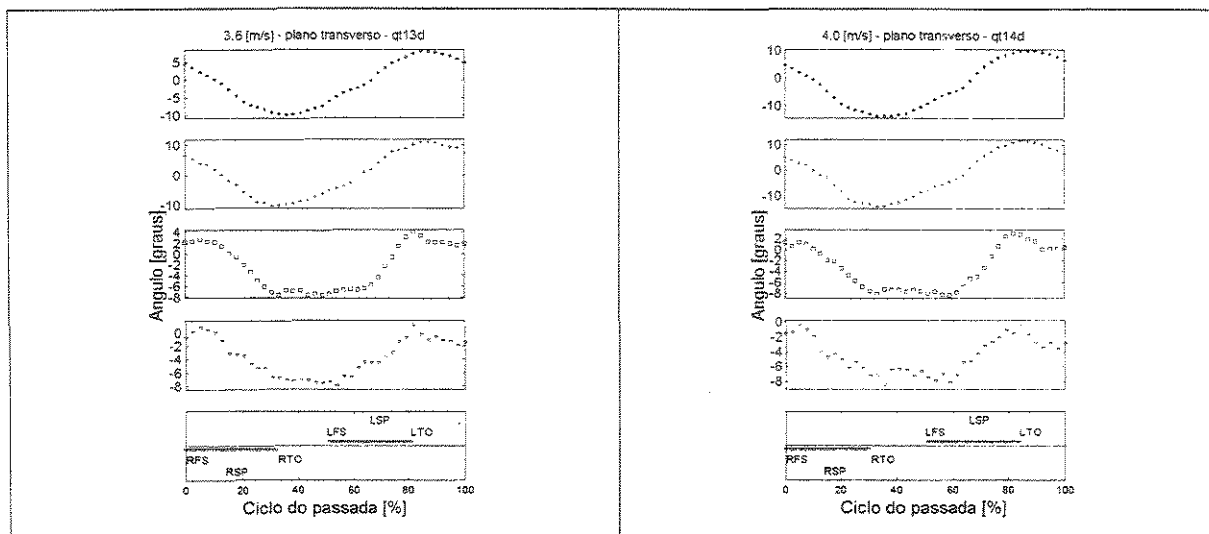




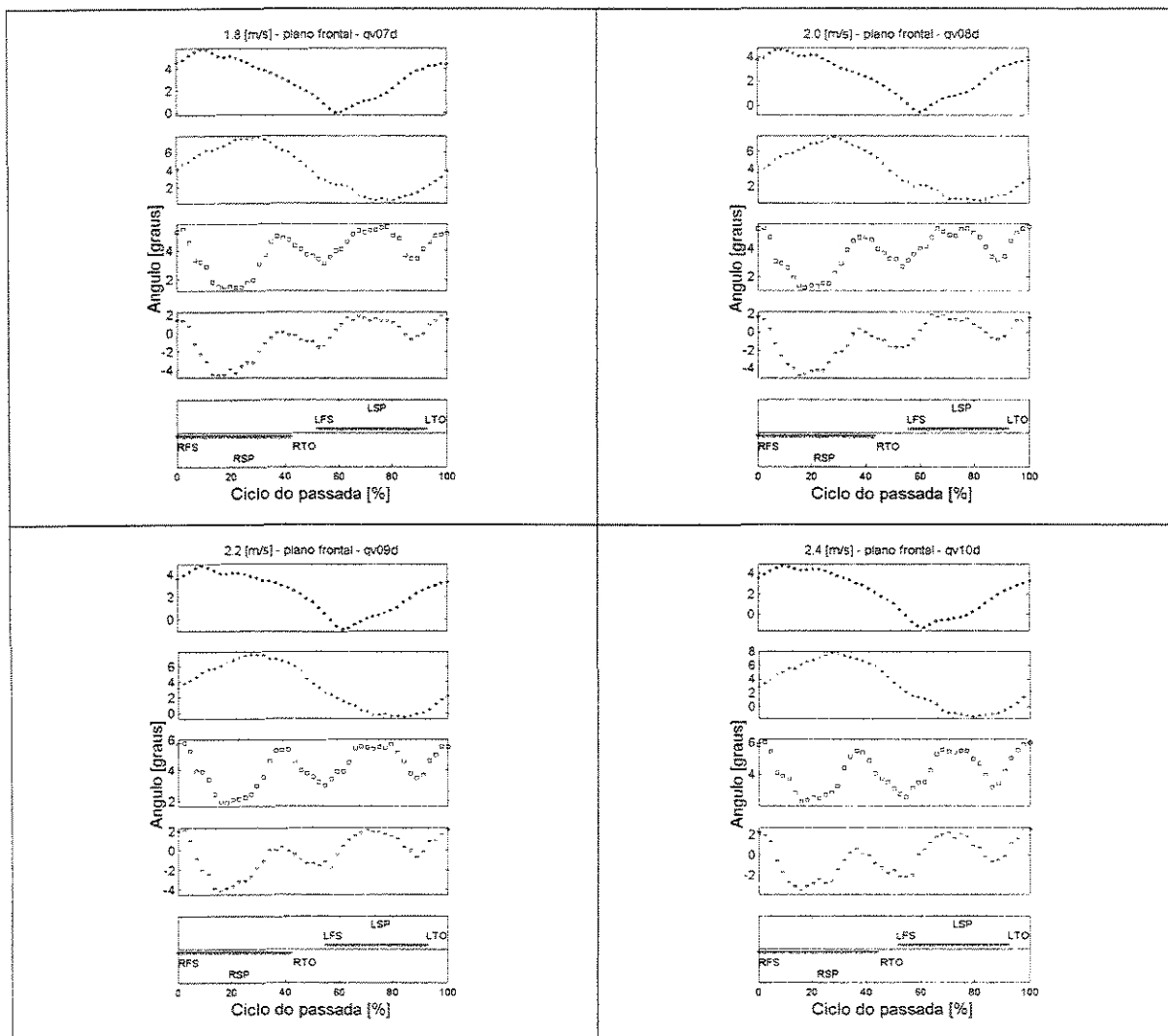
Corredor T – Plano Transverso

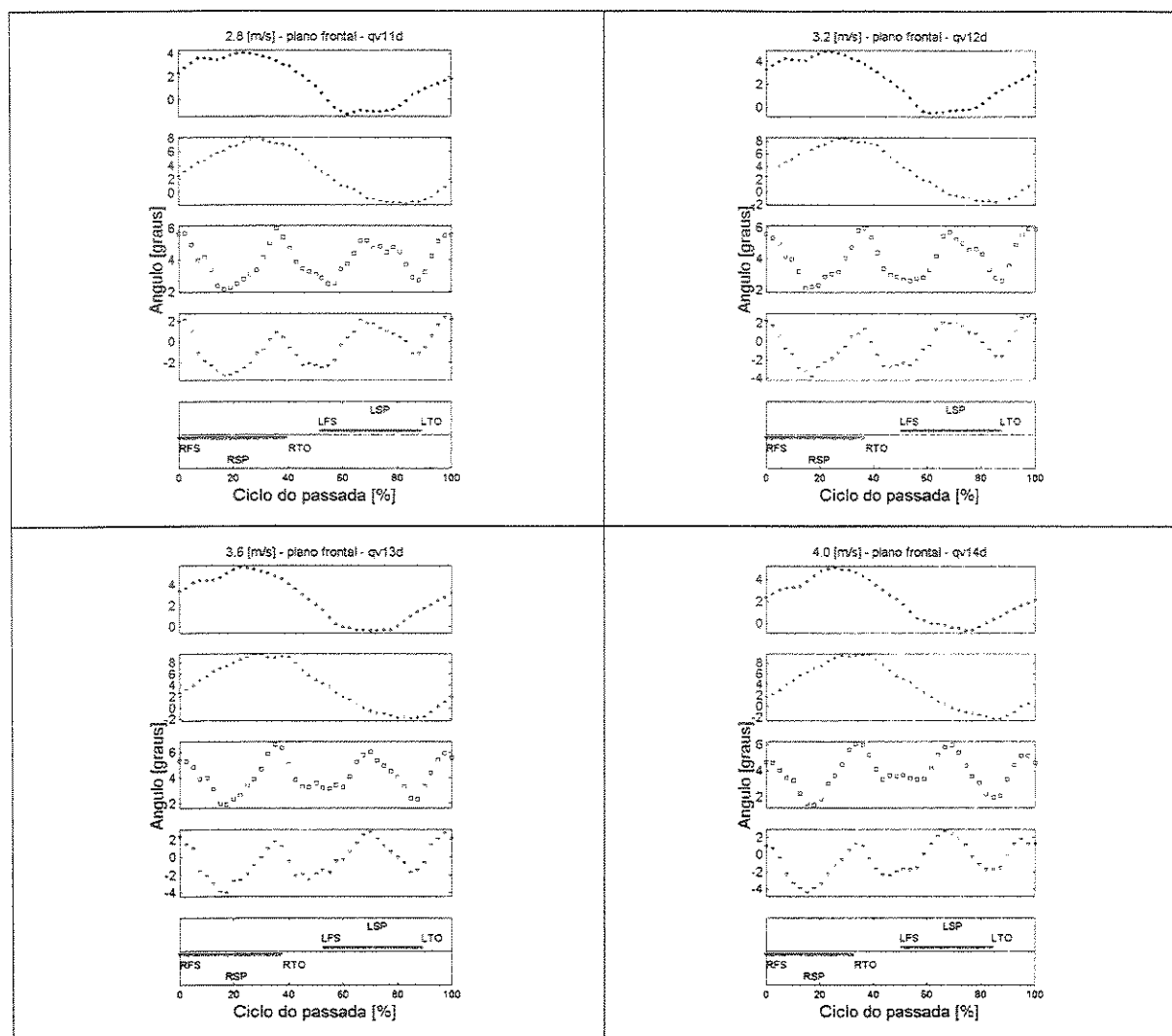




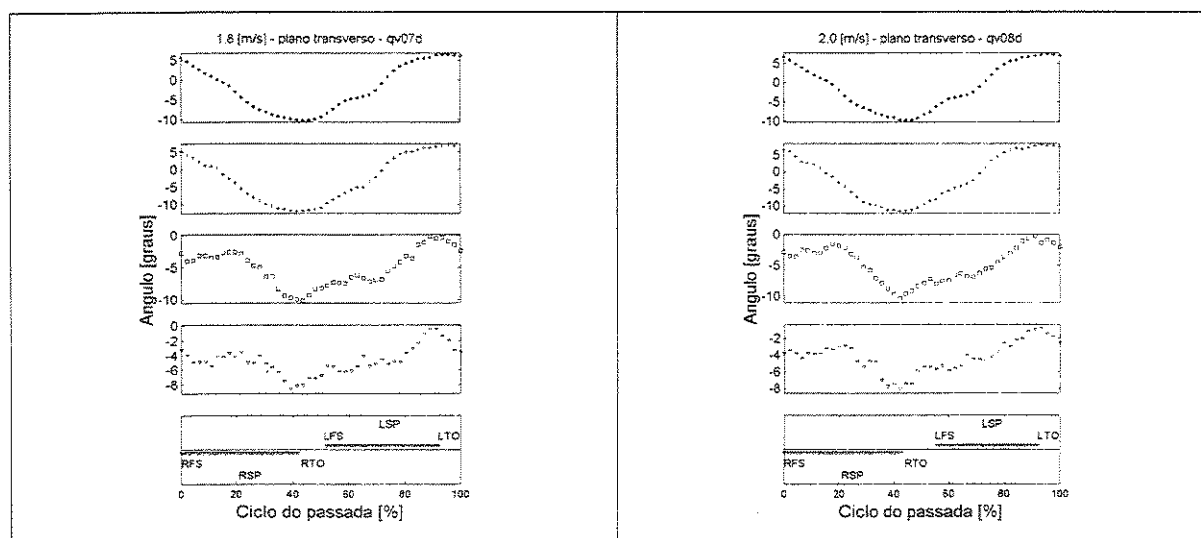


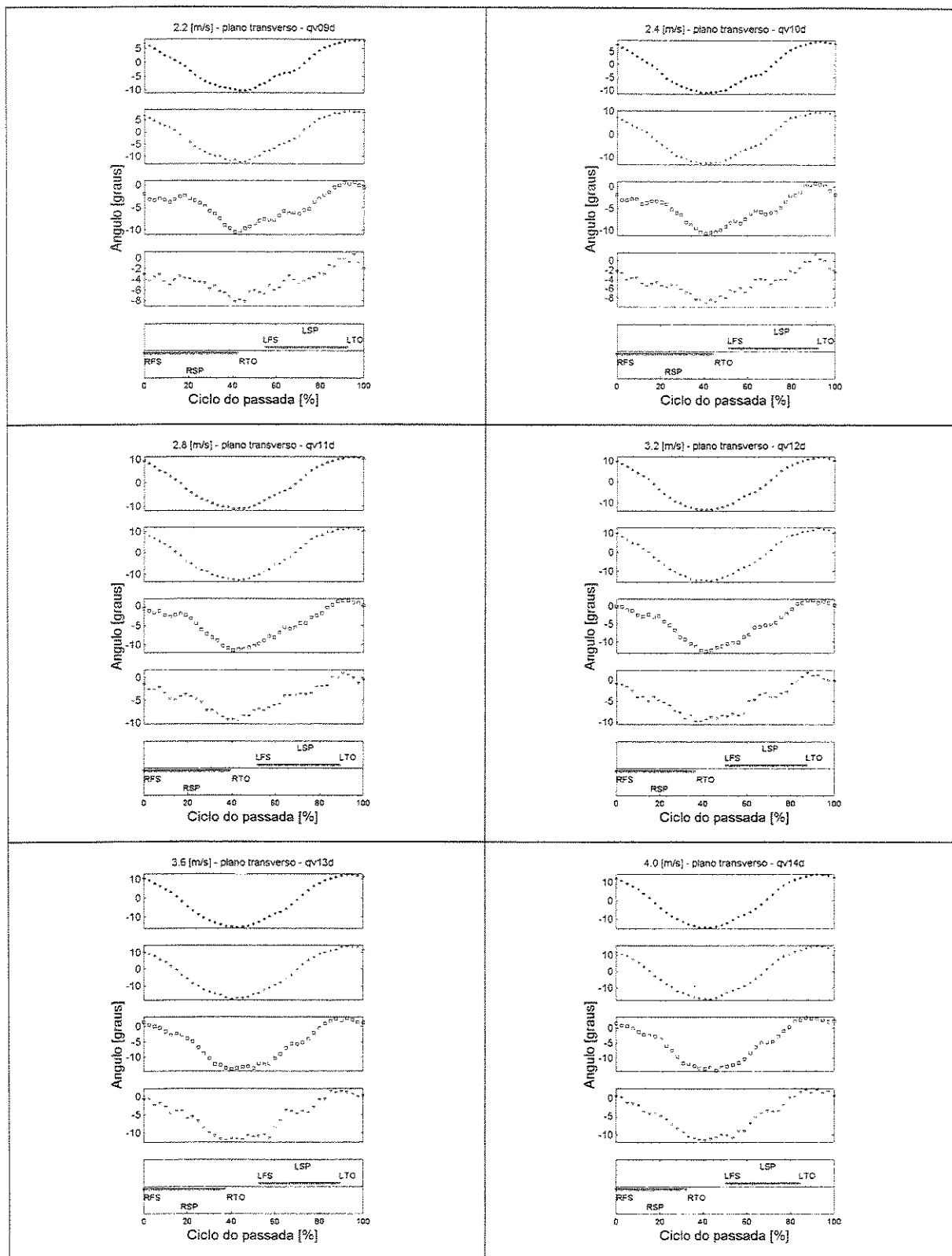
Corredor V – Plano Frontal





Corredor V – Plano Transverso





6.4 Apêndice 5 – Gráficos das curvaturas bidimensionais da coluna nos planos frontal e sagital

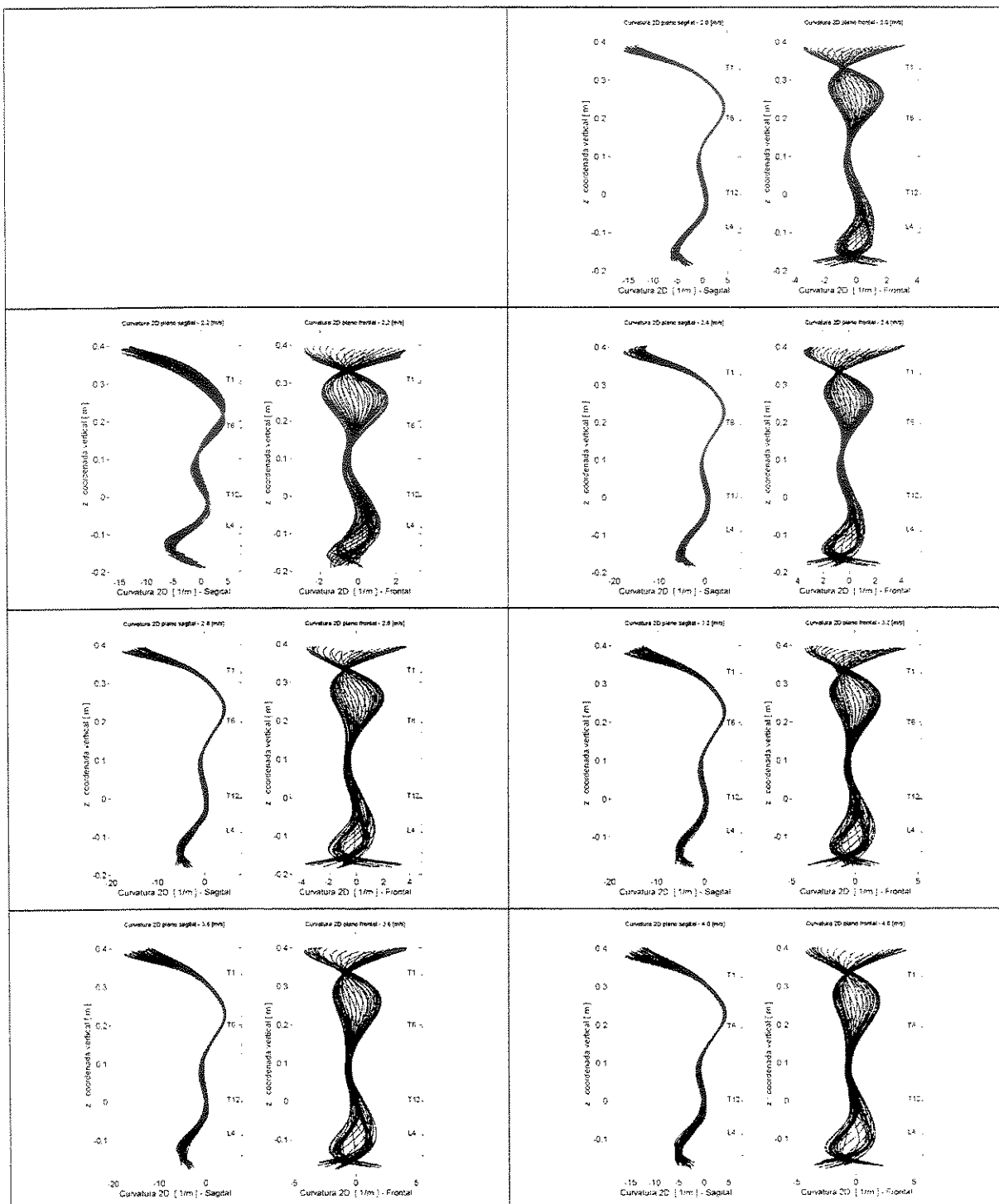
Neste Apêndice são apresentados os gráficos das curvaturas bidimensionais da coluna vertebral de cada corredor em função da coordenada vertical z.

