

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

UNICAMP

FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA

BIODINÂMICA DO MOVIMENTO HUMANO

**ADAPTAÇÕES DAS CURVAS DA COLUNA VERTEBRAL NA
MARCHA EM FUNÇÃO DA ALTURA DOS SALTOS DOS
CALÇADOS**

CINTIA PEGORETTI

Campinas

2004

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA

**ADAPTAÇÕES DAS CURVAS DA COLUNA VERTEBRAL NA
MARCHA EM FUNÇÃO DA ALTURA DOS SALTOS DOS
CALÇADOS**

Este exemplar corresponde à redação final da dissertação de mestrado defendida por Cíntia Pegoretti e aprovada pela Comissão julgadora em 25/10/04.

Prof. Dr. René Brenzikofer - Orientador

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA - FEF -
UNICAMP**

P349a Pegoretti, Cintia
Adaptações das curvas da coluna vertebral na marcha em
função da altura dos saltos dos calçados / Cintia Pegoretti. -
Campinas, SP: [s.n], 2004.

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

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

Membros Constituintes da Comissão Julgadora

Prof. Dr. René Brenzikofer (Orientador)

Faculdade de Educação Física - UNICAMP

Prof. Dr. Sérgio Augusto Cunha

UNESP – Rio Claro

Prof. Dr. Paulo Roberto de Madureira

Faculdade de Ciências Médicas - UNICAMP

Suplente:

Prof. Dr. Luciano A. Mercadante

Faculdades Integradas de Amparo – Amparo

DEDICATÓRIA

*Dedico este trabalho a Deus, aos meus pais, Gilberto e
Toninha, e às minhas irmãs, Kátia e Cássia.*

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador Prof. René, pelos ensinamentos e sabedoria para a realização deste estudo.

Aos professores Sérgio, Luciano e Paulo pelas sugestões e contribuições.

Aos meus amigos do LIB que sempre estiveram prontos a ajudar.

Às minhas irmãzinhas libianas, Fernanda e Daniela, que compartilharam comigo as alegrias e ansiedades.

Ao Pedro Depra e Marião, pela ajuda em todos os momentos durante o desenvolvimento deste estudo.

Aos meus familiares, amigos, e ao meu sempre companheiro Pedro Henrique, que mesmo de longe oraram e torceram por mim.

E a todos aqueles que de alguma forma contribuíram para mais esta etapa de minha vida.

Obrigada.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	xv
LISTA DE QUADROS	xvii
LISTA DE EQUAÇÃO	xvii
LISTA DE TABELAS.....	xvii
RESUMO	xix
ABSTRACT	xxi
<i>I – INTRODUÇÃO</i>	1
<i>II – OBJETIVO</i>	7
2.1 - Objetivo Geral	7
2.2 - Objetivo Específico	7
<i>III – METODOLOGIA</i>	8
3.1. Descrição do Protocolo do Experimento	8
3.1.1 – Amostra.....	8
3.1.2 - Marcação do Voluntário	12
3.1.3 - Preparação da sala e do equipamento a ser utilizado	14
3.1.4 - Registro das passadas durante a caminhada	17
3.2. - Tratamento das Imagens.....	20
3.2.1 – Captura das Imagens.....	20
3.2.2 - Sincronização das imagens e seleção dos quadros	20
3.2.3 - Medição e Reconstrução Tridimensional	20
3.3 – Tratamento e Análise dos Dados	23
3.3.1 – Filtragem dos Dados	23
3.3.2 - Ciclo Representativo da Marcha	23
3.3.3 - Representação da Curva da Coluna Vertebral.....	23
3.3.4 - Curvatura Geométrica 2D.....	24
3.4 - Informação Fornecida sobre a Curvatura Geométrica 2D pela Metodologia..	26
3.5 - Ciclo da Pelve e do Tronco	30

IV - RESULTADOS e DISCUSSÃO	34
4.1 – Adaptação da Lordose Lombar.....	35
4.2 – Adaptação da Lordose Lombar nos 1º e 2º Passos.	37
4.3 – Identificação dos Momentos do Ciclo da Passada onde Ocorrem os Extremos da Adaptação da Lordose Lombar.	39
4.4 – Amplitudes de Oscilações das Curvaturas 2D na Região Lombar no Plano Frontal.....	42
4.5 – Análise dos Ciclos da Pelve e do Tronco.	44
4.5.1 – Ciclo da Pelve e do Tronco durante a marcha.	44
4.5.2 – Inclinações médias da pelve e do tronco em função da altura dos saltos.	49
 V – CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	 51
 VI- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	 52
 VII - ANEXOS	 55
Anexo 1 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido da Pesquisa	55
Anexo 2 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Sagital – Região Lombar – Voluntária P1 nas alturas de salto S1, S2 e S3.	57
Anexo 2 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Sagital – Região Lombar – Voluntária P1 nas alturas de salto S4, S5 e S6.	58
Anexo 2 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Sagital – Região Lombar – Voluntária P2 nas alturas de salto S1, S2 e S3.	59
Anexo 2 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Sagital – Região Lombar – Voluntária P2 nas alturas de salto S4, S5 e S6.	60
Anexo 2 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Sagital – Região Lombar – Voluntária P3 nas alturas de salto S1, S2 e S3.	61
Anexo 2 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Sagital – Região Lombar – Voluntária P3 nas alturas de salto S4, S5 e S6.	62
Anexo 3 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Frontal – Região Lombar – Voluntária P1 nas alturas de salto S1, S2 e S3.	63
Anexo 3 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Frontal – Região Lombar – Voluntária P1 nas alturas de salto S4, S5 e S6.	64
Anexo 3 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Frontal – Região Lombar – Voluntária P2 nas alturas de salto S1, S2 e S3.	65
Anexo 3 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Frontal – Região Lombar – Voluntária P2 nas alturas de salto S4, S5 e S6.	66
Anexo 3 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Frontal – Região Lombar – Voluntária P3 nas alturas de salto S1, S2 e S3.	67
Anexo 3 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Frontal – Região Lombar – Voluntária P3 nas alturas de salto S4, S5 e S6.	68

Anexo 4 – Gráficos da Sobreposição das Curvaturas 2D - Plano Sagital – P1 e P2 em ordem crescente de todas as alturas de salto.....	69
Anexo 4 – Gráficos da Sobreposição das Curvaturas 2D - Plano Sagital – P3 em ordem crescente de todas as alturas de salto.....	70
Anexo 5 - Gráficos da Sobreposição das Curvaturas 2D - Plano Frontal – P1 e P2 em ordem crescente de todas as alturas de salto.....	71
Anexo 5 - Gráficos da Sobreposição das Curvaturas 2D - Plano Frontal – P3 em ordem crescente de todas as alturas de salto.....	72
Anexo 6 – Ciclo da Pelve e do Tronco da Voluntária P2	73
Anexo 6 – Ciclo da Pelve e do Tronco da Voluntária P2	74
Anexo 7 – Ciclo da Pelve e do Tronco da Voluntária P3	75
Anexo 7 – Ciclo da Pelve e do Tronco da Voluntária P3	76

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Ilustração dos cinco calçados utilizados no experimento pela voluntária P1. ..	9
Figura 2 – Ilustração dos cinco calçados utilizados no experimento pela voluntária P2.	10
Figura 3 – Ilustração dos cinco calçados utilizados no experimento pela voluntária P3.	10
Figura 4 – Vestimenta usada pelas voluntárias durante o experimento.....	11
Figura 5 – Adesivos planos e esféricos utilizados para marcação das voluntárias.....	12
Figura 6 – Marcadores representando a coluna vertebral e marcadores bilaterais que permitem definir cada região da coluna.....	13
Figura 7 – Ilustração da disposição dos equipamentos para o experimento.	15
Figura 8 – Calibrador construído com os fios de prumos.....	16
Figura 9 – Gráfico do Ciclo da Passada obtido pela metodologia.....	19
Figura 10 - Gráficos com a Sobreposição das Curvaturas 2D de todos os instantes do ciclo da passada.	26
Figura 11 – Gráficos que permitem acompanhar o comportamento da curvatura geométrica 2D em função do ciclo da passada, no plano sagital, em cinco locais de z escolhidos, para a voluntária P1 com o salto de 37 mm.	28
Figura 12 – Ilustração do método de obtenção do Ciclo da Pelve.....	31
Figura 13 – Ciclo da Pelve descrevendo as inclinações laterais (direita e esquerda) e as inclinações ântero – posteriores (ântero-versão e retroversão respectivamente).....	32
Figura 14 – Ciclo do Tronco descrevendo as inclinações laterais (direita e esquerda) e as inclinações ântero – posteriores (para flexão e extensão respectivamente).....	33
Figura 15 – Gráficos dos Valores Máximos (esquerda) e Valores Mínimos (direita) de Curvatura da Lordose Lombar em função do salto.....	36
Figura 16 – Gráfico da Amplitude de Oscilações da Curvatura 2D, no plano frontal, para as Voluntárias P1, P2 e P3 em função do salto.....	43
Figura 17 – Gráficos da esquerda correspondente ao Ciclo da Pelve e os gráficos da direita correspondente ao Ciclo do Tronco. Demonstram o comportamento dos segmentos EI e T12 respectivamente durante o ciclo da passada em função das alturas dos saltos.	48

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Alturas dos saltos dos calçados utilizados pelas voluntárias P1, P2 e P3.....	9
Quadro 2 – Relação entre os eventos e fases do ciclo da passada e os movimentos observados durante a marcha.	18

LISTA DE EQUAÇÃO

Equação 1: Equação da curvatura geométrica bidimensional (K_y) no plano frontal.	24
---	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Valores Máximos e Mínimos de Curvatura da Lordose Lombar [1/m] em função da altura dos saltos.	35
Tabela 2 – 1º Passo - Valores Extremos de Curvatura da Lordose Lombar [1/m] respectivamente para as voluntárias P1, P2 e P3 em função da altura dos saltos (<i>ns: não significativo</i>).	37
Tabela 3 – 2º Passo - Valores Extremos de Curvatura da Lordose Lombar [1/m] respectivamente para as voluntárias P1, P2 e P3 em função da altura dos saltos....	37
Tabela 4 – Eventos e Intervalos de ocorrência dos Mínimos das Curvaturas da Lordose Lombar [1/m] em função da altura dos saltos, no 1º e 2º passo, para as Voluntárias P1, P2 e P3.	39
Tabela 5 – Eventos e Fases de ocorrência dos Máximos das Curvaturas da Lordose Lombar [1/m] em função da altura dos saltos, no 1º e 2º passo, para as Voluntárias P1, P2e P3. As Siglas estão no item 3.1.4.	40
Tabela 6 – Amplitude das Oscilações das Curvaturas 2D [1/m] em função da altura do salto, na região lombar para as Voluntárias P1, P2 e P3 no Plano Frontal.....	42
Tabela 7 – Valores Médios dos Ciclos da Pelve e do Tronco em função da altura dos saltos para a voluntária P1.	49
Tabela 8 – Valores Médios dos Ciclos da Pelve e do Tronco em função da altura dos saltos para a voluntária P2.	49
Tabela 9 – Valores Médios dos Ciclos da Pelve e do Tronco em função da altura dos saltos para a voluntária P3.	49

Título da Dissertação: Adaptações das curvas da coluna vertebral na marcha em função da altura dos saltos dos calçados.

Autor: Cintia Pegoretti

Orientador: Prof. Dr. René Brenzikofer

Instituição: UNICAMP – Universidade Estadual de Campinas
FEF – Faculdade de Educação Física

Área de Concentração: Biodinâmica do Movimento Humano

Ano: 2004

RESUMO

Este estudo detecta e quantifica as adaptações das curvas da coluna vertebral durante a marcha na esteira ergométrica sob a influência de diferentes alturas de saltos. Durante o experimento três voluntárias realizam seis testes, sendo um descalço e cinco com calçados de saltos de diferentes alturas. Para cada altura de salto e para cada voluntária o comportamento cinemático da coluna é descrito em função do ciclo da marcha e quantificado a partir do grupamento das informações relevantes de 16 passadas registradas. A metodologia utilizada é de caráter não invasiva que permite a análise cinemática tridimensional do movimento humano a partir da localização 3D de marcadores adesivos fixados no dorso das voluntárias ao longo da linha definida pelos processos espinhosos das vértebras. Assim, a curva da coluna vertebral é representada por funções polinomiais parametrizadas em função da coordenada vertical e analisada usando o conceito de curvatura geométrica 2D, nos planos sagital e frontal, durante o ciclo da marcha. No plano sagital, observa-se uma diminuição significativa ($p < 0.05$) da curva da lordose lombar em função do aumento da altura dos saltos para todas as voluntárias. No plano frontal, os resultados mostram oscilações das curvaturas durante a marcha em torno da curva característica da coluna vertebral de cada voluntária. Para as voluntárias P1 e P3, ocorrem diminuições significativas das amplitudes das oscilação das curvaturas em função do aumento da altura dos saltos e para a voluntária P2 uma tendência não significativa de aumento dessas amplitudes. O estudo também descreve as orientações espaciais da pelve e da parte inferior da coluna torácica durante a marcha através do desenho de ciclos obtidos a partir das tangentes à curva representativa da coluna vertebral nestas regiões. As orientações médias, indicadas pelos ciclos, permitem verificar que a diminuição da lordose lombar em função do aumento da altura dos saltos tem sua origem mais na flexão do tronco do que na retroversão pélvica.

Palavras Chaves: 1. Biomecânica. 2. Coluna Vertebral. 3. Calçado. 4. Salto.

5. Cinemática.

Título da Dissertação: Adaptation of the spine's contour during treadmill walking with different heel heights

Autor: Cintia Pegoretti

Orientador: Prof. Dr. René Brenzikofer

Instituição: UNICAMP – Universidade Estadual de Campinas
FEF – Faculdade de Educação Física

Área de Concentração: Biodinâmica do Movimento Humano

Ano: 2004

ABSTRACT

This study investigates the alterations of the spine during treadmill walking with footwear of different heel heights. During the experiment three women carry out six different trials each, one bare-footed and five with footwear of different heel heights. For each height of the heels and for each volunteer, the kinematical behavior of the spine is described according to the typical gait cycle and quantified from sixteen registered strides of each trial. The applied methodology is non-invasive and permits the 3D kinematical analysis of the movement of the surface markers attached to the skin along the virtual line defined by the spinous processes. By this way, for each registered instant of the walk, the curve of the spine is represented through polynomial functions and analyzed using the concept of 2D geometric curvature, in the frontal and sagittal planes. In the sagittal plane, we observe a significant ($p < 0.05$) decrease of the lumbar curvature, a flattening of the lumbar spine, with increasing heel heights for all volunteers. In the frontal plane, during the walk, the results show oscillations of the spine's curvature around the personal characteristic contour of the spine of each volunteer. For the volunteers P1 and P3 the amplitude of the oscillations decrease with increasing heel heights and the volunteers P2 shows a tendency to increase this amplitude. This study also describes the orientations of the pelvis and of the lower part of the thoracic spine during the walks through cycles obtained from the tangents to the spine's representative curves in these regions. The average orientations, indicated by the cycles, allow us to check that the flattening of the lumbar lordosis with increasing heel heights is due more to the trunk flexion than to the retroversion of the pelvis.

Palavras Chaves: 1. Biomechanics. 2. Spine. 3. Shoes. 4. Heel.

5. Kinematics.

I – INTRODUÇÃO

A coluna vertebral apresenta propriedades anatômicas e mecânicas fundamentais durante a postura estática e dinâmica. É constituída anatomicamente por um conjunto de 33 vértebras que desempenham funções importantes, como a de suporte para cabeça e tórax, de conexão com os membros superiores e inferiores e flexibilidade para o corpo. Quando olhada no plano sagital apresenta curvas fisiológicas chamadas de lordoses e cifoses. No plano frontal, devido o alinhamento das vértebras espera-se que a coluna vertebral descreva uma reta, porém, pequenos desvios laterais geralmente presentes não implicam que haja a presença de uma doença.