O desenho observado nesses gráficos é resultado da sobreposição de todos os instantes presentes no ciclo da passada. À esquerda é apresentado o gráfico da curvatura bidimensional no plano sagital e à direita no plano frontal. Estes gráficos estão discriminados por corredor e por velocidade de corrida, para cada um dos planos de projeções adotados na pesquisa, sagital e frontal.

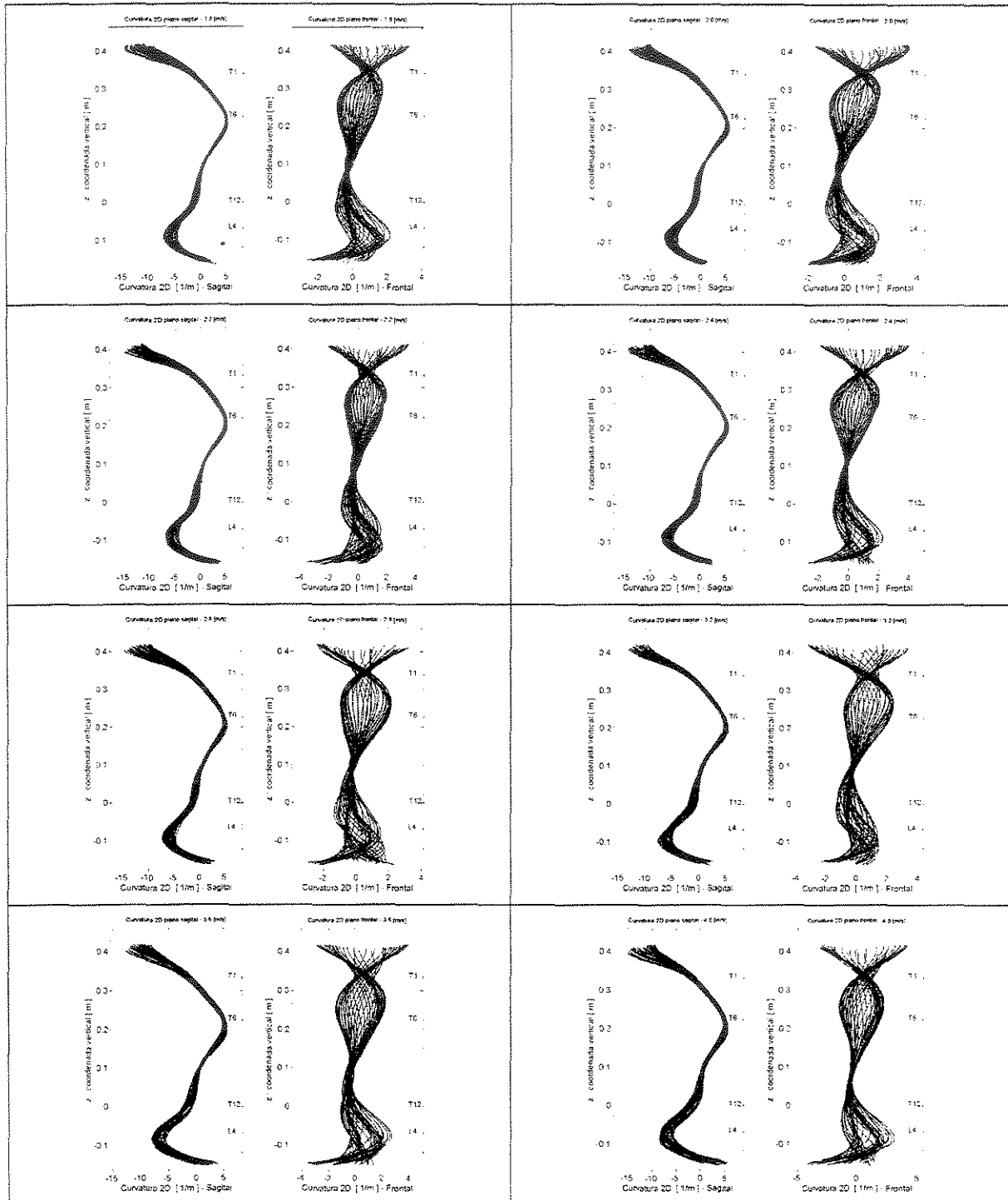
Acompanhando a coordenada vertical, pode-se observar no lado direito de cada gráfico, a indicação da localização das vértebras T1, T6, T12 e L4 e das espinhas ilíacas pósterio-superiores.