A curva da coluna vertebral durante as posturas, tanto estáticas como durante a locomoção, realizam adaptações em torno de sua forma natural para garantir a manutenção do equilíbrio e otimizar a dinâmica do corpo durante o movimento. Uma dificuldade atual na biomecânica da coluna vertebral é a de discriminar a curva natural do sujeito das suas adaptações provocadas pelo exercício praticado (UTAKE, et al. 1998 e SYCZEWSKA; ÖBERG; KARLSSON, 1999).

No caso estático, muitos estudos enfocam os problemas anatômicos ou funcionais das curvas naturais (hiperlordose, hipercifoses e escolioses) sobre um ponto de vista clínico, observando as limitações dos movimentos que possam incapacitar o indivíduo de forma parcial ou passageira (KNOPLICH, 1984).

No caso dinâmico, métodos biomecânicos foram desenvolvidos para quantificar a movimentação dessas curvas e de suas adaptações. A análise tridimensional por videogrametria é uma das ferramentas biomecânicas que permite o acesso não invasivo as curvas da coluna, proporcionando a elaboração de metodologias de baixo custo.

Alguns estudos biomecânicos como o de Whittle e Levine (1999) definem um método para medição da lordose lombar durante a marcha. Para esta finalidade utilizam duas estruturas compostas por hastes (instalada sobre duas placas planas e rígidas) e marcadores (esferas reflexivas de 25mm de diâmetro cada). Estas estruturas são fixadas uma na região sacra e outra na junção tóraco-lombar. Através da movimentação relativa dessas estruturas é definido o ângulo da lordose lombar.

Vacheron et al. (1999) descrevem a coluna vertebral em movimento através da localização de cinco marcadores posicionados sobre o dorso junto às vértebras C7, T7, T12, L3 e S1. Desta forma são descritos quatro segmentos rígidos articulados entre si.

Estes métodos possuem pouca sensibilidade por considerarem rígidos segmentos da coluna formados por vértebras de fato articuladas, o que pode prejudicar a detecção de adaptações sutis da coluna vertebral.

Na literatura biomecânica podemos destacar a metodologia desenvolvida por Brenzikofer et al. (2000 e 2001), que trata a coluna vertebral, em toda a sua extensão, como uma curva contínua no espaço, onde a sua forma e suas adaptações durante o movimento são analisadas em termos de curvatura geométrica. A curva da coluna vertebral é representada a partir de marcadores planos reflexivos colocados sobre a linha desenhada pelos processos espinhos das vértebras. A partir das coordenadas reconstruídas desses marcadores e do ajuste de funções contínuas obtém-se curvas representativas e curvaturas geométricas em cada região da coluna vertebral no tempo. Esta metodologia possibilita a descrição da forma geométrica da coluna vertebral como também permite quantificar as oscilações angulares do dorso durante a atividade do caminhar. Ela vem sendo aplicada, além da marcha, em outras modalidades, tais como a corrida, e em diferentes atividades físicas, como jump, step e o pular corda. Devido à sua sensibilidade, este método será utilizado para detectar, na geometria da coluna vertebral, o efeito do salto dos calçados.

Com o olhar sob o cotidiano feminino pode-se afirmar que os calçados de diferentes alturas de saltos fazem parte do dia-a-dia das mulheres. A moda ditada pelos estilistas impõe o uso do salto alto como padrão estético feminino. As mulheres usam este tipo de calçado não apenas em eventos sociais e locais refinados, mas também no trabalho e nas horas de lazer. Assim é desejável pelas fábricas além de desenvolverem calçados que atendam os padrões estéticos, também proporcionem funcionalidade e conforto ao calçado.

Enquanto isso não ocorre, o relato das mulheres de desconforto e dor nos membros inferiores e na coluna vertebral, aumentam a cada dia (MANFIO et al., 2003).

Evidências do desejo de estabelecer uma relação de beleza e funcionalidade dos calçados podem ser encontradas no suplemento da Revista Brasileira de Biomecânica de 2003, que foi inteiramente dedicado a divulgar estudos relacionados ao desenvolvimento de calçados adequados para anatomia dos pés de populações e esportes diferentes.

Muitos estudos descritos na biomecânica do calçado tem voltado suas pesquisas para verificar a interação do calçado com os pés e com o ambiente, mas sem relacioná-los aos efeitos provocados na coluna vertebral.

Estudos como o de Monteiro e Ávila (1999), são desenvolvidos para obter o aperfeiçoamento do design de calçados femininos e alcançar a relação entre beleza e conforto na confecção dos calçados.

Hennig (2003) realiza um estudo onde mostra a relevância das pesquisas desenvolvidas para compreender as adaptações ocorridas com os pés de grupos populacionais diferentes como obesos, diabéticos, atletas (corredores), adultos e crianças através de ferramentas que mensuram a distribuição da força de pressão plantar. As informações obtidas nessas pesquisas sobre a biomecânica dos pés são úteis na construção de calçados adequados para cada tipo de população e esporte.

Milani (2003) também enfatiza a importância dos estudos realizados para o desenvolvimento de calçados de corrida através de instrumentos de medida quantitativas da força de reação do solo.

Nasser, Mello e Ávila (1997) mapeiam os pontos de maior pressão nos pés com calçados femininos de diferentes alturas de salto. Este estudo é realizado com três sujeitos do sexo feminino, utilizando oito modelos de sapatos de diferentes alturas de saltos. As alturas dos saltos dos sapatos utilizados são de: 15; 20; 25; 35; 45; 50; 70 e 75 mm. A planta dos pés é dividida em duas regiões distintas de apoio: região do antepé (região do primeiro ao quinto metatarso) e região do retropé (região de apoio sob o calcâneo). Os valores da força e do impulso são medidos através do sistema F-Scan. Neste estudo, os autores concluem que conforme há um aumento da altura do salto, o tempo de apoio no retropé é menor, tendo assim uma menor participação no caminhar que o antepé, região em que são encontrados os valores de maior pressão.

Opila et al. (1990) realizam um estudo que analisa as variáveis cinemáticas da marcha de 14 mulheres usando duas alturas de salto diferentes (16 mm e 61 mm). Através de marcadores anatômicos fixos na parte superior do tronco, no quadril e no membro inferior esquerdo calculam os movimentos rotacionais das articulações desses segmentos através de cinco câmeras de 50 Hz pelo sistema de análise tridimensional do movimento *VICON®*.

As pesquisas voltadas para verificar a influência do salto alto na coluna vertebral ainda são escassas, além de serem realizadas durante posturas estáticas. Consideramos que na postura estática a forma da coluna vertebral pode apresentar reminiscências de posturas assumidas anteriormente que mascaram ou afetam as informações relativas às condições impostas pelo uso de salto. No caso dinâmico, consideramos que este efeito é pelo menos reduzido, principalmente pela ação dos músculos e articulações durante o movimento.

O estudo de Opila et al. (1988) mostra a comparação entre o uso de sapato de salto e a condição descalça e relatam uma diminuição da curvatura da região lombar no uso do salto. Neste estudo utilizam marcadores anatômicos que permitem quantificar a inclinação da pelve, a redução da distância do ângulo do joelho da linha de gravidade, e o deslocamento posterior da cabeça e da coluna torácica, mas o autor relata que os dados encontrados podem conter erros na medição pelo fato da coleta de dados ser realizada durante a postura estática.

De Lateur et al. (1991) mostram a partir de hastes montadas sobre uma base fixa através de adesivos em T12 e S2 que o uso de salto alto provoca uma diminuição não significativa da lordose lombar em um grupo de mulheres e um aumento significativo em um grupo de homens. Neste estudo, foram utilizados três tipos diferentes de alturas dos calçados para cada gênero, e o teste descalço para ambos. Relatam ainda que há uma modificação não significativa da posição do centro de gravidade devido ao uso de salto. Também relatam a existência de uma compensação anatômica que ocorre nos membros inferiores dada por uma hiperextensão da articulação do joelho.

Snow e Williams (1994) realizam um estudo com 11 mulheres na postura estática e durante a caminhada sob a influência de três saltos de diferentes alturas (19.1, 38.1 e

76.2 mm). Durante a postura estática calculam a média do ângulo de curvatura lombar a partir de marcadores sobre a pele em L1 e S2. Para o calculo do ângulo lombar é utilizado uma régua flexível que reproduz a curva entre L1 e S2. Neste calculo não encontram diferenças significativas na média da curva da região lombar em função da altura dos saltos. Também verificam, a inclinação pélvica em relação as diferentes alturas dos saltos durante a postura estática a partir de medidas realizadas entre as espinhas ilíacas ântero-superiores e pósterio-superiores e o chão, e não encontram diferenças significativas entre as inclinações pélvicas e as alturas dos saltos. Neste estudo, encontram compensações que ocorrem no tronco e nos membros inferiores em relação ao aumento da altura dos saltos. Essas compensações são relativas ao aumento significativo na flexão do tronco, na flexão plantar no tornozelo, na diminuição do ângulo máximo do joelho durante a fase de balanço e na velocidade de extensão do joelho.

Franklin et al. (1995) relatam que as dores nas costas podem ser provocadas pelo salto alto, pois o salto causa a diminuição da curva normal da lordose lombar e uma retroversão pélvica. A diminuição da lordose lombar foi calculada no plano sagital entre a linha sagital de orientação e L1 e L5.

Lee, Jeong e Freivalds (2001) procuram explicar o desconforto e a fadiga relatada pelas mulheres devido à mudança na postura assumida com o uso do salto alto pela diminuição da lordose lombar, mudança do centro de massa, pelas forças de compressão na coluna lombar e a compensação dada pelo aumento da atividade muscular no músculo eretor da espinha. Neste estudo utilizam 5 mulheres saudáveis na postura estática e durante o caminhar com 3 alturas diferentes de salto (0; 45 e 80 mm). É realizado o cálculo do ângulo de flexão lombar a partir de 3 pontos marcados na lateral do tronco de cada sujeito, e quantificado através de fotografias na postura estática. Os dados permitem concluir que há uma diminuição não significativa do ângulo de flexão lombar, um aumento significativo na altura do centro de massa e o surgimento de uma força adicional de compressão na coluna lombar causada pela mudança da lordose lombar com o aumento da altura dos saltos. Também é verificado por análise eletromiográfica o aumento da atividade do músculo eretor da espinha com o aumento

da altura dos saltos.

Manfio et al. (2003) realizam um estudo no qual avaliam características cinemáticas e da força vertical durante a marcha através do sistema Peak Motus® com 4 câmeras digitais e duas plataformas de força AMTI®. Neste estudo 7 voluntárias caminham em 5 situações diferentes, descalça e com saltos de alturas diferentes (5, 25, 55 e 85 mm). As alterações cinemáticas são obtidas através do cálculo do ângulo médio de inclinação pélvica (média dos ângulos de ântero-versão pélvica) que mostra uma diminuição do ângulo de ântero-versão pélvica entre a situação descalça e com sapato de salto de 85 mm, podendo estar associada a uma diminuição da curvatura lombar, e o aumento da ântero-versão pélvica durante a marcha com sapato de salto 5 mm e de 25 mm quando comparado à situação descalça. Sendo assim, os pesquisadores concluem que o salto baixo provoca um aumento da ântero-versão pélvica e o salto alto uma diminuição comparada com a situação descalça. Também foi medido o ângulo de flexão do joelho e verificado uma hiperextensão do joelho no final da fase do apoio simples, uma diminuição da dorsiflexão do tornozelo e um aumento na flexão plantar.

Como a maioria dos estudos foram realizados durante posturas estáticas e consideraram a coluna vertebral como segmento rígido, comprometendo a medição das adaptações sutis da coluna vertebral, optamos por realizar este estudo durante posturas dinâmicas e considerar a coluna vertebral como uma curva contínua.

Assim, o estudo proposto nesta dissertação de mestrado visa adequar a metodologia não invasiva, descrita por Brenzikofer et al. (2000 e 2001) para verificar as adaptações ocorridas nas curvas da coluna vertebral sob a influência de diferentes alturas de saltos durante a marcha. Esta metodologia permitirá descrever as curvas da coluna vertebral em movimento em toda sua extensão.

II – OBJETIVO

2.1 - Objetivo Geral

Estudar as adaptações ocorridas nas curvas da coluna vertebral durante a marcha na esteira ergométrica em função da altura dos saltos dos calçados.

2.2 - Objetivo Específico

Quantificar a curva da coluna vertebral através das curvaturas geométricas 2D em função da altura do salto de calçados, nos planos sagital e frontal durante a marcha em baixa velocidade.

Estudar as adaptações da lordose lombar através dos dados quantitativos da curvatura geométrica 2D.

Identificar os momentos no ciclo da passada em que ocorrem as adaptações significativas da lordose lombar.

Relacionar as adaptações da lordose lombar com as orientações da pelve e da parte inferior da coluna torácica durante a marcha em função da altura do salto dos calçados.

III – METODOLOGIA

3.1. Descrição do Protocolo do Experimento

3.1.1 – Amostra

Para o experimento utiliza-se uma amostra composta por três voluntárias não sedentárias, saudáveis do sexo feminino, entre 24 e 27 anos de idade, peso entre 49 e 54 quilos e altura entre 1,50 e 1,67 metros, que apresentam postura normal e não possuem histórico de disfunção locomotora.

O movimento realizado pelas voluntárias é a marcha com calçados de diferentes alturas de saltos, realizada sobre uma esteira ergométrica horizontal regulada a baixa velocidade (0.53 [m/s]).

As voluntárias são acostumadas a caminhar em esteira ergométrica e tem o hábito de usar calçados de salto alto.

Os calçados utilizados pertencem às próprias voluntárias e isto permite proporcionar maior conforto durante o uso, pois os calçados já estão moldados conforme a anatomia dos pés de cada voluntária, não necessitando de um período de adaptação aos calçados. Por isso, os calçados foram selecionados pelo critério de altura dos saltos e não pelo modelo, podendo haver testes com sandálias ou com tamancos, dependendo da disponibilidade dos calçados de cada uma das voluntárias.

A altura dos calçados utilizados foram ordenados de S2 a S6 para cada uma das voluntárias (Quadro 1) e S1 considerada a situação descalça.

As alturas dos saltos são definidas pela diferença de altura do solado posterior e anterior dos calçados, correspondentes à região do retropé (ossos do tarso) e antepé (região do metatarso) respectivamente.

Desta forma, respeitamos a convenção utilizada por Brino, Avila e Souza (2003) que determinam o salto positivo e o salto negativo. Consideram-se os calçados que apresentam a espessura do solado maior na região posterior do que na anterior, onde o pé assume a posição de flexão plantar, com valor positivo (salto positivo) e os calçados

que apresentam a espessura do solado maior na região anterior do que na posterior, o pé assume a posição de dorsiflexão, com valor negativo (salto negativo).

O teste realizado descalço é considerado com o valor de 0 mm, e os calçados utilizados neste estudo são todos de saltos positivos para as três voluntárias. Sendo assim, cada uma das voluntárias realiza a marcha em seis situações diferentes, denominadas S1, S2, S3, S4, S5 e S6. A situação descalça (S1) é realizada no primeiro teste para todas as voluntárias e os outros testes são realizados em ordem aleatória dos saltos.

Voluntárias	Alturas dos Saltos dos Calçados [mm]					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
P1	0	01	37	49	73	83
P2	0	10	17	38	60	65
P3	0	10	53	70	85	90

Quadro 1 – Alturas dos saltos dos calçados utilizados pelas voluntárias P1, P2 e P3.



Figura 1 - Ilustração dos cinco calçados utilizados no experimento pela voluntária P1.