Apresentamos no Apêndice 6 os gráficos das curvaturas bidimensionais dos componentes oscilatórios da coluna vertebral de todos os corredores no plano frontal

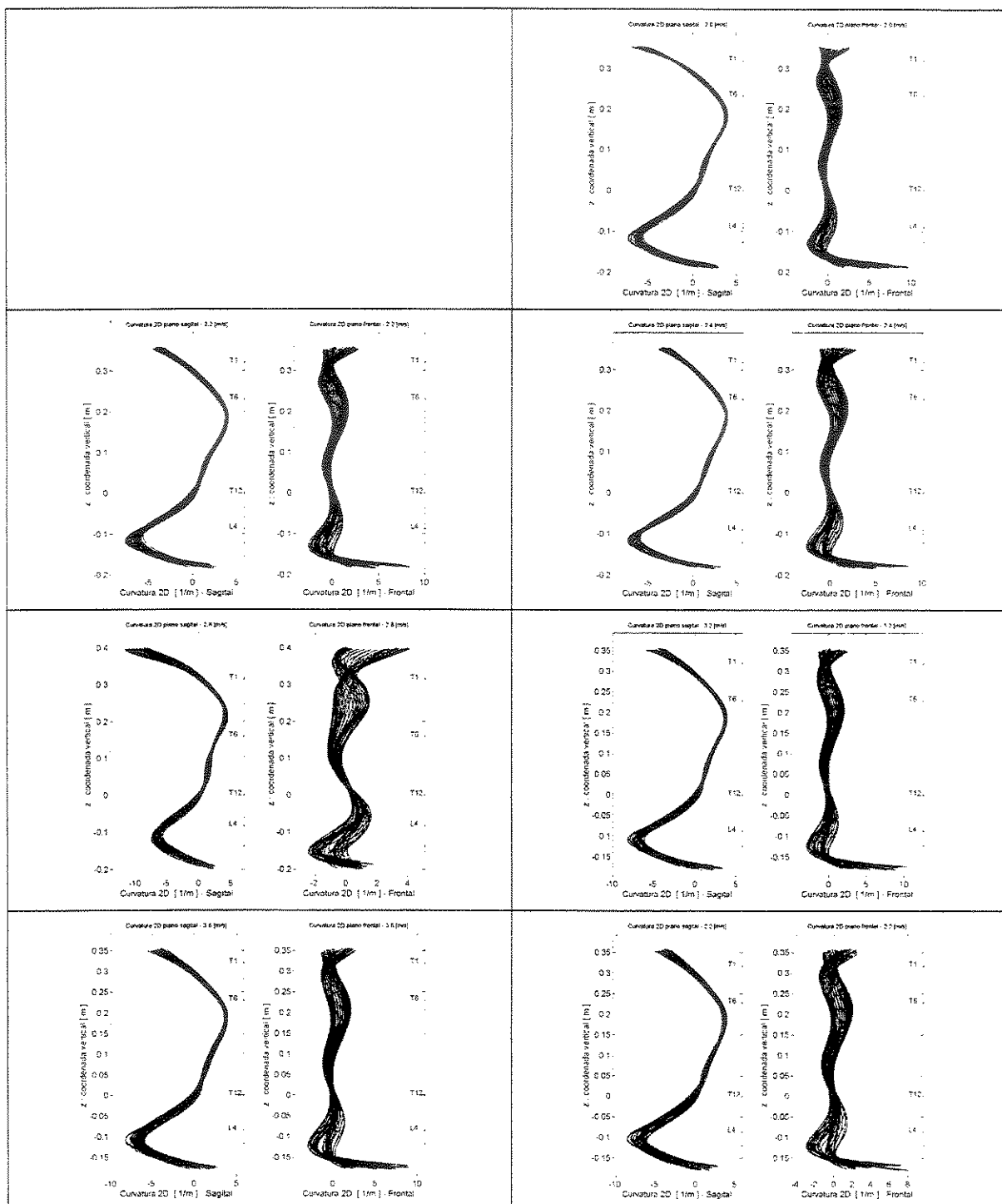
Corredor B



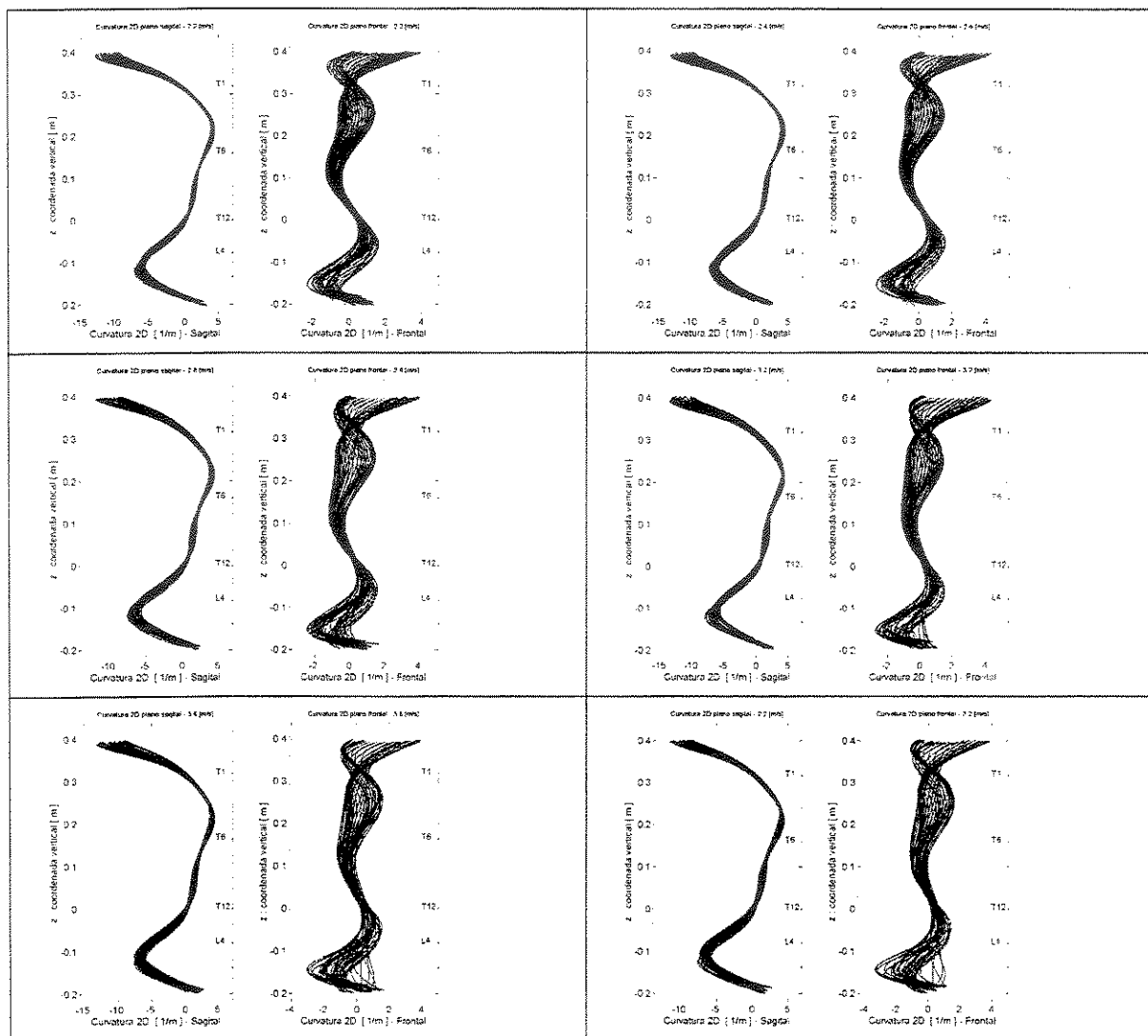
Corredor C



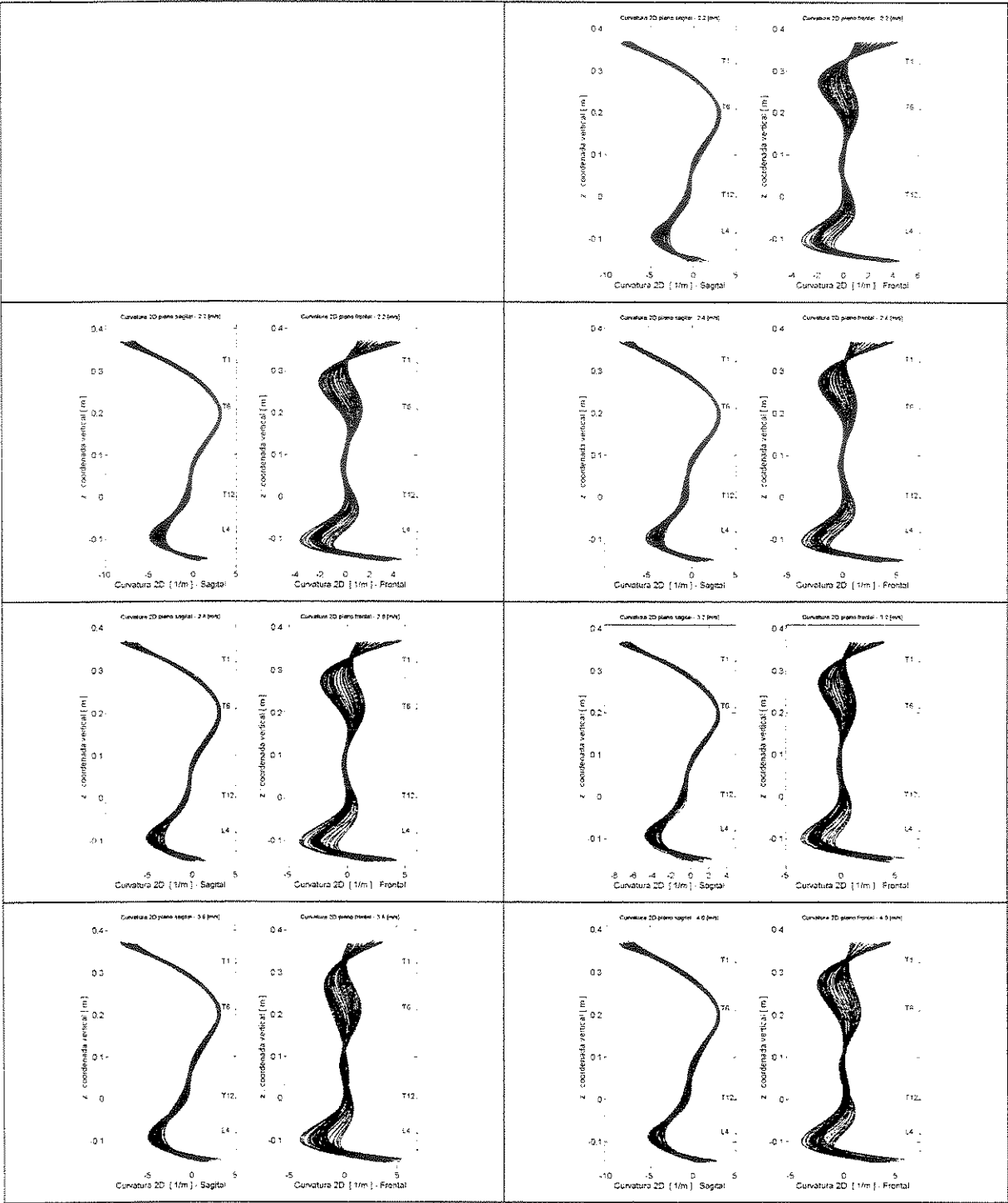
Corredor F



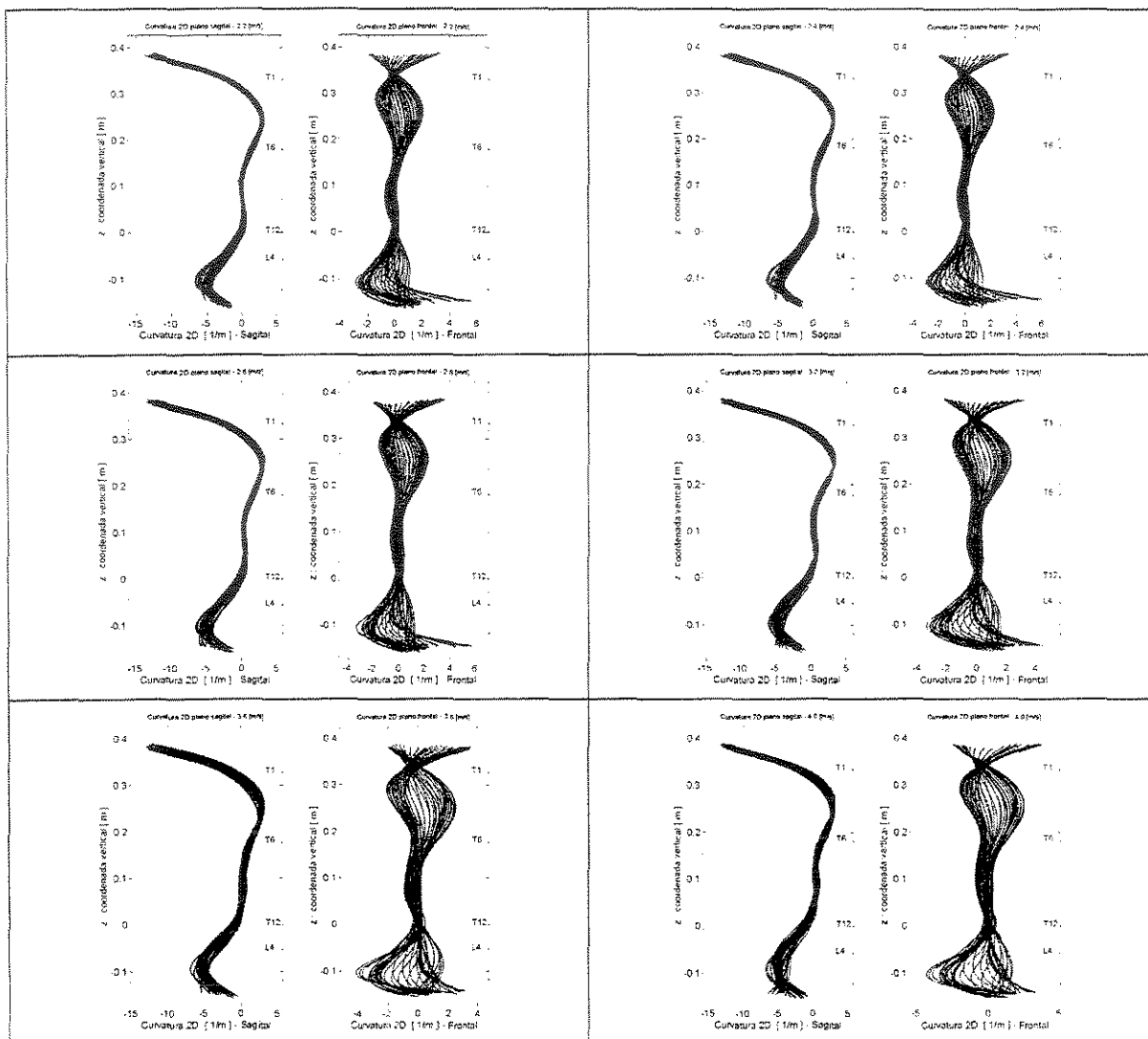
Corredor G



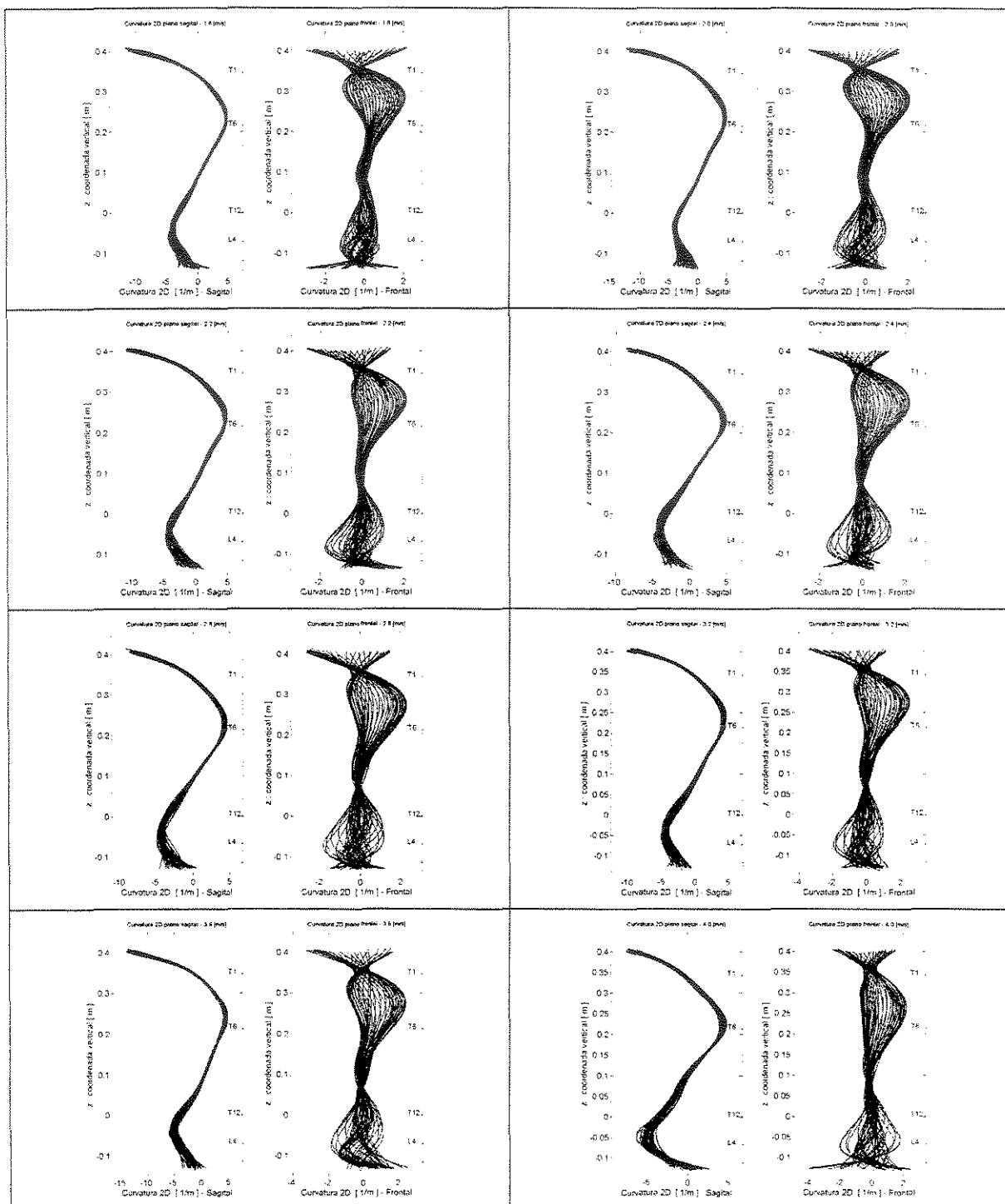
Corredor J



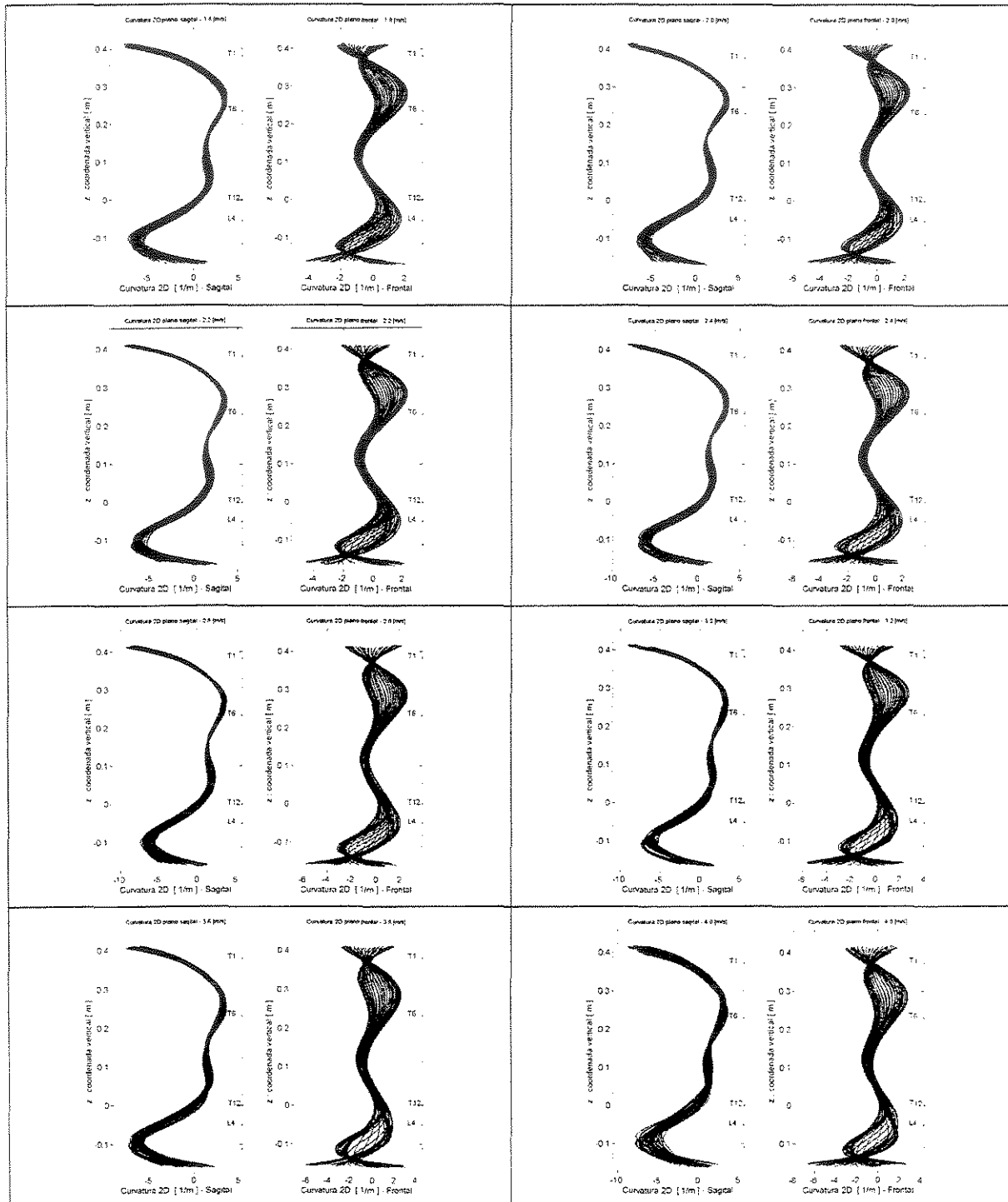