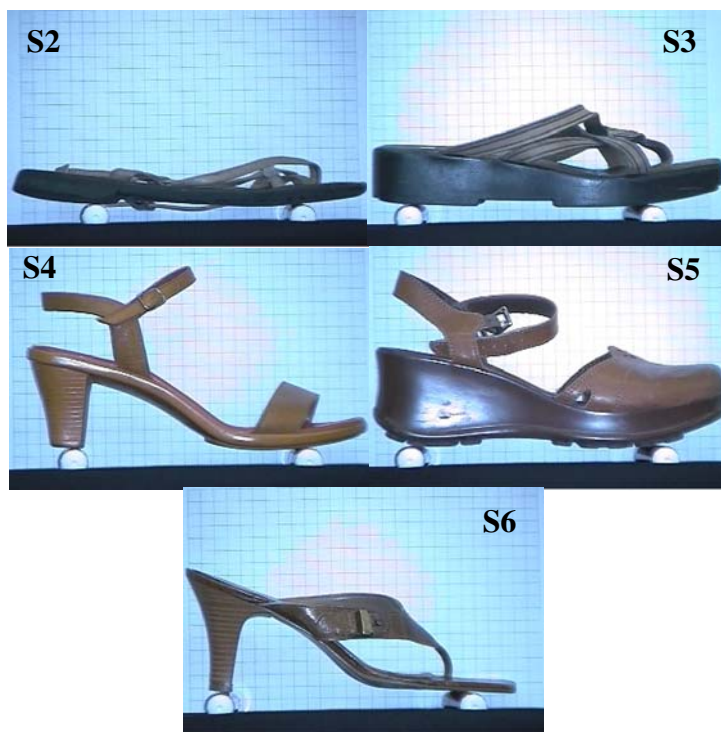


Figura 2 – Ilustração dos cinco calçados utilizados no experimento pela voluntária P2.



Figura 3 – Ilustração dos cinco calçados utilizados no experimento pela voluntária P3.

Para a realização dos testes as voluntárias usaram touca de natação e uma vestimenta do tipo biquíni, este último confeccionado especialmente para que o dorso permaneça descoberto (Fig. 4).



Figura 4 –Vestimenta usada pelas voluntárias durante o experimento.

Antes da realização dos testes, o projeto do estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade e as voluntárias foram devidamente orientadas de acordo com o “Termo de Consentimento Livre e Esclarecido” (Anexo 1).

A coleta de dados foi realizada no Laboratório de Fisiologia do Exercício da Unicamp e para a obtenção das variáveis cinemáticas foi realizado um protocolo experimental o qual será descrito, apresentando desde a preparação das voluntárias e do ambiente para o experimento até a transformação das imagens em vídeo para coordenadas tridimensionais a serem quantificadas.

3.1.2 - Marcação do Voluntário

Para obter a curva representativa da coluna vertebral posicionam-se marcadores ao longo da linha desenhada pelos processos espinhosos das vértebras no dorso das voluntárias. Para esta marcação são utilizados discos adesivos analérgicos, planos, retro-reflexivos, de 5 mm de diâmetro. Para a marcação dos membros inferiores, utilizam-se três esferas de 15 mm de diâmetro, retro-reflexivas fixadas sobre um suporte adesivo analérgico (Fig. 5).

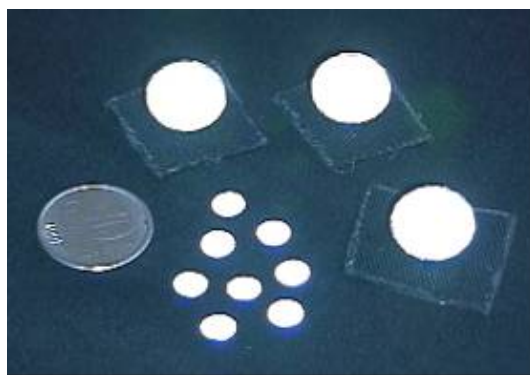


Figura 5 – Adesivos planos e esféricos utilizados para marcação das voluntárias.

A Fig. 5 mostra os marcadores adesivos comparados a uma moeda atual de 10 centavos de Real da cor prata, servindo de referência para a comparação entre os tamanhos dos marcadores.

Para a representação da coluna vertebral são inicialmente identificados e marcados os processos espinhosos das vértebras T1, T6, T12, L4 e a posição mediana das espinhas ilíacas pósterio-superiores (EIPS). Para garantir a identidade destes marcadores no futuro são colocados cinco pares de marcadores bilateralmente a uma distância de 7 [cm] de cada um dos processos espinhosos das vértebras marcadas e no local correspondente às espinhas ilíacas pósterio superiores.

Estes marcadores bilaterais poderão também servir para detectar e quantificar oscilações do dorso.

Marcadores intermediários são então colocados para completar a linha que representa a coluna vertebral entre as regiões sacra e occipital (Fig. 6).

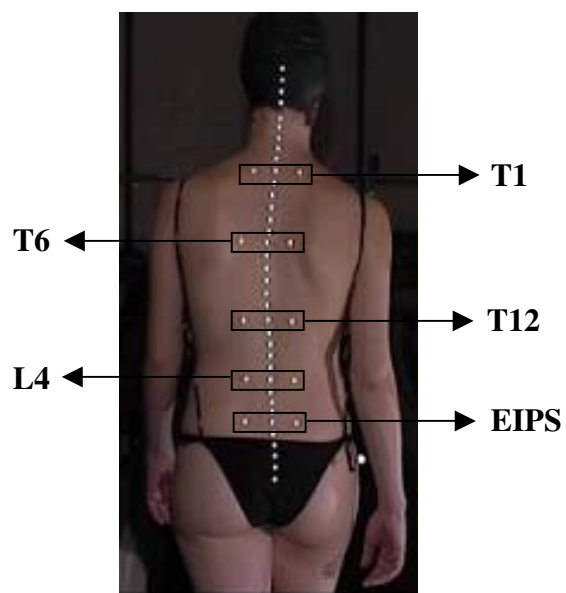


Figura 6 – Marcadores representando a coluna vertebral e marcadores bilaterais que permitem definir cada região da coluna.

A experiência em outros estudos realizados com esta metodologia mostra que deve haver uma distância entre os marcadores de 2,0 a 2,3 cm (BRENZIKOFER et al, 2001). Desta forma, de acordo com as estaturas das voluntárias foram fixados 36 marcadores adesivos no alinhamento da coluna vertebral da voluntária P1e 40 marcadores adesivos na voluntária P2 e P3.

Os marcadores colocados na touca e no calção são utilizados para auxiliar os ajustes das funções nas extremidades da curva representativa da coluna vertebral e descartados na análise.

3.1.3 - Preparação da sala e do equipamento a ser utilizado

Para o estudo, cada voluntária caminha sobre uma esteira ergométrica horizontal regulada a baixa velocidade (0.53 [m/s]); quatro câmeras digitais JVC modelo GR-DVL9500, com frequência de captura de 60 quadros por segundo registram as imagens em fitas de vídeo tipo mini DV *Linear Plus Panasonic*. A cada câmera é associado um iluminador da marca Focal VL – 300 com uma potência de 300W, cuja luz é refletida pelos marcadores.

A disposição dos equipamentos para o experimento se dá da seguinte forma: duas câmeras são posicionadas posteriormente à esteira, fixas a uma haste de ferro vertical localizada a uma distância de 1,3 m da esteira. A distância da câmera superior ao chão é de 2,30 m e da câmera inferior ao chão de 1,70 m. Estas câmeras registram o dorso das voluntárias (Fig. 7).

As outras duas câmeras são posicionadas na lateral da esteira, fixas a tripés e registram os membros inferiores, permitindo assim definir o ciclo da passada.

Para que as imagens possam ser sincronizadas futuramente, é registrado pelas quatro câmeras um sinal dado no início de cada coleta de dados. Neste estudo, o sinal dado foi uma batida de palmas.

A região do espaço de interesse é previamente calibrada, estabelecendo um sistema de referência ortogonal definido por: “x” (horizontal) com sentido positivo na progressão da marcha, “z” (vertical) com sentido de baixo para cima, e “y” (transversal) com direção ortogonal aos outros dois eixos e sentido da direita para a esquerda das voluntárias.

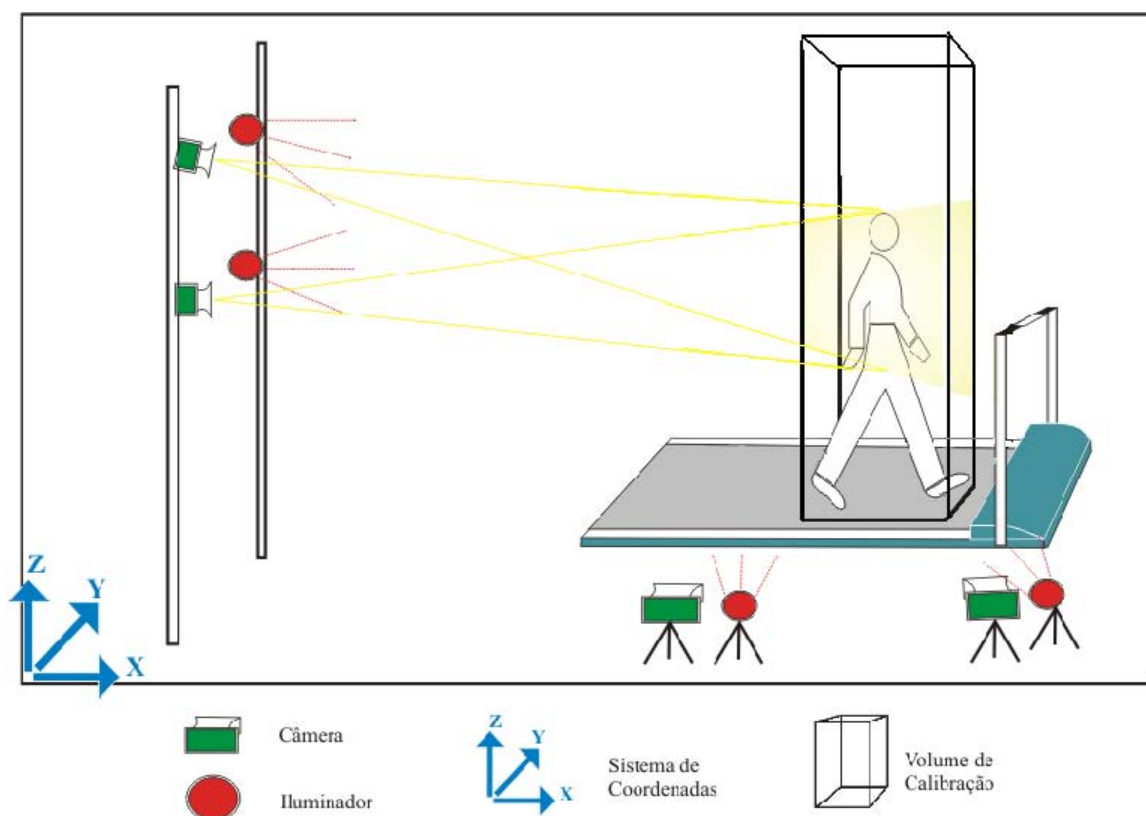


Figura 7 – Ilustração da disposição dos equipamentos para o experimento.

O calibrador é construído com cinco fios de aço com esferas retro-reflexivas em posições conhecidas. Esses fios são fixados numa placa presa no teto do laboratório e, na extremidade inferior de cada fio é fixado um prumo. Os prumos permanecem mergulhados em um recipiente com água para que os fios possam permanecer estáticos, sem oscilações, durante a calibração (Fig. 8)



Figura 8 – Calibrador construído com os fios de prumos.

Os marcadores registrados simultaneamente pelas duas câmeras e situados no volume delimitado pelo calibrador podem ter a localização 3D reconstruída conforme apresentado no item 3.2.3.

3.1.4 - Registro das passadas durante a caminhada

As voluntárias caminham na esteira em 6 situações diferentes: descalço e com cinco calçados de saltos de diferentes alturas, representadas por S1, S2, S3, S4, S5 e S6 respectivamente para as voluntárias (Quadro 1). Primeiro é realizado o teste descalço (S1) e depois em ordem aleatórias os outros testes.

As câmeras registram sem interrupções as imagens desde a calibração até o final do experimento. Para permitir uma adaptação às diferentes situações e à esteira, as voluntárias caminham 2 minutos antes de cada teste, para cada calçado, antes do registro de 30 passadas das quais 16 serão escolhidas para análise.

O ciclo da passada compreende dois passos e é dividido em oito eventos ou fases. Quatro correspondentes aos instantes de contato e retirada dos pés - eventos, e quatro pelos intervalos de tempo de apoio dos pés - fases. Quando necessário, elegemos o quadro mediano de uma fase para representá-la. Usamos neste estudo siglas utilizadas na literatura especializada (ALLARD, STOKES, BLANCHI, 1995) e definimos a passada da seguinte forma: começa-se a partir do evento do toque do pé direito no solo “TPD”, seguindo a fase do primeiro duplo apoio “PrDA”, evento da retirada do pé esquerdo do solo “RPE”, fase do apoio simples do pé direito “ASPD”, evento do toque do pé esquerdo no solo “TPE”, a fase do segundo duplo apoio “SDA”, o evento da retirada do pé direito do solo “RPD”, a fase do apoio simples pé esquerdo no solo “ASPE” e o novo toque do pé direito no solo (TPD) o qual completa e finaliza a passada (Quadro 2).

Divisão da Passada	Seqüência de acontecimentos (Símbolo)	Eventos (E) e Fases (F) da passada	Movimentos observados durante a passada
1º Passo	TPD	Toque Pé Direito no Solo (E)	Dissociação das cinturas e aplicação de força no membro inferior direito.
	PrDA	Primeiro Duplo Apoio (F)	Ântero – versão da Pelve
	RPE	Retirada do Pé Esquerdo do Solo (E)	Aumento da Lordose Lombar
	ASPD	Apoio Simples Pé Direito (F)	Inclinação da Pelve para direita – Desnível da Pelve
2º Passo	TPE	Toque Pé Esquerdo no Solo (E)	Dissociação das cinturas e aplicação de força no membro inferior direito.
	SDA	Segundo Duplo Apoio (F)	Ântero – versão da Pelve
	RPD	Retirada do Pé Direito do Solo (E)	Aumento da Lordose
	ASPE	Apoio Simples Pé Esquerdo (F)	Inclinação da Pelve para esquerda – Desnível da Pelve

Quadro 2 – Relação entre os eventos e fases do ciclo da passada e os movimentos observados durante a marcha.

As fases de duplo apoio são definidas a partir do toque de um pé até a retirada do pé contra lateral. As fases de apoio simples de um pé são definidas a partir da retirada do pé contra lateral até seu próximo apoio.

Para facilitar a identificação dos eventos e fases no ciclo da passada a metodologia apresenta o seguinte gráfico (Fig. 9), onde o ciclo é quantificado de 0 a 100% da passada, os intervalos de tempo de apoio simples de cada pé estão representados por linhas simples e os de duplo apoio por linhas duplas. As informações relativas às linhas superiores da figura se referem ao pé esquerdo e as linhas inferiores ao pé direito.

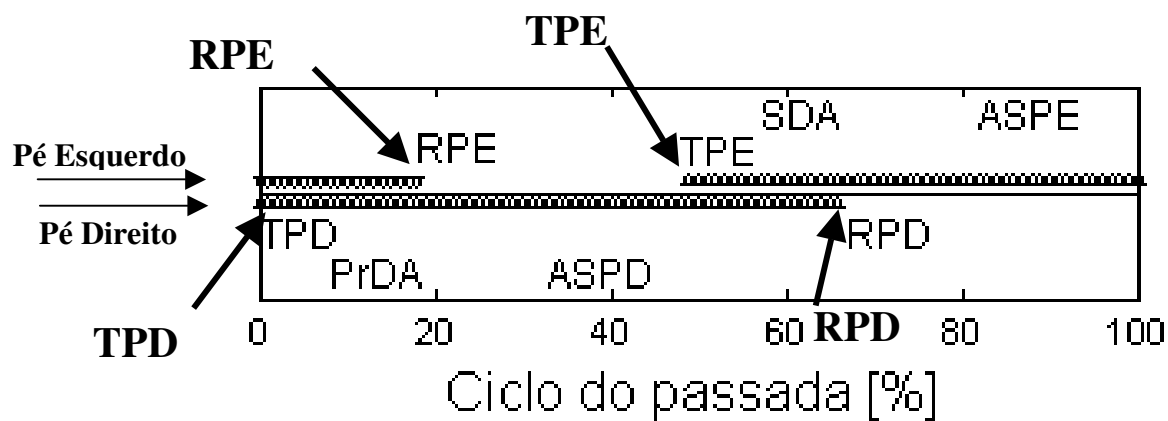


Figura 9 – Gráfico do Ciclo da Passada obtido pela metodologia.

Símbolo	Eventos e Intervalos de tempo da passada
TPD	Toque do Pé Direito
PrDA	Primeiro Duplo Apoio
RPE	Retirada do Pé Esquerdo
ASPD	Apoio Simples Pé Direito
TPE	Toque Pé Esquerdo
SDA	Segundo Duplo Apoio
RPD	Retirada do Pé Direito
ASPE	Apoio Simples Pé Esquerdo

3.2. - Tratamento das Imagens

3.2.1 – Captura das Imagens

Após o registro e a gravação em fita de vídeo as imagens são transferidas para o disco rígido de um microcomputador “Pentium IV®”, com monitor gráfico colorido de alta resolução, através do *software* de captura AMCap – *Capture Application (Sample) Microsoft Corporation*. Os trechos de trinta passadas são gravados em formato AVI (*Audio Video Interleaved*) e armazenados em ambiente computacional para análise.

3.2.2 - Sincronização das imagens e seleção dos quadros

As seqüências de imagens são sincronizadas para permitir definir os momentos coincidentes entre as imagens das quatro câmeras. Para isso usa-se o sinal registrado simultaneamente pelas quatro câmeras que marcavam o início da coleta de dados (batida de palmas). Determinado o início da seqüência de imagens pelo sinal dado, é procurada a imagem do primeiro toque do pé direito no solo, e a partir deste toque são selecionadas as 16 passadas consecutivas para análise.

3.2.3 - Medição e Reconstrução Tridimensional

As imagens das 16 passadas são armazenadas, os procedimentos computacionais com essas seqüências de imagens são executados por aplicativos desenvolvidos no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica (LIB). No software DVIDEOW – Digital Vídeo for Biomechanics for Windows 32 bits descrito por BARROS et al (1999) e FIGUEROA et al (2003) é realizada as operações de sincronização, rastreamento (*tracking*), medição, calibração e reconstrução 3D dos marcadores.

Para obtenção das coordenadas de tela dos pontos de interesse na seqüência das imagens o sistema realiza o rastreamento de todos os marcadores em todos os quadros das imagens para as duas câmeras situadas posteriormente a esteira.

Inicialmente, para a realização do rastreamento, é manualmente delimitada uma região de busca na tela, para que depois os marcadores possam ser rastreados automaticamente pelo sistema. A região delimitada para a busca é o dorso da voluntária na imagem, onde encontram-se os marcadores fixados sob a linha desenhada pelos processos espinhosos da coluna vertebral.

Depois de delimitada a região, usa-se algoritmos para o pré-processamento das imagens: *Inversão*, *Erosão* e *Getmarkers*. *Inversão e Erosão* melhoram o contraste dos marcadores e *Getmarkers* define melhor o contorno, estas ferramentas estão implementadas no software Dvideow e ajudam a simplificar as imagens mantendo as principais características dos marcadores.

O rastreamento é realizado marcador por marcador, em uma sequência ordenada desde a região sacra até a occipital, quadro a quadro. Porém há momentos em que o sistema não consegue identificar e rastrear o marcador desejado; neste caso a medição tem que ser feita manualmente. Nesse estudo foi utilizado o rastreamento semi-automático.

Após a realização destes procedimentos para cada câmera são obtidos dois arquivos de dados com as coordenadas de tela dos marcadores.

Em seguida, é utilizado um algoritmo de verificação desenvolvido no Matlab® que passa os arquivos de dados das medições, relacionando os dados de uma câmera com os da outra e verifica se eles são realmente referentes aos mesmos marcadores nas duas vistas que representam o segmento da coluna vertebral, eliminando os eventuais pontos adicionais encontrados no rastreamento. Como resultado são obtidos dois arquivos de dados (um para cada câmera), apenas com os pontos que representam o segmento da coluna vertebral.

Com as medidas das coordenadas de tela dos marcadores juntamente com as coordenadas espaciais das referências encontradas no sistema de calibração, pode-se reconstruir e localizar os marcadores posicionados no dorso no espaço tridimensional.

O método de calibração e reconstrução 3D utilizado é o DLT ou Transformação Linear Direta (ABDEL – AZIZ, 1971) o qual está implementado no software Dvideow.

Através da reconstrução 3D cria-se um arquivo de dados de coordenadas tridimensionais 'x y z' de cada marcador localizado no dorso da voluntária para cada quadro das 16 passadas. Este arquivo 3D contém todas as informações sobre a posição dos marcadores no espaço e no tempo.

3.3 – Tratamento e Análise dos Dados

3.3.1 – Filtragem dos Dados

As coordenadas 3D apresentam flutuações aleatórias de origem experimentais, que são parcialmente eliminadas utilizando ajustes por spline cúbico implementada em ambiente Matlab®. Os parâmetros do filtro são tais que a correção das coordenadas não ultrapasse de 2 [mm], valor menor do que o raio real do marcador utilizado no dorso das voluntárias.

Além disso, este procedimento permite que a identidade de todos os pontos sejam confirmados e possíveis erros ocorridos no rastreamento ou na correção pelo algoritmo de verificação possam ser identificados e corrigidos obtendo assim um novo arquivo de dados (coordenadas 3D) por marcador no tempo.

3.3.2 - Ciclo Representativo da Marcha

O ciclo representativo da marcha é determinado através do grupamento das informações relevantes das 16 passadas. Para cada altura de salto e para cada voluntária iremos obter um ciclo mais preciso que representa o comportamento cinemático da coluna durante a marcha.

3.3.3 - Representação da Curva da Coluna Vertebral

Para cada quadro da passada, a curva da coluna vertebral é projetada nos planos sagital e frontal e representada por funções polinomiais, $P_x(z)$ e $P_y(z)$, parametrizadas em z (coordenada vertical).

Os polinômios são funções matemáticas contínuas e deriváveis. Estas características permitem uma representação adequada da curva da coluna vertebral. Os ajustes polinomiais são realizados pelo método dos quadrados mínimos. Neste estudo foram utilizados polinômios de grau 9, encontrado a partir do método do Qui-quadrado reduzido (VUOLO, 1992) (BEVINGTON, 1969).

A metodologia descrita acima permite descrever a curva contínua da coluna vertebral.

3.3.4 - Curvatura Geométrica 2D

A partir das primeiras e segundas derivadas das funções polinomiais é calculada a curvatura geométrica 2D para os dois planos de projeção em função da coordenada vertical (z).

A curvatura geométrica de uma curva pode ser definida como o inverso do raio da circunferência que tangencia e se ajusta localmente à curva (LANG, 1970).

Desta forma, a curvatura da coluna vertebral tem, para cada valor da coordenada (z), um valor da curvatura geométrica 2D em cada plano de projeção. Um valor absoluto elevado da curvatura geométrica 2D significa uma curva acentuada enquanto uma curvatura com o valor perto de zero significa um trecho quase retificado.

Se P_y é a função polinomial que descreve a curva $y(z)$ no plano frontal, e $\frac{dP_y}{dz}$ e $\frac{d^2P_y}{dz^2}$ são a primeira e segunda derivadas de P_y , em relação a z , a curvatura geométrica bidimensional (K_y), é calculada pela equação:

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

Equação 1: Equação da curvatura geométrica bidimensional (K_y) no plano frontal.

O sinal da curvatura geométrica 2D depende do sinal da 2ª derivada e está relacionado com a convexidade/concavidade da curva. Com as nossas convenções, no plano sagital, a convexidade da curva voltada posteriormente corresponde a valores de curvatura geométrica positiva e a convexidade voltada anteriormente a valores de curvatura geométrica negativa.

No plano frontal, a convexidade para direita corresponde a valores de curvatura geométrica 2D positiva e a convexidade para a esquerda a valores de curvatura geométrica 2D negativa.

Para simplificar a leitura as curvaturas geométricas 2D serão em geral referidas no texto a seguir pelo termo curvatura ou curvatura 2D.

3.4 - Informação Fornecida sobre a Curvatura Geométrica 2D pela Metodologia.

A metodologia utilizada apresenta os resultados de curvatura 2D na forma de gráficos, tanto para o plano frontal como para o plano sagital. Estes gráficos permitem observar as características relevantes da curvatura 2D de cada região da coluna vertebral durante o ciclo completo da marcha.

Exemplos de gráficos das sobreposições das curvaturas 2D nos dois planos de projeção, frontal e sagital são reproduzidas na Figura 10.

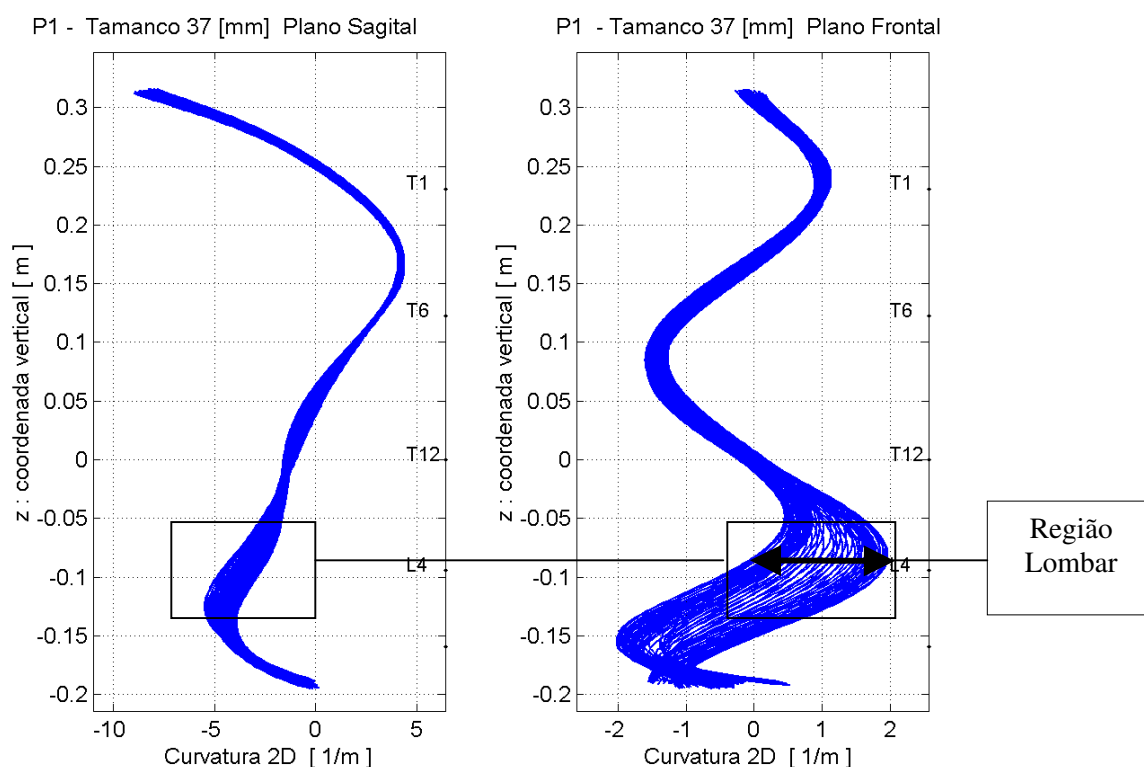


Figura 10 - Gráficos com a Sobreposição das Curvaturas 2D de todos os instantes do ciclo da passada.

Estes gráficos contém as curvas contínuas que representam a curvatura da coluna vertebral em todos os instantes do ciclo representativo da marcha. A abscissa é representada pelo valor de curvatura 2D [1/m] e a ordenada pela coordenada vertical z [m]. As siglas T1, T6, T12 e L4, correspondem aos processos espinhosos e permitem definir as regiões da coluna vertebral.

Para estes gráficos o ponto da curva que representa o processo espinhoso T12 corresponde à origem do sistema de coordenadas.

Um par destes gráficos (Fig. 10) é obtido para todas as alturas dos saltos, e a partir deles é possível analisar as amplitudes de oscilações das curvaturas 2D em cada região da coluna vertebral, e verificar parte das adaptações ocorridas para cada altura de salto nos dois planos de projeção, sagital e frontal. Porém, não permite acompanhar e identificar os momentos de ocorrência dessas adaptações ao longo do ciclo da passada.

Por isso, um outro tipo de gráfico permite acompanhar, em detalhe, as adaptações das curvaturas 2D de uma região específica da coluna vertebral, em função do tempo, durante o ciclo.

Na Figura 11, os cinco primeiros gráficos contêm as informações do comportamento das curvaturas ao longo do ciclo em cinco locais de z escolhidos. Para cada um a abscissa representa o ciclo representativo da marcha em porcentagem e a ordenada a curvatura 2D, na região estudada da coluna vertebral. Na figura 11 os z escolhidos referem-se à região de maior adaptação – região lombar - os valores de z dessa região estão entre -0.06 e -0.12.

O sexto gráfico, apresenta o ciclo representativo da marcha e nele relaciona os eventos do ciclo da passada, como apresenta na figura 9, que permitiu o acompanhamento da movimentação da curvatura nos cinco primeiros gráficos da figura.

Os resultados obtidos através destes gráficos serão exemplificados e apresentados em cada sub capítulo. Porém, o conjunto completo de gráficos referentes aos resultados desta pesquisa para cada voluntária e para todas as alturas de salto estarão nos Anexos 2 à 5.

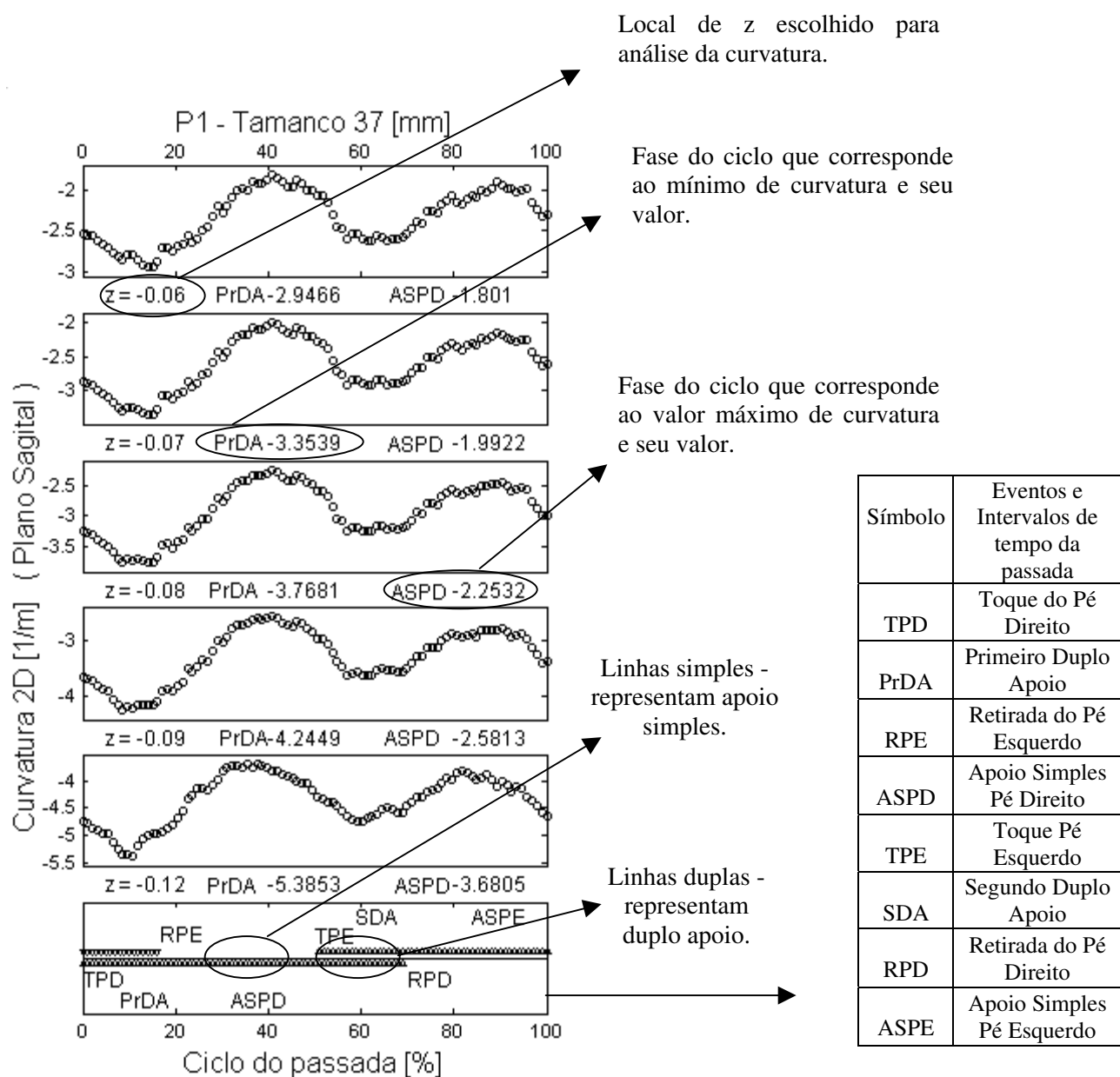


Figura 11 – Gráficos que permitem acompanhar o comportamento da curvatura geométrica 2D em função do ciclo da passada, no plano sagital, em cinco locais de z escolhidos, na região lombar, para a voluntária P1 com o salto de 37 mm.