Corredor L



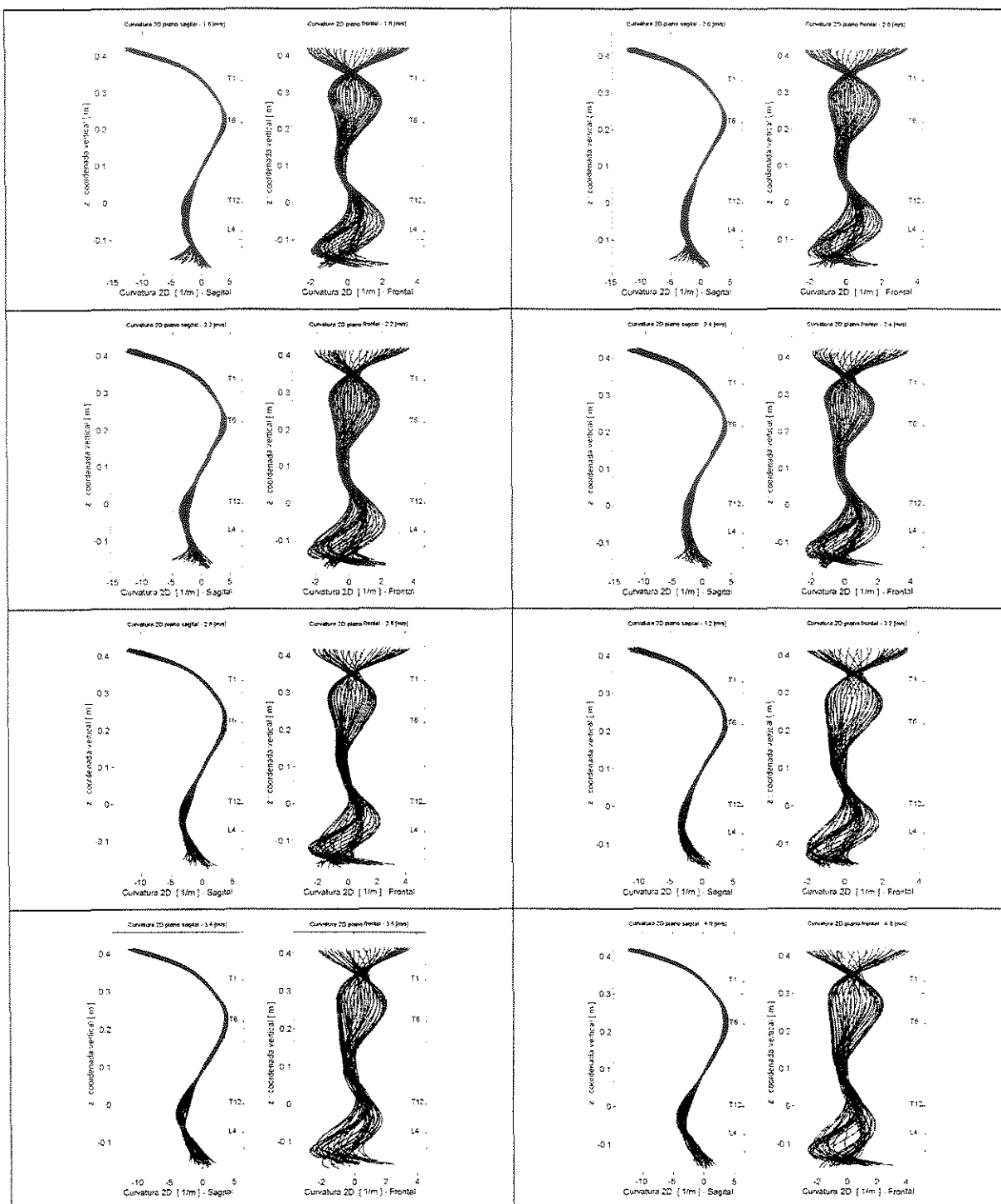
Corredor M



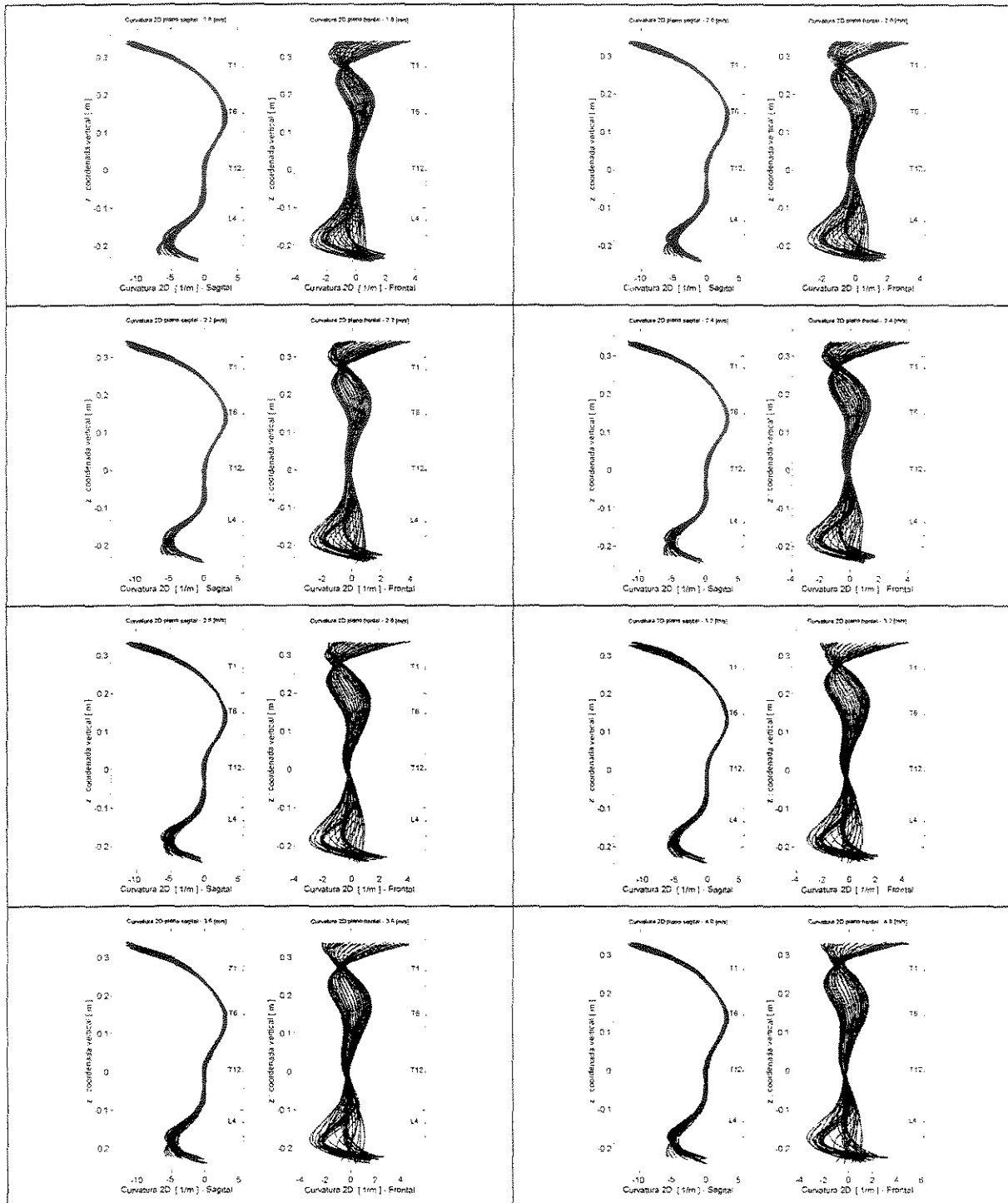
Corredor R



Corredor T



Corredor V



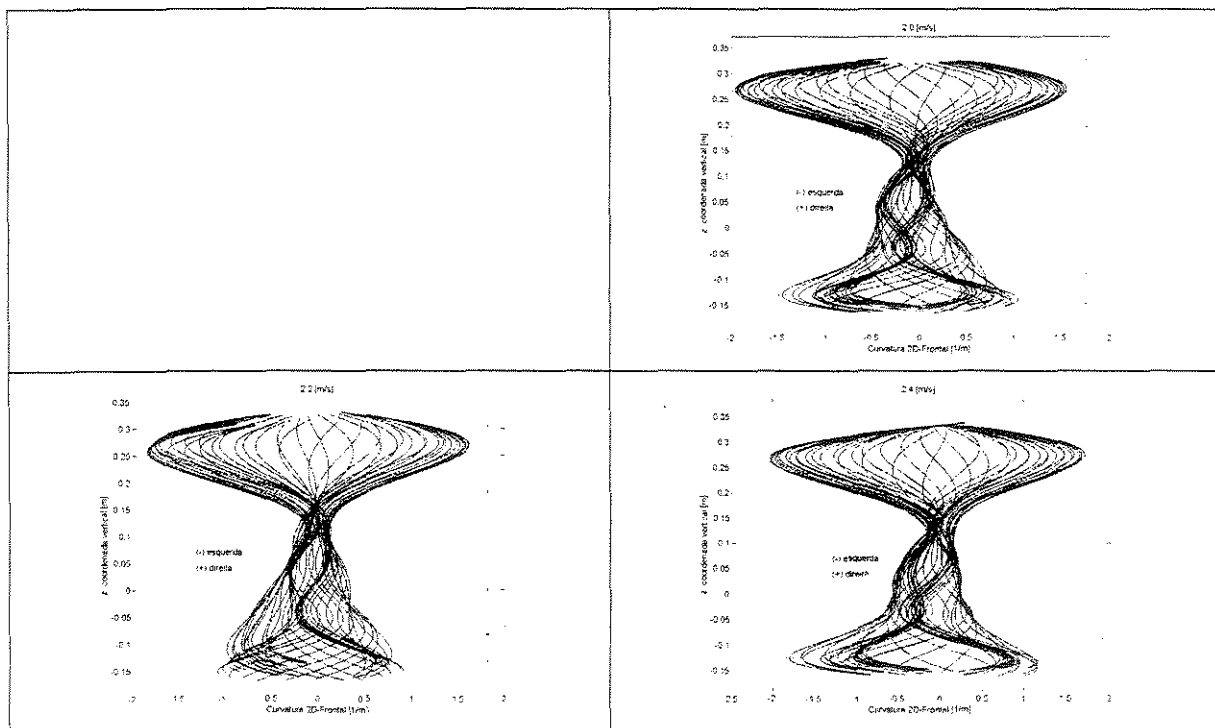
6.5 Apêndice 6 – Gráficos das curvaturas bidimensionais do componente oscilatório da coluna vertebral no plano frontal

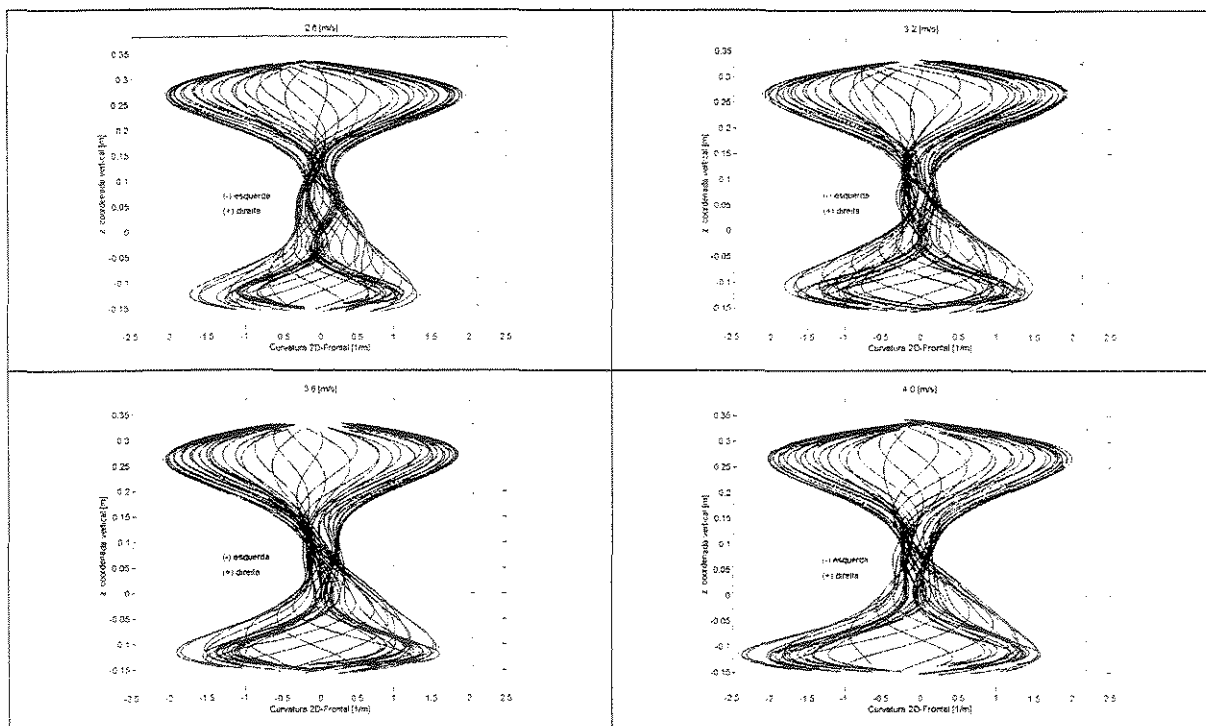
Neste Apêndice são apresentados os gráficos das curvaturas bidimensionais, no plano frontal, do componente