Nesta pesquisa, foram estudadas adaptações em todas as regiões da coluna vertebral, nos dois planos de projeções, porém foram somente encontradas adaptações significativas na região lombar, em ambos os planos de projeção.

Nas convenções adotadas para as curvaturas 2D, no plano sagital, foi referido que a convexidade da curva voltada posteriormente corresponderia à valores de curvatura 2D positiva e a convexidade voltada anteriormente à valores de curvatura 2D negativa. Como as curvaturas 2D da região lombar apresentam apenas valores negativos devido à convexidade de sua curva estar voltada anteriormente, utilizaremos então, na apresentação dos resultados, apenas o seu valor absoluto que chamaremos de curvatura da lordose lombar.

Através do aumento ou da diminuição da curvatura da lordose lombar poderemos mostrar a tendência de acentuar ou de retificar a curva dessa região respectivamente.

No plano frontal, a coluna vertebral deveria descrever uma reta, mas na pratica isso não é possível. Neste plano, a coluna apresenta curvas naturais próprias de cada indivíduo, em torno das quais aparecem as adaptações relacionadas ao movimento executado. Assim, os valores das curvaturas 2D encontradas na região lombar, oscilam entre valores positivos e negativos.

Dessa forma, para ambos os planos, os valores de curvatura da lordose lombar que se afastam de zero representam a acentuação da curva e os valores que se aproximam de zero a tendência de retificação da curva.

O coeficiente de correlação linear utilizado neste estudo foi de Pearson e o nível de significância considerado foi de $p < 0.05$ (FISHER, 1970).

3.5 - Ciclo da Pelve e do Tronco

Para a análise e a orientação dos movimentos da pelve aproveitamos de uma característica anatômica do complexo sacro-ilíaco. A parte inferior da coluna é formada pelo osso sacro que se articula com a cintura pélvica pela articulação sacro-ilíaca. Esta articulação possui pouca mobilidade, e esta estabilidade é garantida pelos músculos adjacentes e pela força dos ligamentos interósseos (WALKER, 1992). Consideramos então o complexo sacroilíaco como um segmento rígido, seguindo a hipótese feita por STURESSON (1989).

Sendo assim, podemos observar a orientação da pelve através da orientação do segmento sacral da coluna vertebral, mais precisamente através da orientação da reta tangente à curva representativa da coluna nesta região.

A variação da orientação da pelve durante a marcha é acompanhada através da orientação de um vetor tangente à curva da coluna vertebral na sua parte inferior, neste caso escolhemos a segunda vértebra sacra da coluna que corresponde aos marcadores bilaterais das espinhas ilíacas pósterio superiores da pelve indicados como EIPS. O prolongamento deste vetor intercepta e marca um plano transversal virtual, horizontal, acima da pelve onde desenha uma figura que permite acompanhar a orientação da pelve. Como a marcha é cíclica chamamos esta figura de “Ciclo da Pelve”.

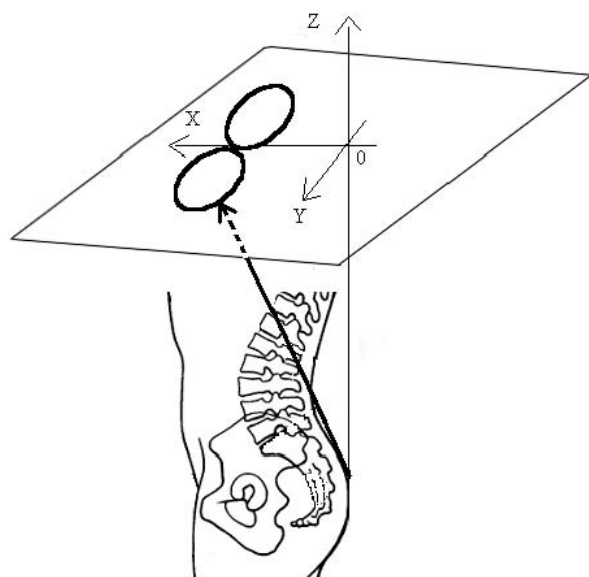


Figura 12 – Ilustração do método de obtenção do Ciclo da Pelve.

Matematicamente a orientação deste vetor é dada a partir das derivadas da curva da coluna na região escolhida e quantificado pela tangente do ângulo que o vetor faz com a vertical. A origem (coordenada 0,0) da figura se encontra na vertical acima do marcador na segunda vértebra sacral.

Os movimentos de rotação da pelve para frente e para trás são chamados ântero-versão e retroversão, respectivamente. Os movimentos para a direita e para a esquerda são chamados de inclinações laterais.

Para a análise da passada, o ciclo é dividido em quatro quartis identificados por cinco momentos, *I* - o início que corresponde ao contato do pé direito no solo, *Q1* - representa 1/4 do ciclo, *M* - metade do ciclo, *Q3* - 3/4 do ciclo e *F* - o final do ciclo (Fig 13 e 14).

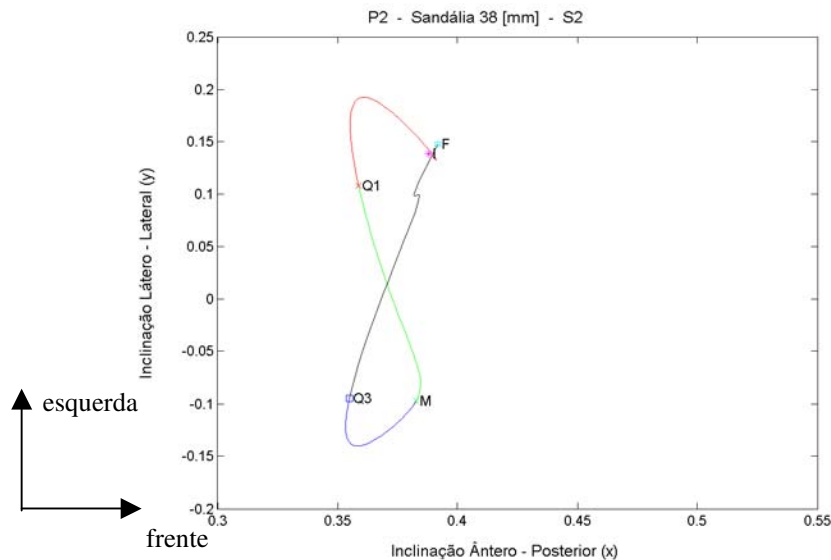


Figura 13 – Ciclo da Pelve descrevendo as inclinações laterais (direita e esquerda) e as inclinações ântero – posteriores (ântero-versão e retroversão respectivamente) para a voluntária P2, durante o teste com a sandália de 38 mm, o vetor orientado no nível da segunda vértebra sacral (S2).

A região torácica da coluna vertebral não apresenta características anatômicas que permitem descrevê-la como segmento rígido. As doze vértebras torácicas são articuladas entre si aos doze pares de costelas, apresentando uma flexibilidade limitada nesta região. Mesmo assim, e com a única finalidade de observar e comparar a orientação da parte inferior da coluna torácica calculamos o “Ciclo do Tronco” na região T12 aplicando o mesmo método que gera o “Ciclo da Pelve”. Para isso, chamamos de segmento T12 um segmento de reta tangente à curva representativa da coluna vertebral na altura do marcador da décima segunda vértebra torácica.

Os movimentos realizados pelo segmento de T12 são de inclinação para frente e para trás, chamada de flexão e extensão e de inclinação para a direita e esquerda.

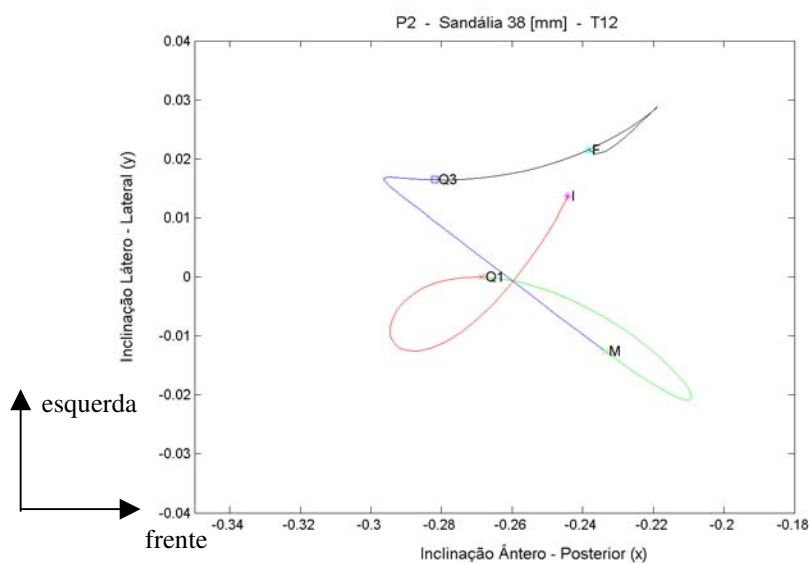


Figura 14 – Ciclo do Tronco descrevendo as inclinações laterais (direita e esquerda) e as inclinações ântero – posteriores (para flexão e extensão respectivamente).

Para cada ciclo dois tipos de informações serão exploradas:

1º - O próprio ciclo que mostrará pelo seu formato a orientação do segmento estudado durante um ciclo da marcha.

2º - A posição média do ciclo em relação à origem, tanto das inclinações ântero-posteriores e lâtero-laterais, permitirão comparar ciclos diferentes, obtidos em condições diferentes (por exemplo: durante a marcha com diferentes alturas dos saltos). Desta forma, poderemos procurar identificar como a tendência à retificação da lordose lombar se relaciona à orientação da pelve e do segmento torácico inferior.

IV - RESULTADOS e DISCUSSÃO

Os resultados apresentados se referem aos valores de curvaturas geométricas 2D, da região lombar, obtidas para cada voluntária em função da altura dos saltos dos calçados utilizados, no plano sagital e frontal, e em relação aos ciclos da pelve e do tronco.

As outras regiões da coluna vertebral, como torácica e cervical também foram analisadas em relação à curvatura geométrica 2D, porém não foram encontrados efeitos significativos em função da altura dos saltos.

Os resultados apresentados foram obtidos da análise de 18 seqüências de 16 passadas, sendo 6 testes realizados por cada voluntária, um para cada altura de salto.

O texto mostra a adaptação da lordose lombar durante o ciclo da passada, e separada no 1º e 2º passo; a identificação dos momentos do ciclo da passada em que acontecem as adaptações características da curva da lordose lombar. Em seguida, a amplitude de oscilação da curvatura geométrica 2D, no plano frontal e por final os ciclos da pelve e do tronco.

Utilizaremos no decorrer do texto os termos curvatura ou curvatura 2D para todos os resultados referidos a curvatura geométrica bidimensional.

4.1 – Adaptação da Lordose Lombar.

Durante o andar as curvas da coluna vertebral variam e se adaptam de acordo com a postura assumida pelo corpo. Os saltos de diferentes alturas influenciam na postura e provocam adaptações nas curvas da coluna. Assim, variações e adaptações da lordose lombar podem aparecer em função do aumento da altura dos saltos, durante o caminhar.

A curvatura da lordose lombar varia durante o ciclo da marcha e oscila entre um valor máximo e um valor mínimo. Estes valores extremos são analisados a seguir para cada voluntária a cada altura de salto.

Voluntárias	Saltos						Correlação Linear	Probabilidade
	S1	S2	S3	S4	S5	S6		
P1 – máximo	3.99	4.05	3.64	3.69	3.61	3.63	r= -0.9047	p<0.01
P1 – mínimo	2.60	2.57	2.21	2.02	1.99	1.48	r= -0.9525	p<0.01
P2 – máximo	8.23	7.13	7.33	7.02	7.03	6.93	r= -0.7317	p ~0.1
P2 – mínimo	5.95	5.80	5.66	5.59	5.35	5.35	r= -0.9787	p<0.01
P3 – máximo	4.44	3.89	3.22	3.20	3.27	3.25	r= -0.8978	p< 0.05
P3 – mínimo	2.91	2.70	2.21	2.30	2.28	2.17	r= -0.9265	p<0.01

Tabela 1 – Valores Máximos e Mínimos de Curvatura da Lordose Lombar [1/m] em função da altura dos saltos.

Nos resultados encontrados, tanto os máximos quanto os mínimos de curvatura da lordose lombar tendem a diminuir em função do aumento da altura dos saltos. Assim, conclui-se que as três voluntárias apresentam uma tendência à retificação da curva da lordose lombar em função do aumento da altura dos saltos. A correlação linear entre a curvatura e a altura do salto permite verificar que esta diminuição é significativa para as voluntárias P1 e P3 e para a voluntária P2 há uma tendência não significativa nos máximos, mostrando apenas uma forte adaptação da condição descalça para o primeiro salto (S2), mas é significativa a diminuição nos mínimos de curvatura da lordose lombar.

Os resultados encontrados na literatura nos estudo de Opila et al (1988), De Lateur et al (1991), Snow e Williams (1994) e Lee, Joeng e Freivalds (2001) relatam uma diminuição não significativa da lordose lombar com o aumento da altura dos saltos, na postura estática. Já o estudo de Franklin et al. (1995) constataram uma diminuição da lordose lombar durante a postura estática entre o teste descalço e o salto positivo.

Neste estudo, os resultados encontrados permitem verificar que durante o movimento as adaptações realizadas pela curva da lordose lombar se tornam muito mais evidente do que em posturas estáticas.

Os gráficos da Figura 15 mostram a tendência à diminuição dos valores máximos e mínimos de curvatura da lordose lombar em função do aumento da altura dos saltos.

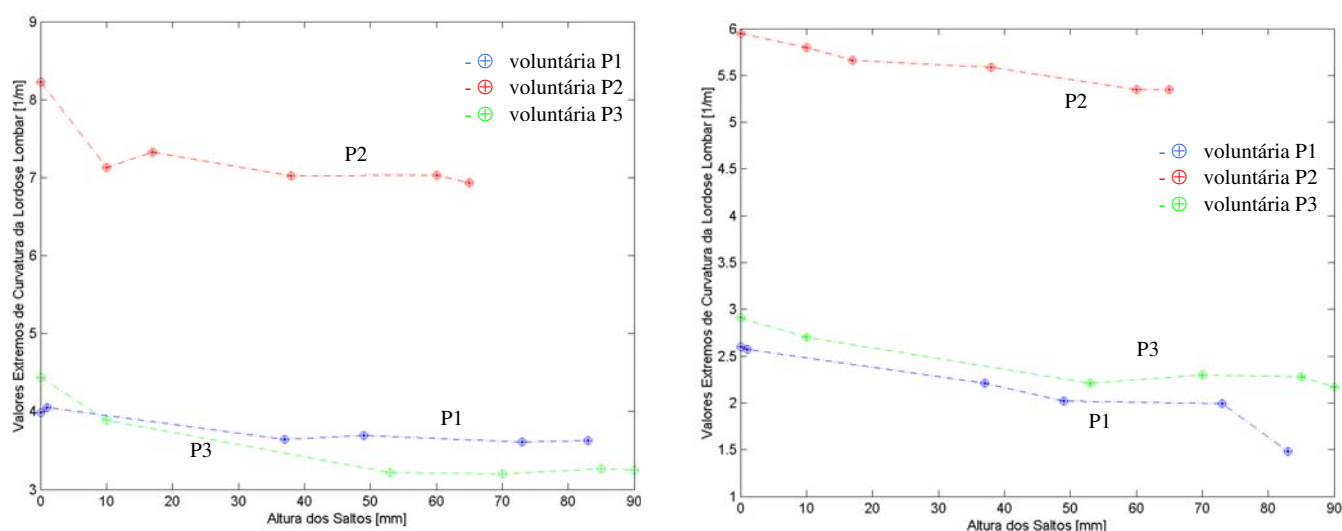


Figura 15 – Gráficos dos Valores Máximos (esquerda) e Valores Mínimos (direita) de Curvatura da Lordose Lombar [1/m] em função do salto.