oscilatório da coluna vertebral de cada corredor em função da coordenada vertical z .

O desenho observado nesses gráficos é resultado da sobreposição de todos os instantes presentes no ciclo da passada.

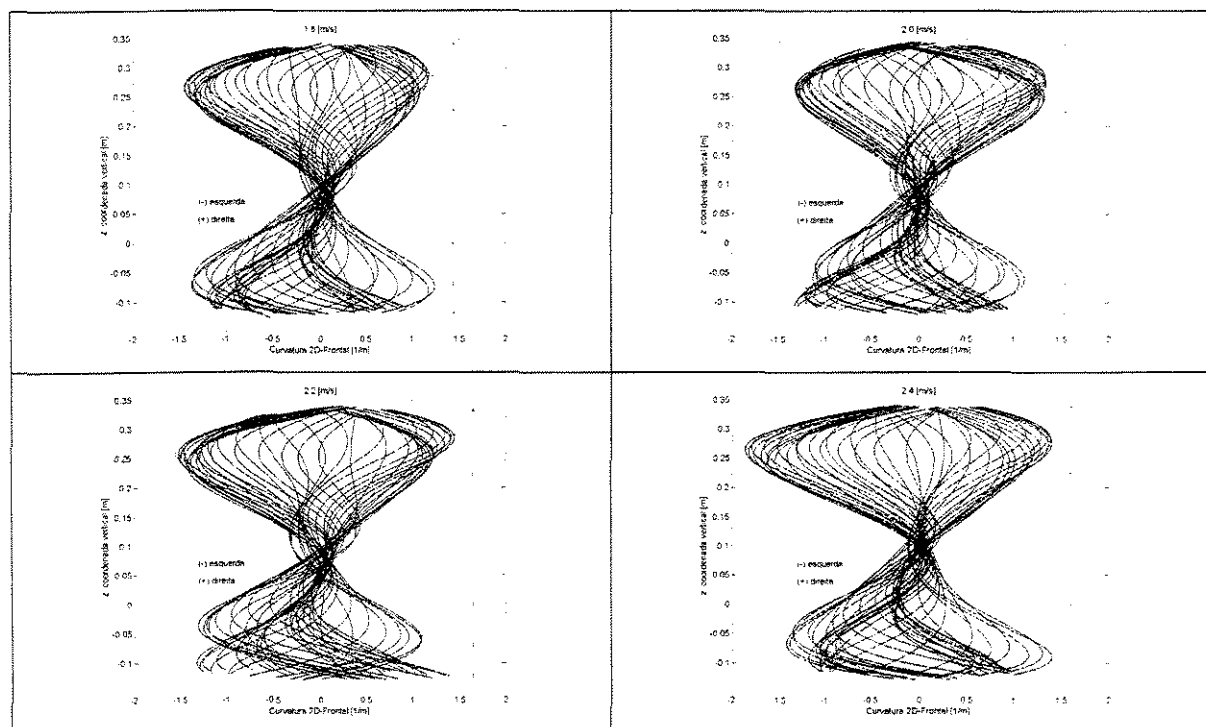
Acompanhando a coordenada vertical, pode-se observar no lado direito de cada gráfico, a indicação da localização das vértebras T1, T6, T12 e L4. Estes gráficos estão discriminados por corredor e por velocidade de corrida.

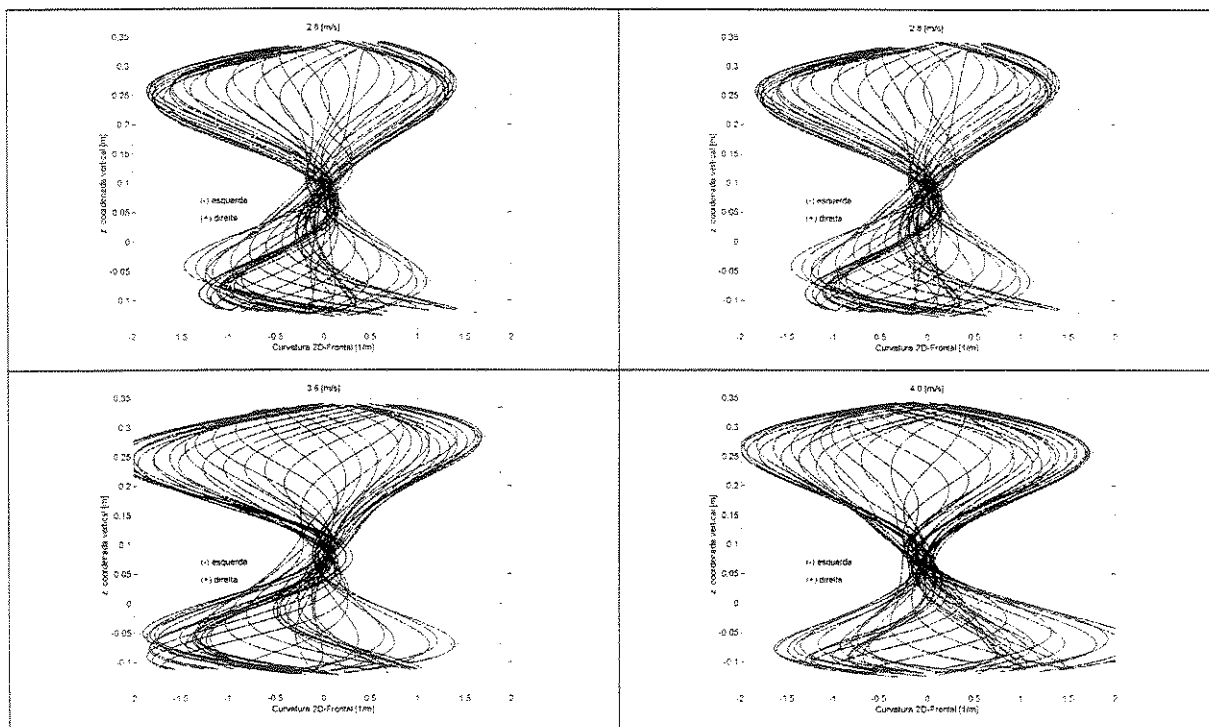
Corredor B



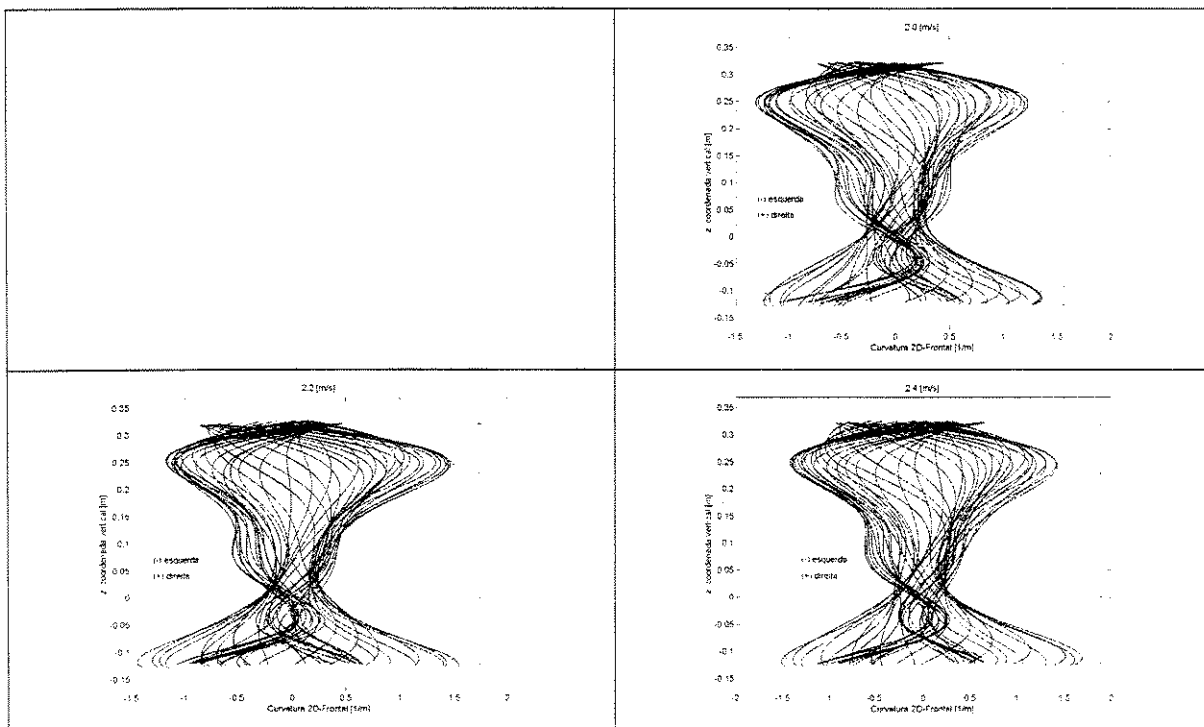


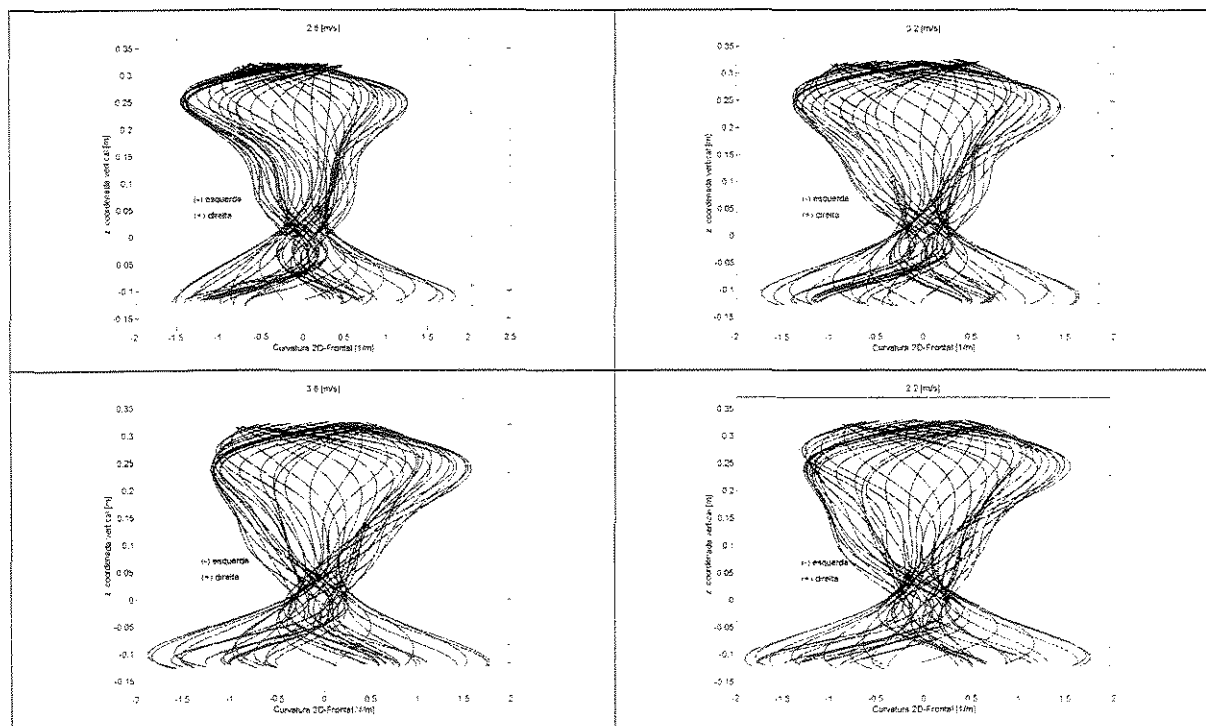
Corredor C



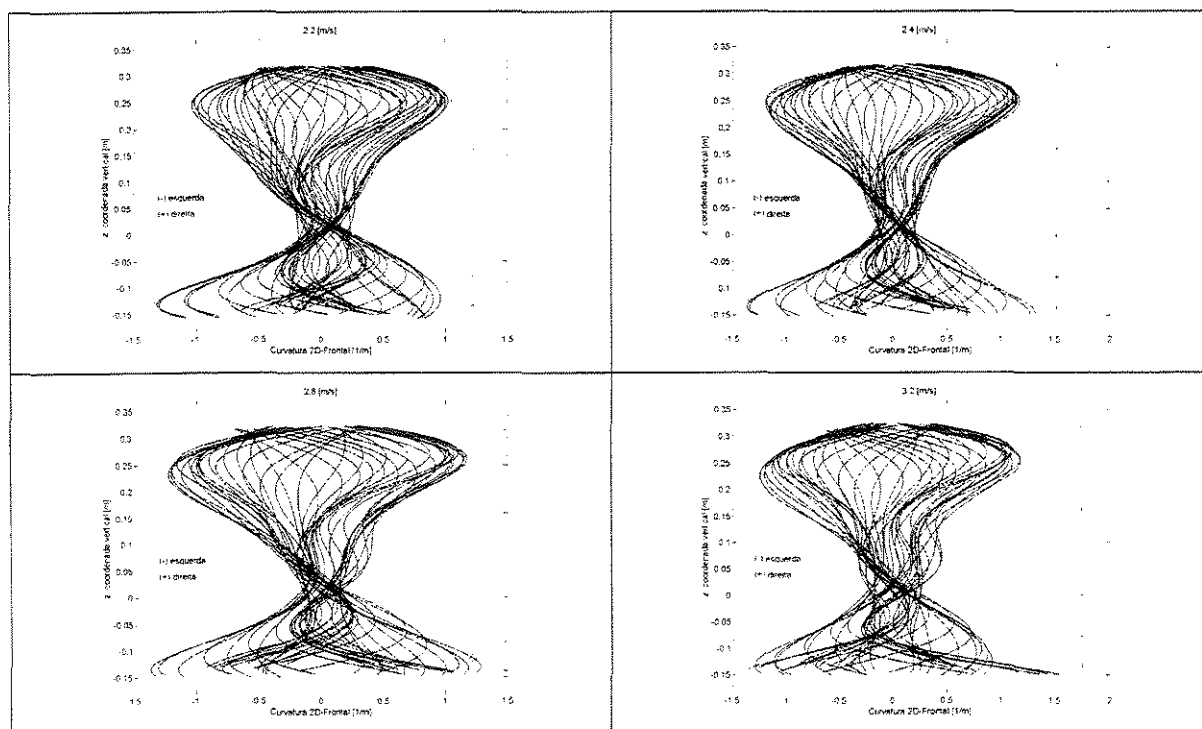


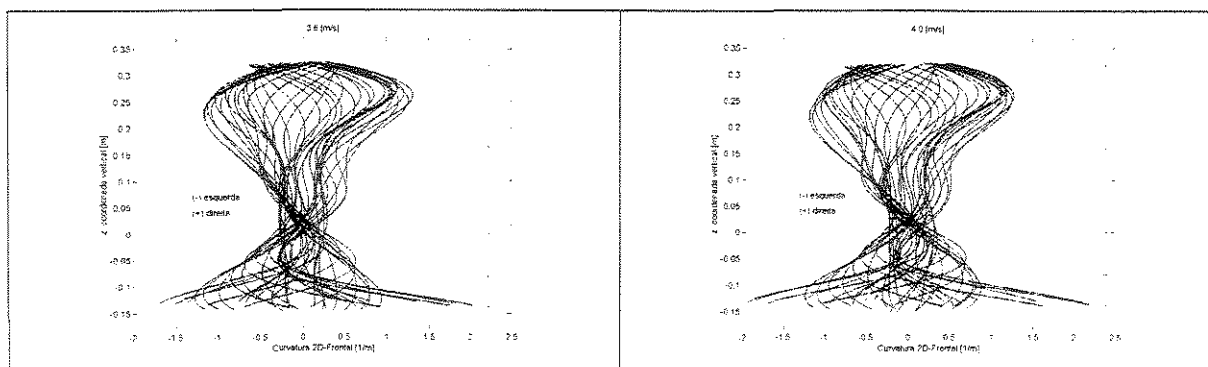
Corredor F



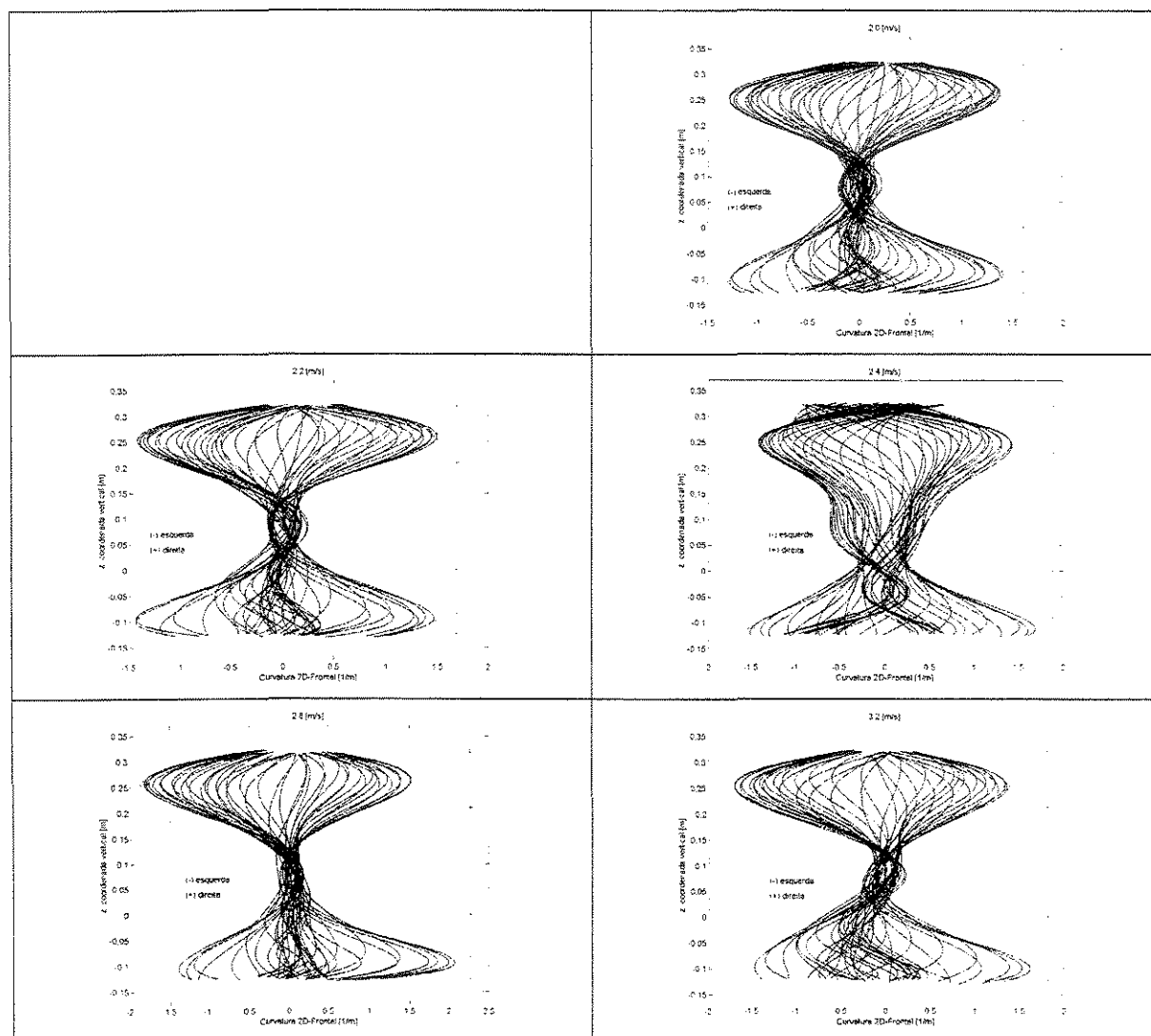


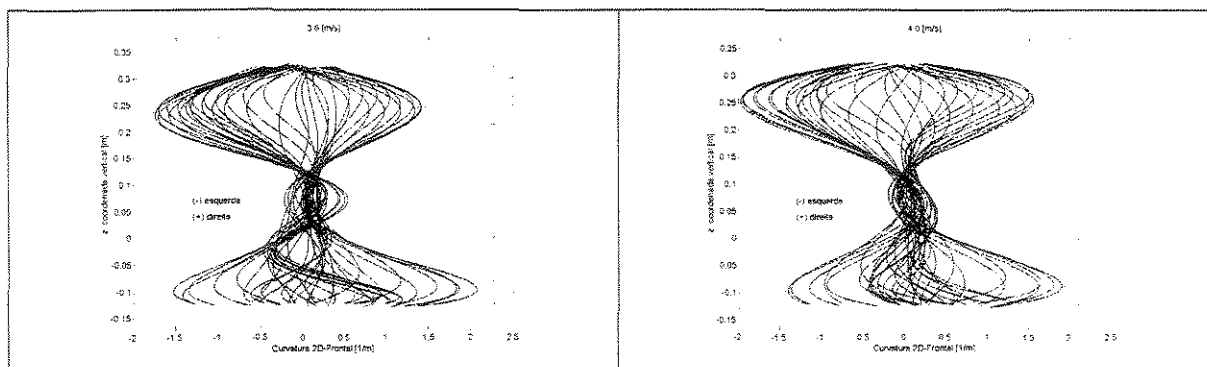
Corredor G



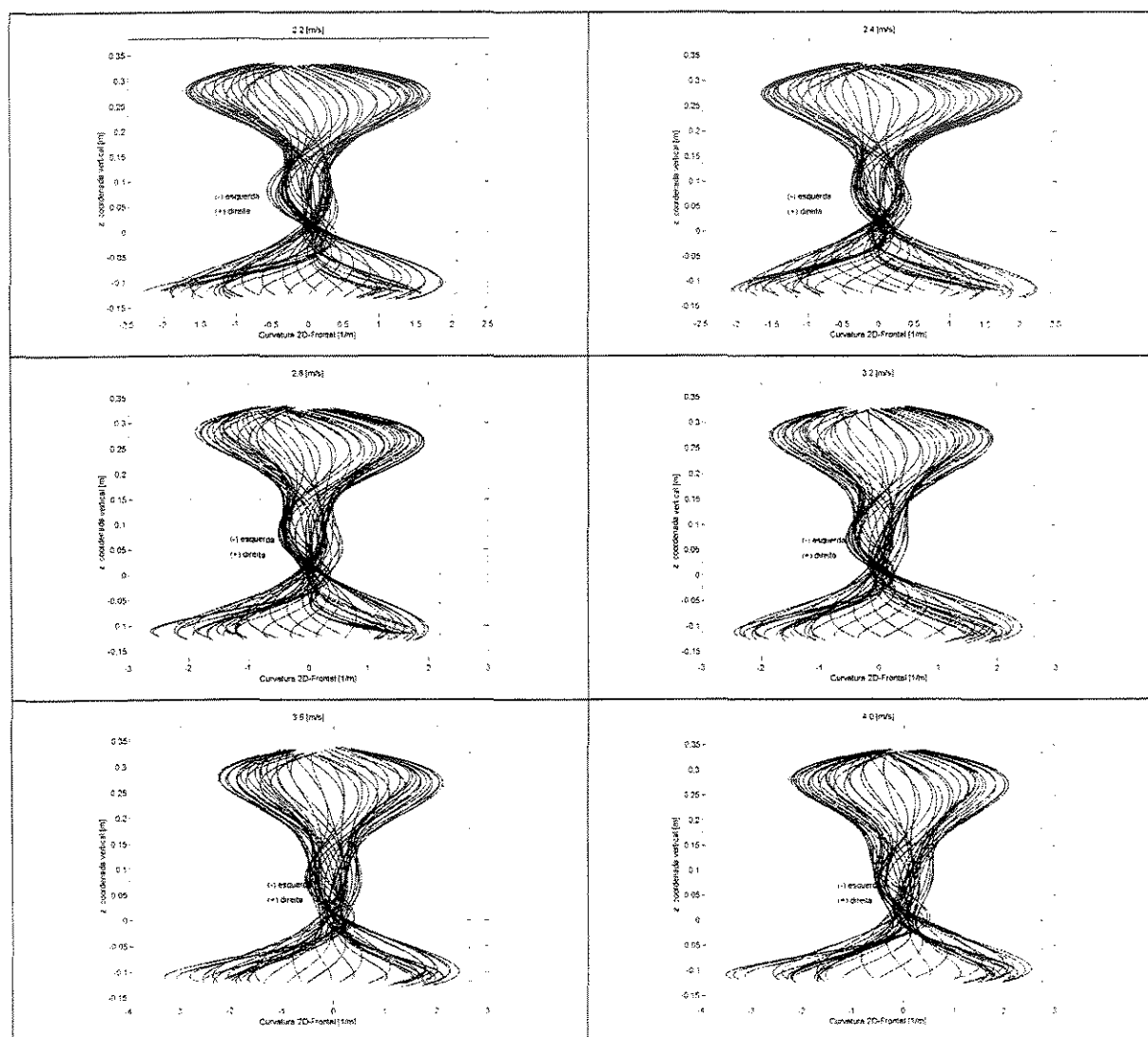


Corredor J