4.2 – Adaptação da Lordose Lombar nos 1º e 2º Passos.

Para detalhar a tendência à retificação da curva da lordose lombar, decorrente do aumento da altura dos saltos, e verificar onde ocorreu a adaptação não significativa realizada pela voluntária P2, foram analisados separadamente os valores de curvatura nos 1º e 2º passos, para as três voluntárias.

A tabela 2 mostra os valores extremos que ocorrem no 1º passo e a tabela 3 no 2º passo, para as três voluntárias, encontrados nos gráficos do Anexo 2.

Voluntárias	Saltos						Correlação Linear	Probabilidade
	S1	S2	S3	S4	S5	S6		
P1 - máximo	3.86	4.05	3.64	3.69	3.61	3.63	r= -0.8539	p<0.05
P1 - mínimo	2.67	2.57	2.21	2.02	1.99	1.48	r= -0.9548	p<0.01
P2 - máximo	8.22	6.96	7.28	6.98	7.01	6.88	r= -0.6674	ns
P2 - mínimo	6.01	5.80	5.66	5.59	5.35	5.35	r= -0.9678	p<0.01
P3 – máximo	4.44	3.75	3.22	3.20	3.08	3.08	r= -0.9195	p<0.01
P3 – mínimo	3.40	2.91	2.36	2.43	2.31	2.25	r= -0.9304	p<0.01

Tabela 2 – 1º Passo - Valores Extremos de Curvatura da Lordose Lombar [1/m] respectivamente para as voluntárias P1, P2 e P3 em função da altura dos saltos (ns: *não significativo*).

Voluntárias	Saltos						Correlação Linear	Probabilidade
	S1	S2	S3	S4	S5	S6		
P1 - máximo	3.95	3.68	3.13	3.16	2.93	2.96	r= -0.9365	p<0.01
P1 - mínimo	2.62	2.72	2.41	2.20	2.43	2.00	r= -0.8454	p<0.05
P2 - máximo	8.05	7.13	7.28	6.95	6.84	6.83	r= -0.8158	p<0.05
P2 - mínimo	6.16	5.92	5.99	5.85	5.66	5.60	r= -0.9617	p<0.01
P3 – máximo	4.19	3.89	3.22	2.66	3.27	3.25	r= -0.8167	p<0.05
P3 - mínimo	2.91	2.70	2.21	2.30	2.28	2.17	r= -0.9265	p<0.01

Tabela 3 – 2º Passo - Valores Extremos de Curvatura da Lordose Lombar [1/m] respectivamente para as voluntárias P1, P2 e P3 em função da altura dos saltos.

Os valores encontrados confirmam a diminuição da curva da lordose lombar durante ambos os passos do ciclo da passada, em função da altura dos saltos dos calçados para as três voluntárias. Também foi possível localizar no 1º passo a origem da característica atípica de ocorrência do efeito não significativo para a voluntária P2.

Os resultados encontrados neste estudo podem mostrar as adaptações pessoais das curvas da lordose lombar de cada indivíduo durante a marcha.

4.3 – Identificação dos Momentos do Ciclo da Passada onde Ocorrem os Extremos da Adaptação da Lordose Lombar.

A análise do ciclo da passada permite notar em quais eventos e fases da passada os extremos de curvatura da lordose lombar aparecem, permitindo assim observar se há um “padrão” na ocorrência dos máximos e dos mínimos em relação à passada, tanto para o 1º quanto para o 2º passo.

A tabela 4 permite verificar em quais eventos e fases do ciclo da passada ocorreram os mínimos de curvatura da lordose lombar, para as voluntárias P1, P2 e P3, no 1º e 2º passo.

Voluntárias e Passos	Saltos					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
P1 - 1º Passo	ASPD	ASPD	ASPD	ASPD	ASPD	ASPD
P2 - 1º Passo	TPD	ASPD	ASPD	ASPD	ASPD	ASPD
P3 - 1º Passo	ASPD	ASPD	ASPD	ASPD	PrDA	ASPD
P1 - 2º Passo	ASPE	ASPE	ASPE	ASPE	ASPE	ASPE
P2 - 2º Passo	ASPE	ASPE	ASPE	ASPE	ASPE	ASPE
P3 - 2º Passo	ASPE	ASPE	ASPE	ASPE	ASPE	ASPE

Tabela 4 – Eventos e Intervalos de ocorrência dos Mínimos das Curvaturas da Lordose Lombar [1/m] em função da altura dos saltos, no 1º e 2º passo, para as Voluntárias P1, P2 e P3.

Os mínimos de curvatura da lordose lombar ocorrem nos intervalos de apoio simples, primeiramente direito (ASPD) e depois esquerdo (ASPE), para o 1º e 2º passo respectivamente.

Verificam-se somente duas diferenças na ocorrência do valor mínimo encontradas no 1º passo. No teste descalço (S1) para a voluntária P2 apresenta-se durante o evento do toque do pé direito no solo (TPD) e no teste S5 para a voluntária P3 apresenta-se no intervalo do primeiro duplo apoio (PrDA).

Na tabela 5, pode-se verificar em quais eventos e intervalos do ciclo da passada ocorreram os máximos de curvatura da lordose lombar, para as voluntárias P1, P2 e P3, no 1º e 2º passo.

Voluntárias e Passos	Saltos					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
P1 - 1º Passo	PrDA	PrDA	PrDA	PrDA	PrDA	PrDA
P2 - 1º Passo	ASPD	SDA	PrDA	PrDA	PrDA	PrDA
P3 - 1º Passo	PrDA	PrDA	ASPD	PrDA	PrDA	PrDA
P1 - 2º Passo	SDA	SDA	SDA	SDA	SDA	SDA
P2 - 2º Passo	RPD	PrDA	SDA	SDA	SDA	SDA
P3 - 2º Passo	SDA	ASPE	ASPE	SDA	ASPE	ASPE

Tabela 5 – Eventos e Fases de ocorrência dos Máximos das Curvaturas da Lordose Lombar [1/m] em função da altura dos saltos, no 1º e 2º passo, para as Voluntárias P1, P2e P3. As Siglas estão no item 3.1.4.

Os máximos de curvatura da lordose lombar ocorrem na maioria das alturas dos saltos nos intervalos de duplo apoio, tanto no 1º quanto no 2º passo.

Para a voluntária P1 os máximos, ocorrem no primeiro duplo apoio (PrDA) e segundo duplo apoio (SDA), para o 1º e 2º passo, respectivamente.

Para a voluntária P2, nas alturas de salto de S3 a S6, os máximos ocorrem no primeiro (PrDA) e no segundo duplo apoio (SDA), para o 1º e 2º passo respectivamente.

Para a voluntária P3, no 1º passo, os máximos ocorrem no primeiro duplo apoio (PrDA) em quase todas as alturas de salto. Somente na altura de salto S3, os máximos ocorrem no apoio simples direito (ASPD). No 2º passo, os máximos ocorrem no apoio simples esquerdo (ASPE) nas alturas de saltos S2, S3, S5 e S6 e nas alturas restantes de saltos (S1 e S4) ocorrem no segundo duplo apoio (SDA).

Também são encontradas diferenças no teste descalço e na altura de salto S2, para a voluntária P2, relativas aos momentos de ocorrência, no 1º e no 2º passo. No 1º passo, os máximos aparecem no apoio simples do pé direito (ASPD) e no segundo duplo apoio (SDA), e no 2º passo, os máximos ocorrem no evento da retirada do pé direito (RPD) e no primeiro duplo apoio (PrDA), respectivamente para o teste descalço e para a altura de salto S2.

Apesar das diferenças apresentadas, pode-se notar o seguinte padrão de ocorrência para as três voluntárias: os mínimos de curvatura da lordose lombar ocorrem nos intervalos de apoio simples, primeiramente direito e depois esquerdo, para o 1º e 2º passo respectivamente. E os máximos de curvatura da lordose lombar ocorrem nos intervalos de apoio duplo sendo: no primeiro duplo apoio e segundo duplo apoio, para o 1º e 2º passo respectivamente.

Os máximos são valores que se afastam de zero e mostram a tendência do aumento da lordose lombar, não se esquecendo que todos os valores máximos no conjunto diminuem em função do aumento da altura de salto, como descrito no item 4.1. Mas, observando os valores e relacionando-os as fases de ocorrência, pode-se notar que os máximos ocorrem na fase de duplo apoio, no momento em que há a descrição de uma ântero-versão pélvica durante a marcha. E os mínimos que são valores que se aproximam de zero e mostram a tendência de retificação da lordose lombar, ocorrem na fase de apoio simples, no momento em que há um desnível de pelve acompanhada pela movimentação do tronco e do membro inferior contra-lateral para realizar o toque do pé no chão.

Assim, os intervalos de ocorrência dos extremos de curvatura podem estar associados aos movimentos realizados pelo corpo e nos mostram como a coluna vertebral, principalmente a região lombar, apresenta uma mobilidade em sua curva durante o movimento da marcha.

4.4 – Amplitudes de Oscilações das Curvaturas 2D na Região Lombar no Plano Frontal.

Nas informações quantificadas sobre as curvaturas há a presença de características pessoais da coluna vertebral de cada voluntária. No plano frontal este efeito é mais aparente. O ideal apresentado pela curva da coluna neste plano, na postura estática, deveria ser uma reta. Porém, a coluna apresenta curvas naturais próprias de cada indivíduo em torno das quais aparecem as adaptações relacionadas ao movimento executado.

Durante a marcha as oscilações da curvatura 2D apresentam-se ora positivas ora negativas. As oscilações são observadas apresentando acentuação, diminuição ou até mesmo a inversão da curvatura. Quantificamos estas variações através das amplitudes destas oscilações da curvatura 2D, no plano frontal, na região lombar durante o ciclo representativo da marcha, obtidas a partir da análise dos gráficos que estão no Anexo 5.

Os resultados da amplitude de oscilações obtidos são significativos para cada voluntária. Para a voluntária P1 e P3, há uma diminuição dos valores da amplitude de oscilação em função do aumento da altura dos saltos e para a voluntária P2 um aumento não significativo dos valores (Tabela 6).

Voluntárias	Altura dos Saltos						Correlação Linear	Probabilidade
	S1	S2	S3	S4	S5	S6		
P1	1.96	2.26	1.7	1.8	1.66	1.43	r= - 0.8948	p<0.05
P2	3.24	3.54	3.85	3.88	3.75	3.85	r= 0.7832	p<0.07
P3	1.01	1.14	0.65	0.63	0.42	0.65	r= - 0.9087	p<0.01

Tabela 6 – Amplitude das Oscilações das Curvaturas 2D [1/m] em função da altura do salto, na região lombar para as Voluntárias P1, P2 e P3 no Plano Frontal.

Na representação gráfica da Figura 16, observa-se o comportamento das voluntárias P1 e P3 em relação a P2 quanto às amplitudes de oscilações das curvaturas geométricas 2D em função da altura do salto.

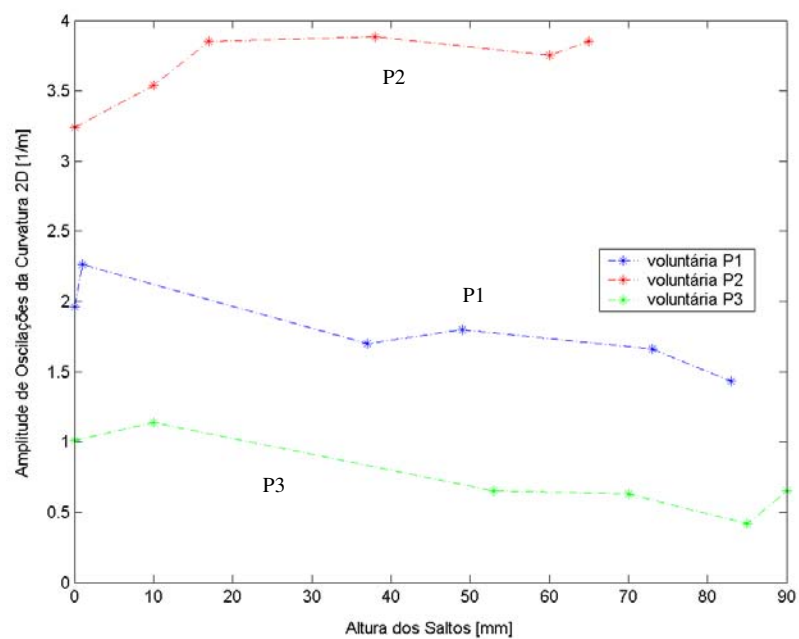


Figura 16 – Gráfico da Amplitude de Oscilações da Curvatura 2D [1/m], no plano frontal, para as Voluntárias P1, P2 e P3 em função do salto.

4.5 – Análise dos Ciclos da Pelve e do Tronco.

Os ciclos permitem descrever e comparar as orientações espaciais dos segmentos da pelve e da parte inferior da coluna torácica e estudar as inclinações médias destes segmentos em função da altura dos saltos durante a marcha.

4.5.1 – Ciclo da Pelve e do Tronco durante a marcha.

Os desenhos dos ciclos da pelve e do tronco permitem analisar as oscilações pélvicas e da parte inferior da coluna torácica durante a passada.

Para a análise da passada, o ciclo é dividido em quatro quartis identificados por cinco momentos, *I* - o início que corresponde ao contato do pé direito no solo, *Q1* – representa 1/4 do ciclo (1º quartil), *M* – metade do ciclo (mediana), *Q3* - 3/4 do ciclo (3º quartil) e *F* - o final do ciclo. A descrição gráfica destas movimentações é explicada no item 3.2.6 da página 38 a 41 nas figuras 12 a 14.

A movimentação descrita pela pelve e pelo tronco durante a marcha pode ser a mesma ou não. Com isso, a análise dos ciclos da pelve e do tronco nos permitirá descrever ambas oscilações e relacioná-las durante a passada.

A movimentação que ocorre durante todo o ciclo em todas as alturas de salto será descrita a partir dos doze gráficos da Figura 17 para a voluntária P1. Os gráficos da esquerda correspondem ao “Ciclo da Pelve” e os da direita correspondem ao “Ciclo do Tronco”. Os gráficos do Ciclo da Pelve e do Tronco para as voluntárias P2 e P3 encontram-se nos Anexos 6 e 7, respectivamente.

Os ciclos da pelve apresentaram um único “padrão” de movimento em todas as alturas de salto para a voluntária P1, nas alturas de salto de S2 a S6 para a voluntária P2, e nas alturas de S2 a S4, S6 e no teste Descalço (S1) para a voluntária P3, iniciando-se com uma retroversão pélvica.

A figura em forma de oito é desenhada pelos ciclos da pelve em todas as alturas de salto para a voluntária P2, nas alturas de salto de S3 a S6 para a voluntária P1, e nas alturas de S3 a S6 e no teste Descalço (S1) para a voluntária P3. Na altura de salto S2 para as voluntárias P2 e P3, e no teste Descalço (S1) para a voluntária P1 a figura desenhada não apresenta uma forma definida.

Analisando a movimentação “padrão” descrita pelos ciclos da pelve, observamos que eles se iniciam com uma inclinação posterior e para esquerda até metade do primeiro quarto do ciclo (*Q1*), seguida de uma inclinação para a direita e anterior até a metade do ciclo (*M*). Logo depois da metade do ciclo há uma inclinação posterior e para esquerda até próximo ao final do ciclo (*F*). Antes de chegar ao final há uma inclinação anterior, onde a pelve termina sua movimentação com valores próximos ao do início dos ciclos.