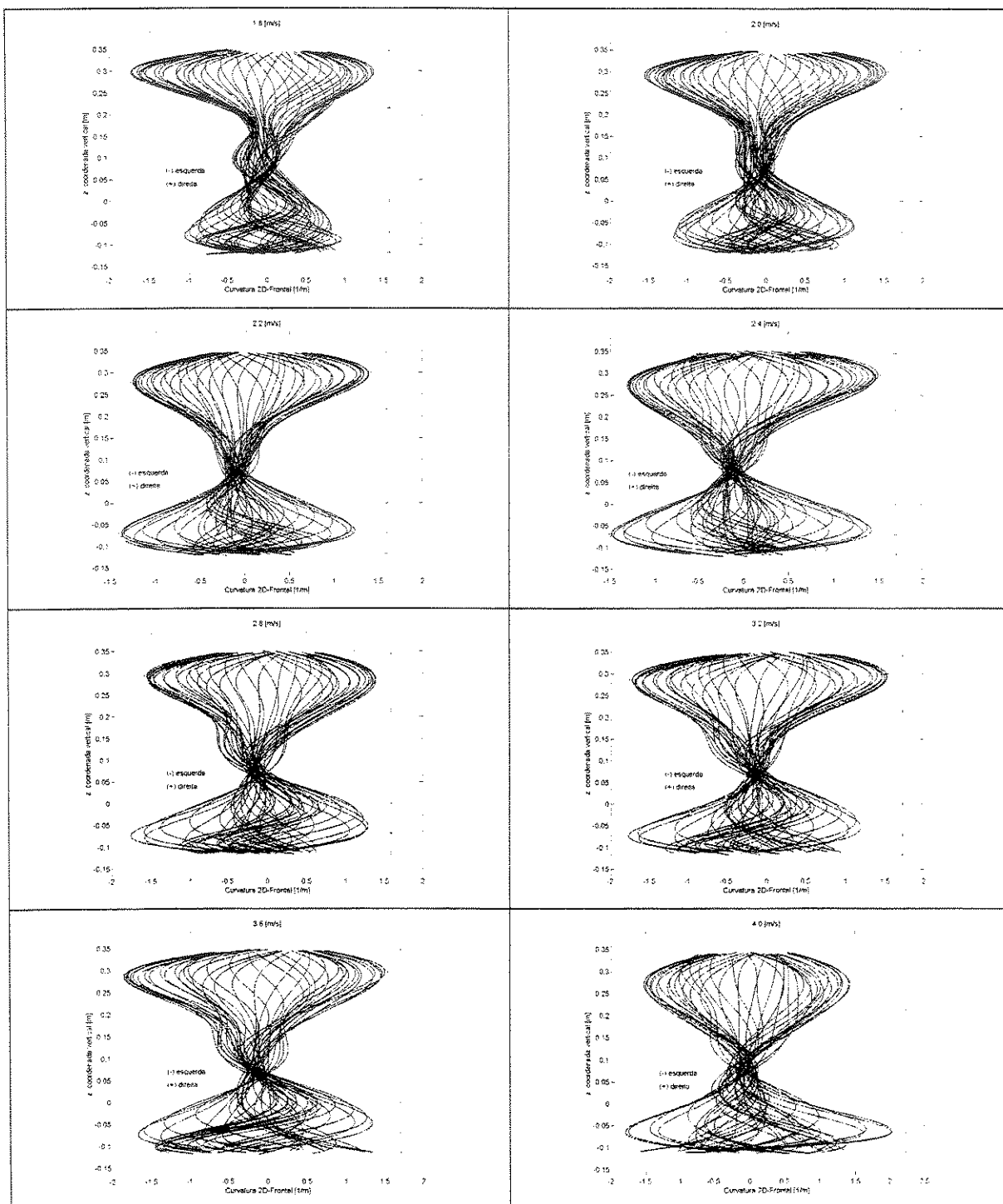




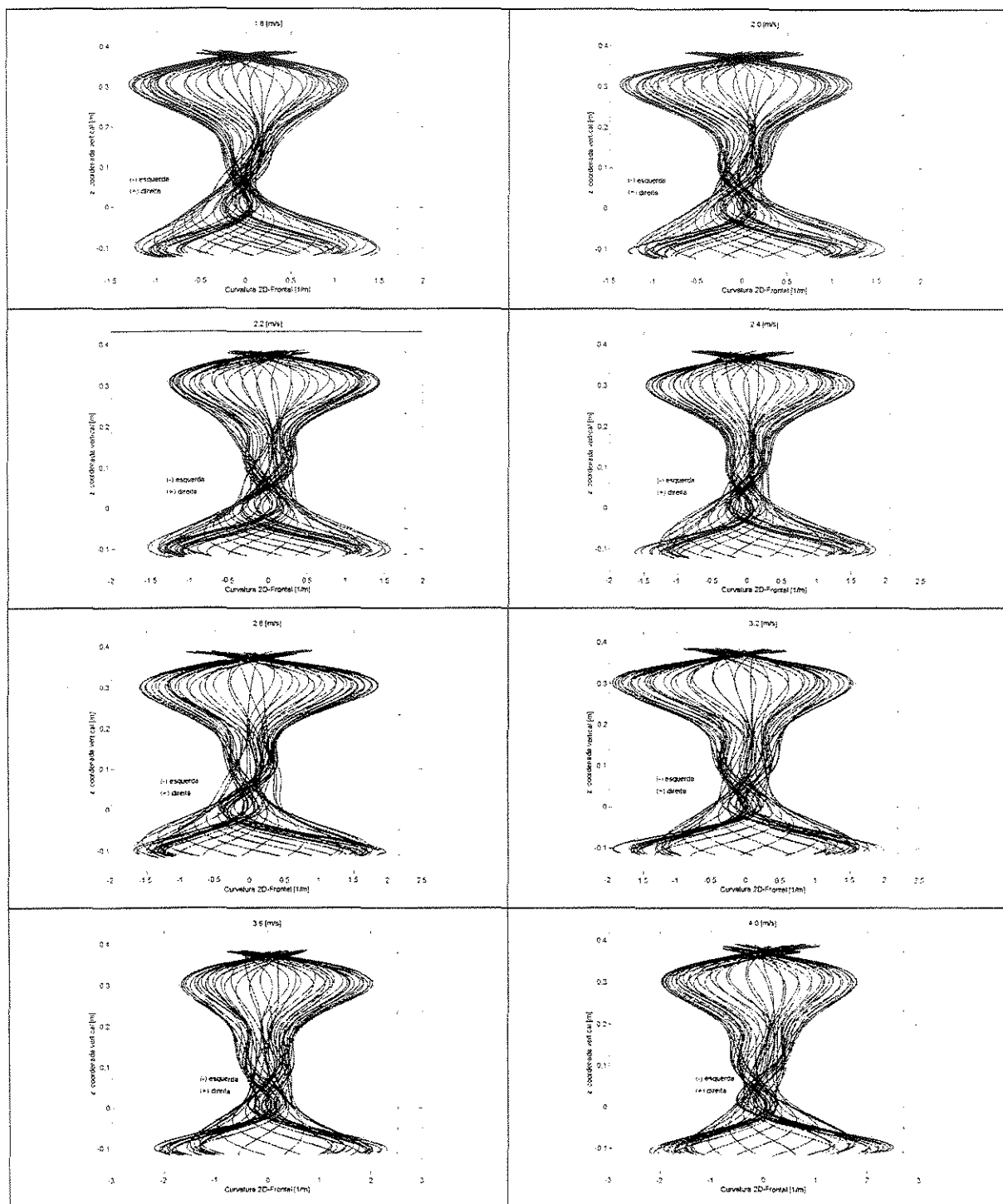
Corredor L



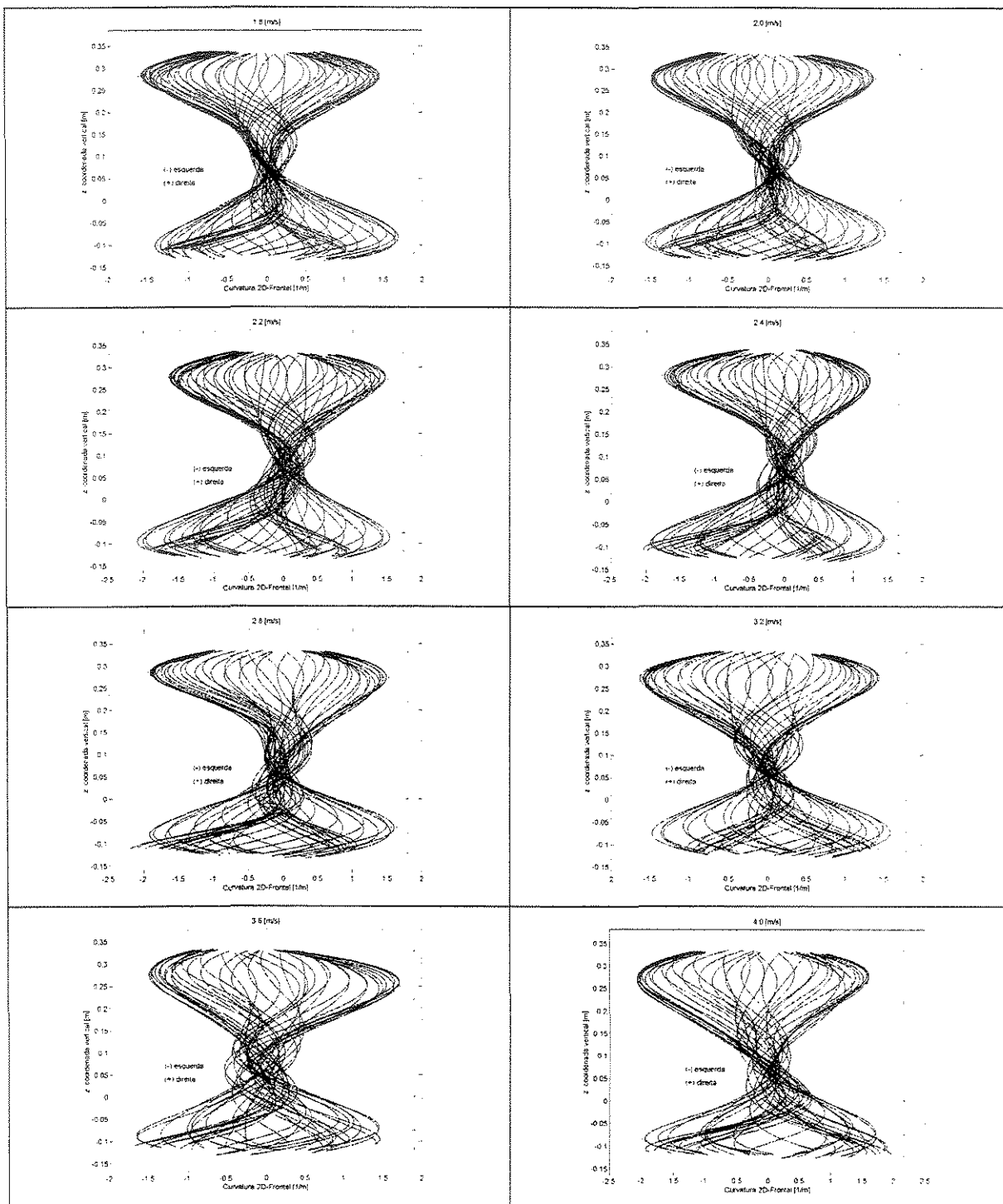
Corredor M



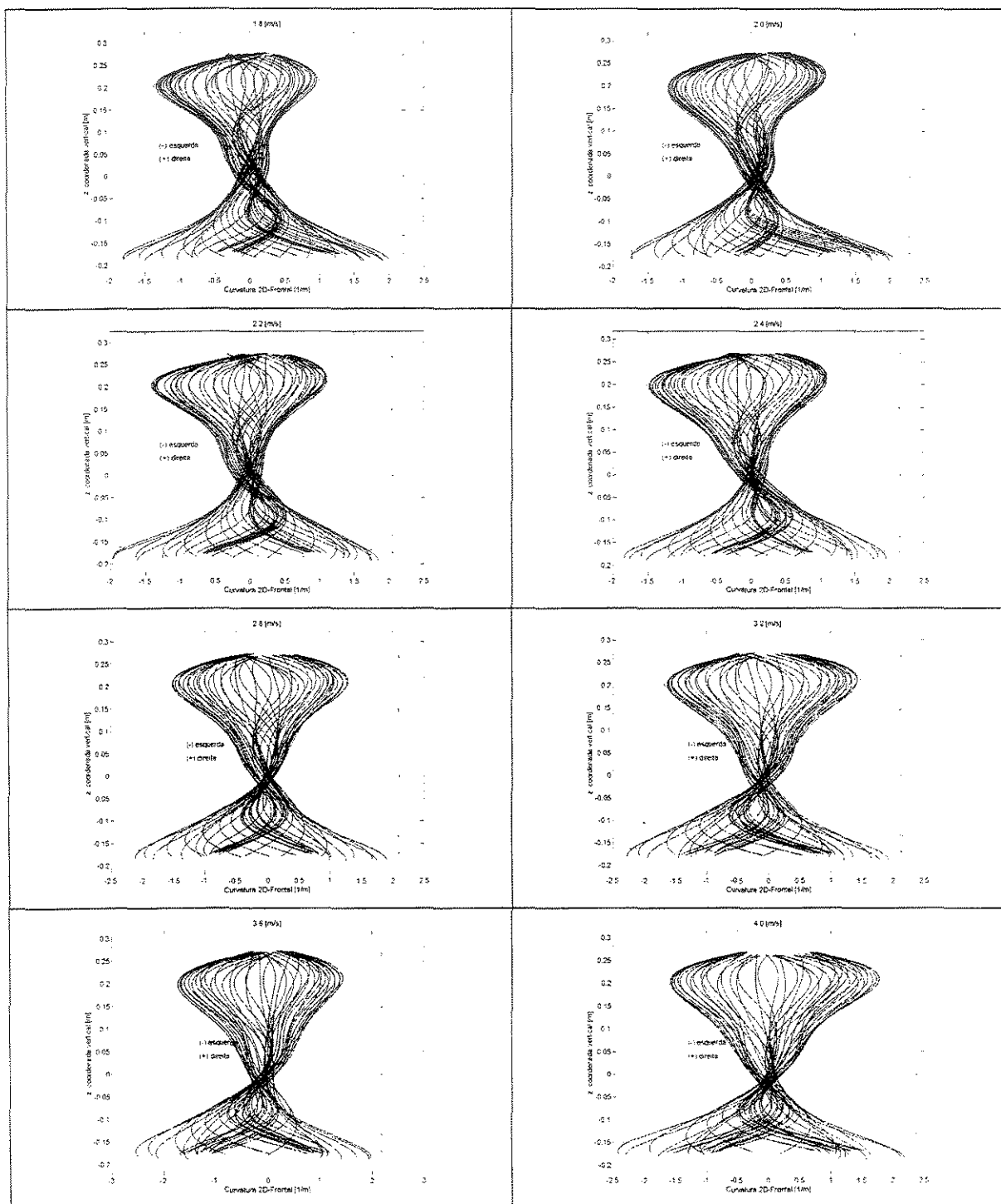
Corredor R



Corredor T



Corredor V



6.6 Apêndice 7 – Apresentação de animações de itens da Metodologia

A apresentação de animações de itens da metodologia foi implementada no software Microsoft PowerPoint e armazenada no CD que acompanha esta tese.

Estas animações auxiliam o leitor desta tese na compreensão dos processos dinâmicos: 1) de definição dos eventos e fases da corrida, 2) de representação da coluna vertebral através do ajuste polinomial e de cálculo da curvatura, em cada quadro do ciclo padrão da passada, nos planos sagital e frontal, e 3) da definição dos picos de curvatura das regiões lombar e torácica, no plano frontal.