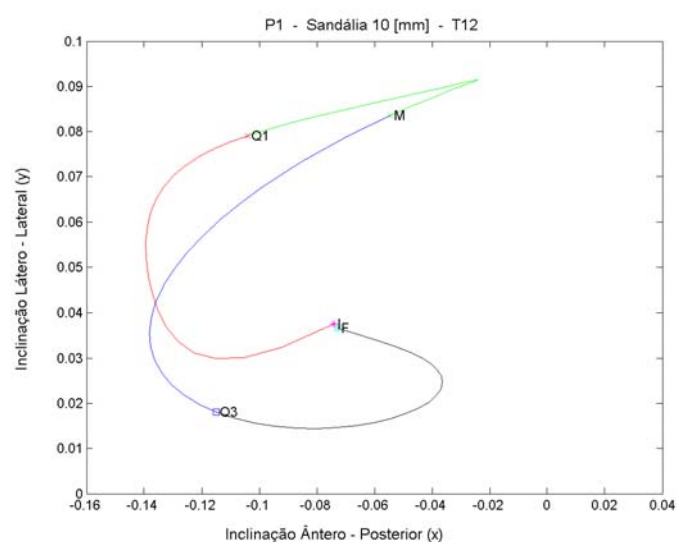
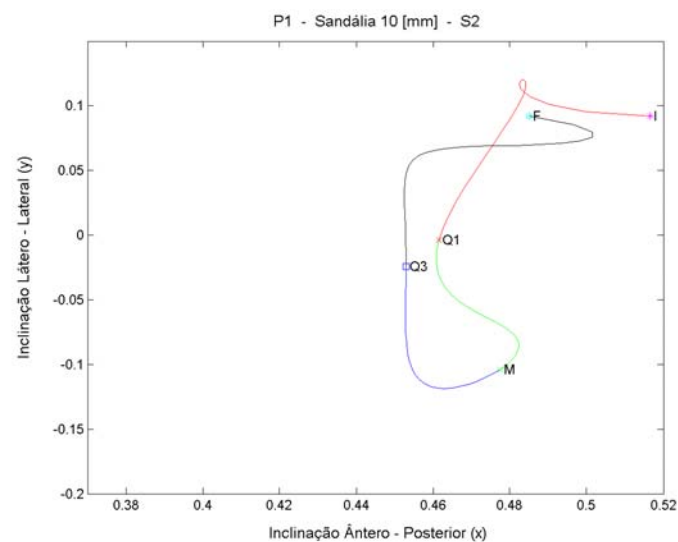
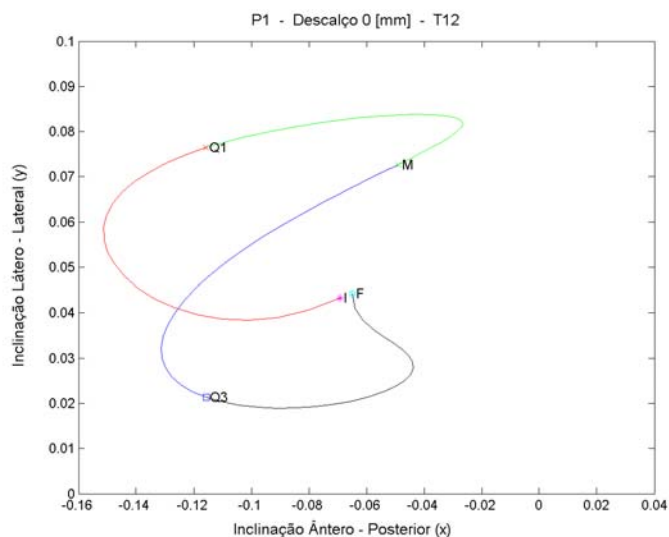
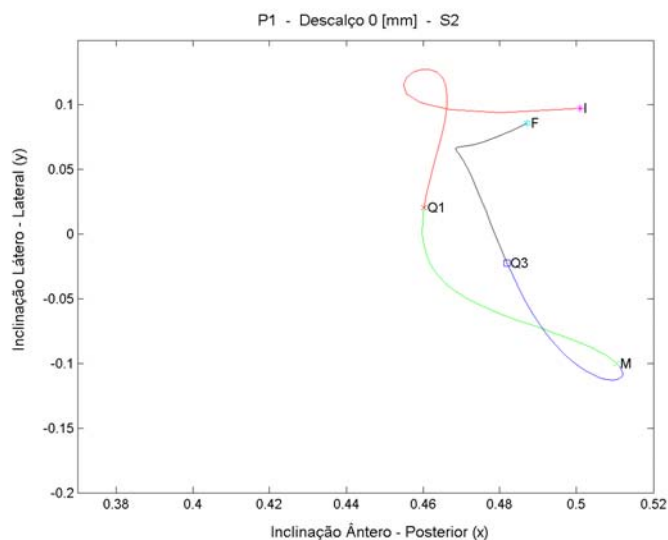
Sendo assim, a movimentação que a pelve realiza inicialmente é de retroversão seguida de uma ântero-versão até o meio do ciclo, logo depois há uma retroversão e a movimentação finaliza com uma ântero-versão. Somente no teste Descalço para a voluntária P2 o ciclo descreve uma movimentação diferente, no meio e no final do ciclo onde apresenta uma retroversão. Para a voluntária P3, na altura de salto S5, ocorre uma diferença no início do ciclo, iniciando com uma ântero-versão pélvica.

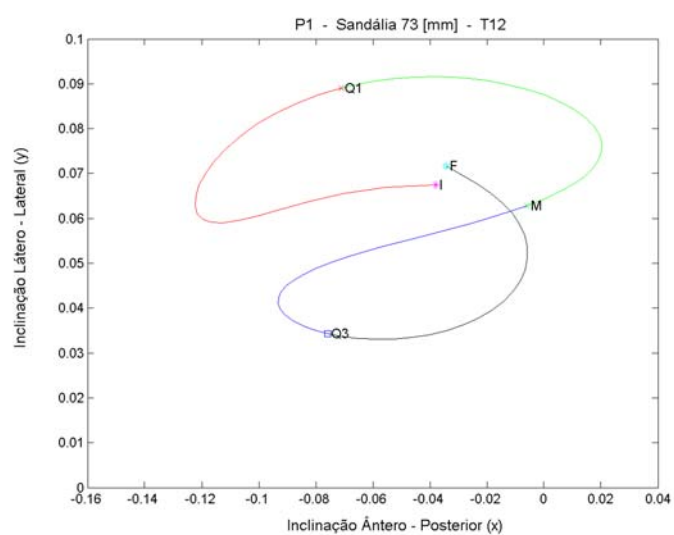
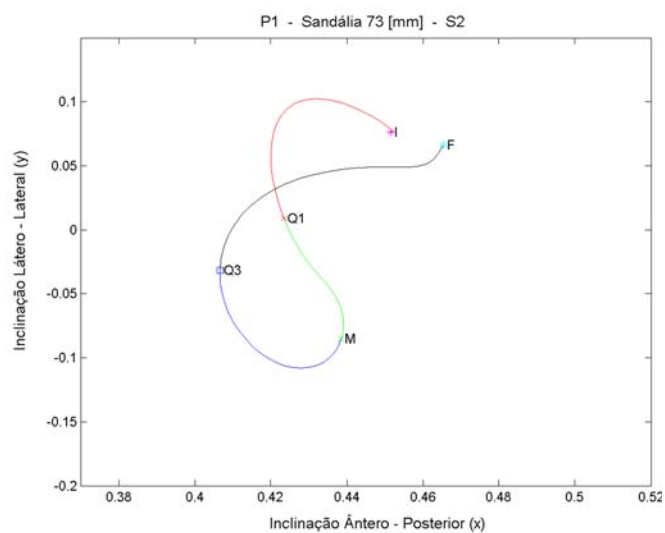
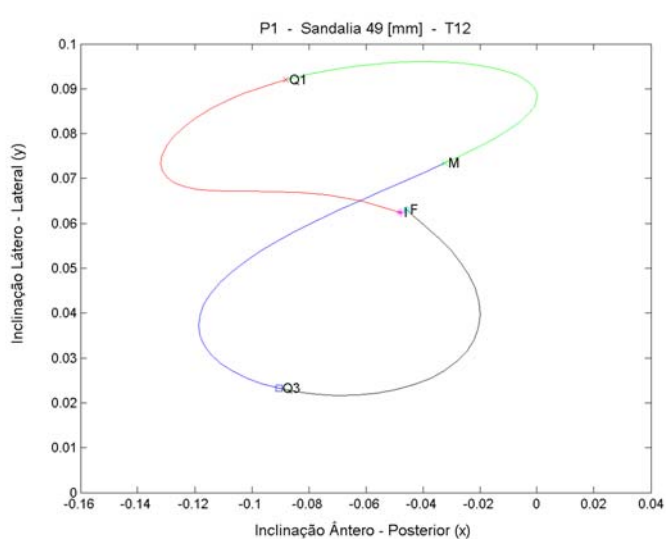
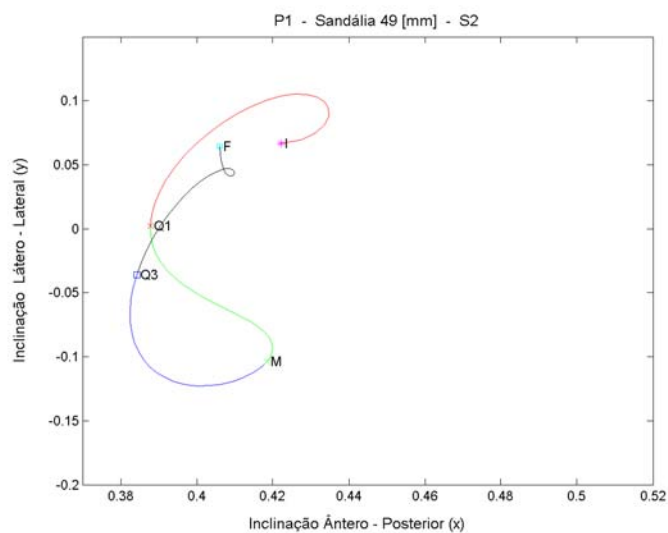
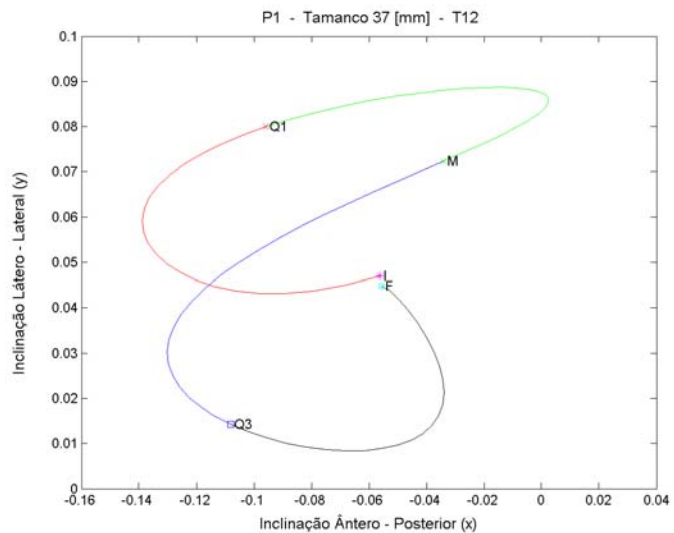
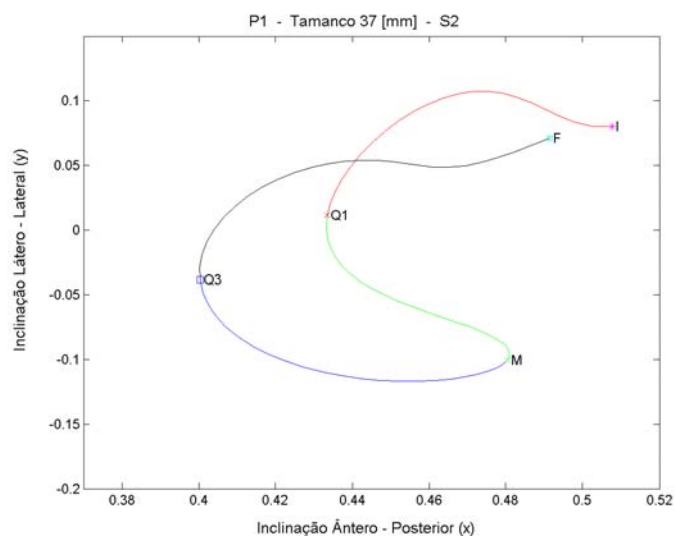
Os ciclos do tronco descrevem uma movimentação parecida com os dos ciclos da pelve, sendo idênticos nos momentos de inclinação anterior e posterior e tendo divergências nos momentos de inclinação para direita e esquerda, para ambas voluntárias.

As figuras desenhadas pelos ciclos do tronco não apresentam as mesmas formas, sendo que para a voluntária P1 em todas as alturas de salto, as formas das figuras desenhadas são de um oito e para a voluntária P2 e P3 em todas as alturas de salto as figuras desenhadas não apresentam uma forma definida.

Analisando a movimentação do tronco podemos observar que inicia-se com uma inclinação posterior e para a esquerda até metade do primeiro quarto do ciclo (*Q1*), seguida de uma inclinação anterior e para esquerda que ocorre até quase a metade do ciclo (*M*). Da metade, quase até o terceiro quarto do ciclo (*Q3*) há uma inclinação posterior e para direita, e no último quarto do ciclo até o final (*F*) há uma inclinação anterior e para esquerda, o qual finaliza o ciclo com valores próximos ao do início.

Assim, através da movimentação descrita pelos ciclos para as três voluntárias, podemos compreender que a movimentação do tronco acompanha a movimentação da pelve nos momentos de inclinação anterior e posterior.





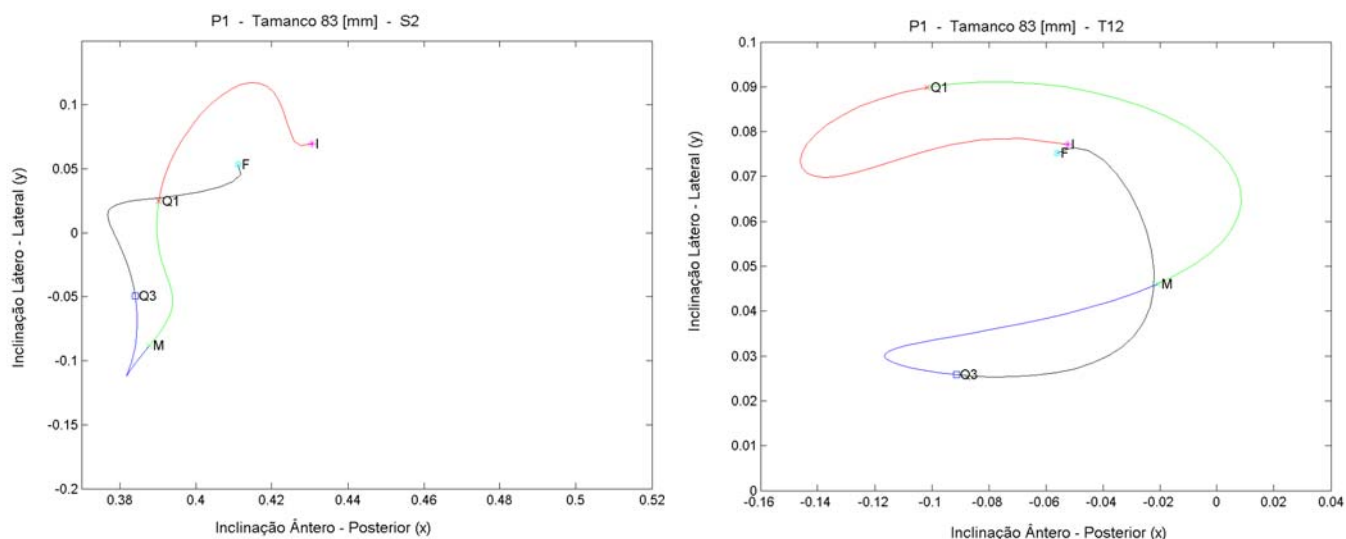


Figura 17 – Gráficos da esquerda correspondente ao Ciclo da Pelve e os gráficos da direita correspondente ao Ciclo do Tronco. Demonstram o comportamento dos segmentos S2 e T12 respectivamente durante o ciclo da passada em função das alturas dos saltos.

Os gráficos do ciclo da pelve e do tronco da voluntária P2 e P3 estão no Anexo 6 e 7.

Através da descrição dos ciclos pode-se relacionar suas movimentações, durante o ciclo da marcha, e verificar que as inclinações ântero-posterior do tronco (flexão e extensão) para as três voluntárias apresentam-se no mesmo momento das inclinações ântero-posterior da pelve (ântero-versão e retroversão).

4.5.2 – Inclinações médias da pelve e do tronco em função da altura dos saltos.

Para verificar o comportamento das inclinações da pelve e do tronco em função da altura dos saltos, é calculada a orientação média, obtida a partir do ângulo que o vetor tangente faz com a vertical, calculado no plano sagital (xz), durante a passada.

As tabelas 7, 8 e 9 apresentam os dados das médias dos ciclos da pelve e do tronco e a correlação destes valores em função da altura dos saltos. Os valores médios dos Ciclos da Pelve para ambas as voluntárias mostram a ocorrência de uma retroversão pélvica em função do aumento da altura dos saltos. E os valores médios dos Ciclos do Tronco mostram que há flexão do tronco em função do aumento da altura dos saltos.

As três voluntárias apresentam uma tendência à inclinação anterior do tronco e uma tendência à retroversão pélvica quando há o aumento da altura do salto. Ambas movimentações contribuíram a redução da lordose lombar observada com a curvatura, mas possivelmente com uma contribuição mais importante da flexão do segmento torácico.

Voluntárias	Locais	Altura dos Saltos – Média das Derivadas em EI						Correlação Linear	Probabilidade
		S1	S2	S3	S4	S5	S6		
P1	EI	0.480	0.470	0.449	0.404	0.431	0.393	r= -0.8859	p<0.05
	T12	-0.086	-0.085	-0.073	-0.066	-0.049	-0.068	r= 0.8517	p<0.05

Tabela 7 – Valores Médios dos Ciclos da Pelve e do Tronco em função da altura dos saltos para a voluntária P1.

Voluntárias	Locais	Altura dos Saltos – Média das Derivadas em EI						Correlação Linear	Probabilidade
		S1	S2	S3	S4	S5	S6		
P2	EI	0.417	0.393	0.385	0.371	0.419	0.397	r= -0.0440	ns
	T12	-0.272	-0.255	-0.252	-0.253	-0.240	-0.236	r= 0.9021	p<0.05

Tabela 8 – Valores Médios dos Ciclos da Pelve e do Tronco em função da altura dos saltos para a voluntária P2.

Voluntárias	Locais	Altura dos Saltos – Média das Derivadas em EI						Correlação Linear	Probabilidade
		S1	S2	S3	S4	S5	S6		
P3	EI	0.1703	0.145	0.157	0.111	0.136	0.164	r= -0.3576	ns
	T12	-0.1767	-0.155	-0.132	-0.130	-0.124	-0.125	r= 0.9473	p<0.05

Tabela 9 – Valores Médios dos Ciclos da Pelve e do Tronco em função da altura dos saltos para a voluntária P3.

Na literatura estudada, algumas pesquisas apresentaram resultados referentes a inclinação da pelve e do tronco. Opila et al. (1988) encontraram uma inclinação da pelve e do tronco para trás quando comparado a situação descalça e o uso do salto. Snow e Williams (1994) verificam um aumento significativo na flexão do tronco em função do aumento da altura dos saltos. Franklin et al. (1995) relatam uma retroversão pélvica no uso de salto alto. Manfio et al. (2003) mostram que o salto alto causa uma diminuição da ântero-versão pélvica e o salto baixo um aumento quando comparada com a situação descalça.

V – CONSIDERAÇÕES FINAIS

A metodologia utilizada permitiu quantificar e detalhar, em função da altura dos saltos, as adaptações sutis da coluna vertebral no plano sagital e frontal durante a marcha.

O método de quantificação das curvaturas 2D identificou a diminuição significativa da lordose lombar em função do aumento da altura dos saltos.

A identificação dos momentos do ciclo da passada mostrou um padrão de ocorrência dos extremos de adaptações das curvaturas da lordose lombar. Os mínimos de curvatura da lordose lombar ocorreram nas fases de apoio simples, direito e esquerdo para o 1º e 2º passo respectivamente e os máximos de curvatura da lordose lombar ocorreram nas fases de apoio duplo, sendo no primeiro duplo apoio e segundo duplo apoio para o 1º e 2º passo respectivamente.

Essa identificação pode estar associada aos movimentos realizados pelo corpo durante a passada, quando no plano sagital, os máximos ocorrem no intervalo de duplo apoio, no momento em que aparece uma ântero-versão pélvica e os mínimos ocorrem no intervalo de apoio simples, no momento em que acontece um desnível de pelve acompanhada pela movimentação do tronco e do membro inferior contra-lateral para realizar o toque do pé no chão.

Durante as passadas, os ciclos do tronco e da pelve descreveram os movimentos de inclinação anterior do tronco (flexão) e de retroversão pélvica. Em função do aumento da altura dos saltos, a flexão do tronco contribui mais significativamente para a diminuição da curva lombar do que a retroversão pélvica.

VI- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABDEL-AZIZ, Y. I.; KARARA H. M. **Direct linear transformation from comparator coordinates into object-space coordinates.** Proc. ASP/UI Symposium on Close-Range Photogrammetry.

ALLARD, P.; STOKES, I. A. F.; BLANCHI, J. P. **Three dimensional analysis of human movement.** Champaign: Human Kinetics, 1995.

BARROS, R. M. L. et al. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise tridimensional de movimentos humanos. **Rev. Bras. Eng. Biom.**, v.15, n.1/2, p. 79-86, 1999.

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

BRENIKOFER, R. et al. Alterações no dorso e coluna vertebral durante a marcha. **Rev. Bras. Biomec.**, p. 21-26.

----- Quantificação das curvaturas da coluna vertebral durante a marcha. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 9, 2001, Gramado. Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, Porto Alegre: Escola de Educação Física da UFRGS, 2001. p. 230-235.

BRINO, C.; AVILA, A. O.; SOUZA, J. L. Influência da altura do salto sobre os percentuais do peso corporal aplicados na base de sustentação durante a postura ereta. **Braz. J. Biomec.**, Supl. 1, p. 49-54, 2003.

DE LATEUR, B. J. et al. Footwear and posture: compensatory strategies for heel height. **Am. J. Phys. Med. Rehab.**, v.70, p. 246 – 254, 1991.

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

- FISHER, R. A. **Statistical methods for research workers**. Oliver and Boyd, 1970.
- FRANKLIN, M. E. A et al. Effect of positive heel inclination on posture. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, v. 21, n. 2, p.94-99, 1995.
- HENNIG, E. M. The evolution and biomechanics of the human foot – applied research for footwear. **Braz. J. Biomec.**, Supl. 1, p. 7-13, 2003.
- KNOPLICH, A. **Viva bem com a coluna que você tem**. São Paulo: Ibrasa, 1984.
- LANG, S. **Cálculo**. Rio de Janeiro: Ao Livro Técnico, 1970, v.2.
- LEE, C. M.; JEONG, E. H.; FREIVALDS, A. Biomechanical effects wearing high heeled shoes. **Int. J. Ind. Ergon.**, v.28, p. 321 – 326, 2001.
- MANFIO, E. F. et al. Alterações na marcha descalça e com sapatos de salto. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 10, 2003, Ouro Preto. Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica, Belo Horizonte: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 2003. p. 87-90.
- MONTEIRO, C.; ÁVILA, A. O. V. Um estudo de parâmetros antropométricos do pé feminino brasileiro. **Braz. J. Biomec.**, supl. 1, p. 39 – 48, 2003.
- MILANI, T. L. Biomechanics research in footwear development. **Braz. J. Biomec.**, Supl. 1, p. 15-19, 2003.
- NASSER, J. P.; MELLO, S. I. L.; AVILA, A. O. V. Análise do impulso em calçados femininos em diferentes alturas de salto. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8., 1997, Campinas. Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica, Campinas: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1997. p. 491-494.
- OPILA, K. A. Kinematics of high – heeled gait. **Arch. Phys. Med. Rehab.**, v.7, p. 304 – 309, 1990.
- OPILA, K. A. et al. Postural alignment in barefoot and high heeled stance. **Spine**, v.13, p. 452 – 457, 1988.

- SNOW, R. E.; WILLIAMS, K. R. High heeled shoes: their effect on center of mass position, posture, three dimensional kinematics rearfoot motion and ground reaction forces. **Arch. Phys. Med. Rehab.**, v.75, p. 568 – 576, 1994.
- STURESSON, B.; SELVIK, G.; UDEN, A. Movements of the sacroiliac joints: A roentgen stereophotogrammetric analysis. **Spine**, v.14, n.2, p. 162-165, 1989.
- SYCZEWSKA, M.; ÖBERG, T.; KARLSSON, D. Segmental movements of the spine during treadmill walking with normal speed. **Clinic. Biomec.**, v.14, p. 384-388, 1999.
- UTAKE, T. et al. The vertebral curvature of sportmen. **J. Sports Sci.**, v.16, p.621-628, 1998.
- VACHERON, J. J. et al. Changes of contour of the spine caused by load carrying. **Surg. Radiol. Anat.**, v.21, p. 109-113, 1999.
- VUOLO, J. H. **Fundamentos da teoria de erros**. São Paulo: Edgard Blücher, 1992.
- WALKER, J. M. The sacroiliac joint: A critical review. **Phys. Ther.**, v.72, n.12, p. 903-916, 1992.
- WHITTLE, M. W.; LEVINE, D. Three-dimensional relationships between the movements of the pelvis and lumbar spine during normal gait. **Hum. Mov. Sci.**, v.18, p. 681-692, 1999.

VII - ANEXOS

Anexo 1 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido da Pesquisa

Pesquisadora Responsável Pós – Graduada: Cintia Pegoretti

Orientador: Prof. Dr. René Brenzikofer

Local da Avaliação: Laboratório de Instrumentação para Biomecânica e Laboratório de Fisiologia do Exercício - Faculdade de Educação Física, Unicamp, Campinas / SP

Eu, _____, portadora do RG _____, nascida em ____/____/____, voluntariamente concordo em participar do estudo acima mencionado e detalhado a seguir.

É de meu conhecimento que este estudo é de caráter de pesquisa científica e, objetiva estudar as modificações ocorridas na coluna vertebral durante a marcha com diferentes alturas de saltos de calçados.

Estou ciente de que me submeterei a um questionário de identificação com meus dados pessoais (nome, idade, data de nascimento) e a uma avaliação antropométrica (medidas de estatura, massa corporal, comprimentos e circunferências corporais) e a uma análise biomecânica realizada por videogrametria. Todos os procedimentos são de caráter não invasivo (sem a utilização de drogas medicamentosas e incisões da pele ou inserção de instrumentos no corpo), constará apenas das seguintes realizações: 1) O uso de uma vestimenta do tipo biquíni e uma touca de natação; 2) A colocação de adesivos analérgicos sobre a minha pele, no dorso na linha definida pelos processos espinhosos da coluna vertebral; 3) A filmagem realizada quatro câmeras que filmarão o meu dorso e os membros inferiores; 4) Uma sessão de filmagem na postura ereta estática; 5) Uma sessão de filmagem onde estarei caminhando sobre uma esteira ergométrica regulada a baixa velocidade [0.53 m/s] descalça e logo depois utilizando cinco calçados de diferentes alturas, os quais me pertencerão.

Estou ciente que poderei interromper o teste em qualquer momento, sem qualquer justificativa.

Os benefícios que obterei participando como voluntária do estudo inclui a avaliação 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 obtidas poderão ser usadas para fins de pesquisa científica, inclusive para a publicação, desde que minha privacidade seja resguardada, contribuindo para o alcance dos objetivos deste estudo de mestrado.

Li e entendi as informações precedentes, bem como, eu e o responsável pelo estudo já discutimos todos os riscos e benefícios decorrentes. Estou ciente também que as dúvidas sobre metodologia, poderão ser esclarecidas, antes e durante o decorrer da pesquisa.

Voluntário

Cintia Pegoretti

Pós – graduanda

Prof. Dr. René Brenzikofer

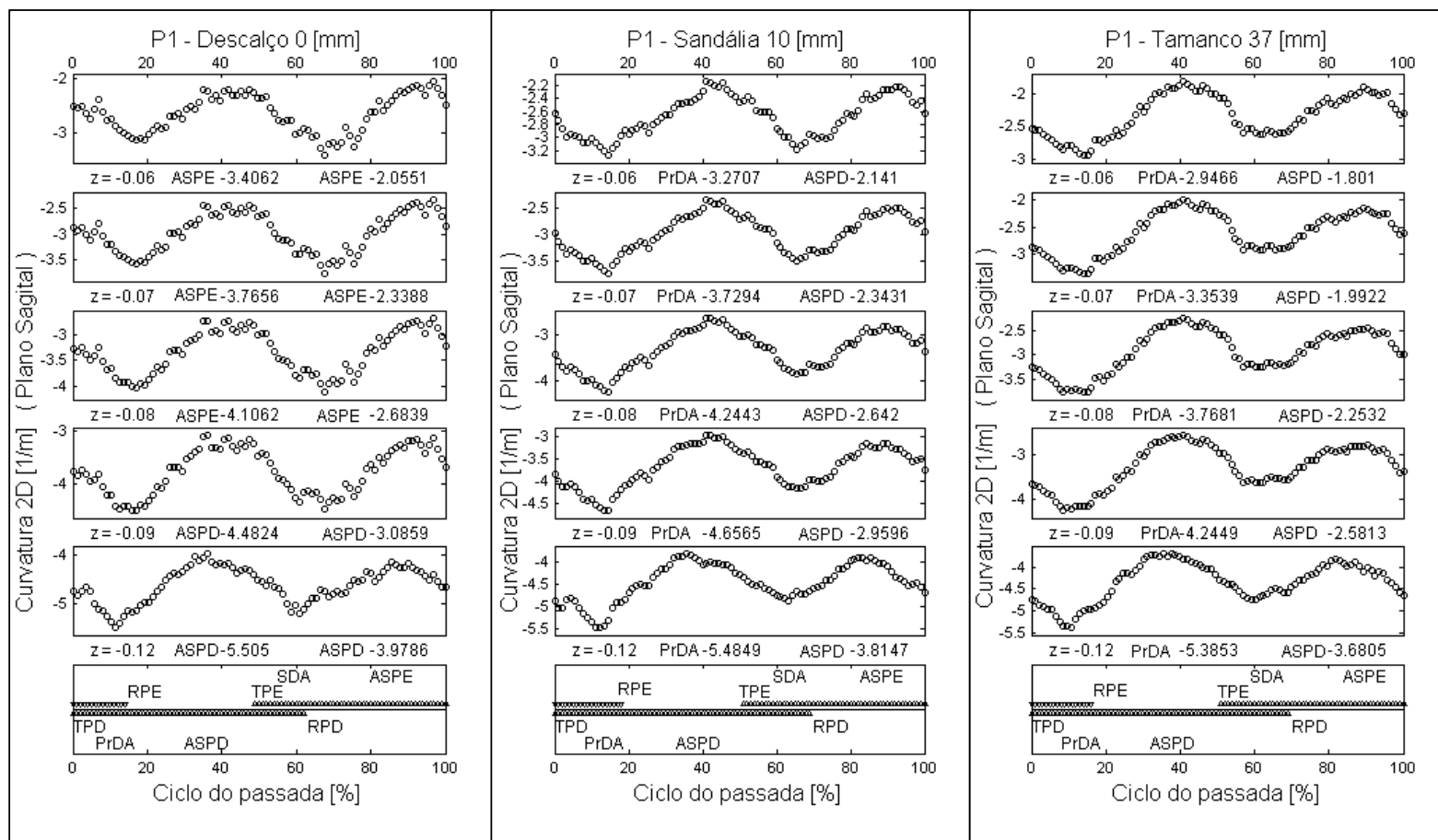
Orientador

Os responsáveis pelo projeto podem ser encontrados nos telefones (19) 3788-6626 e (19) 9740-9244 – Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da FEF/UNICAMP.

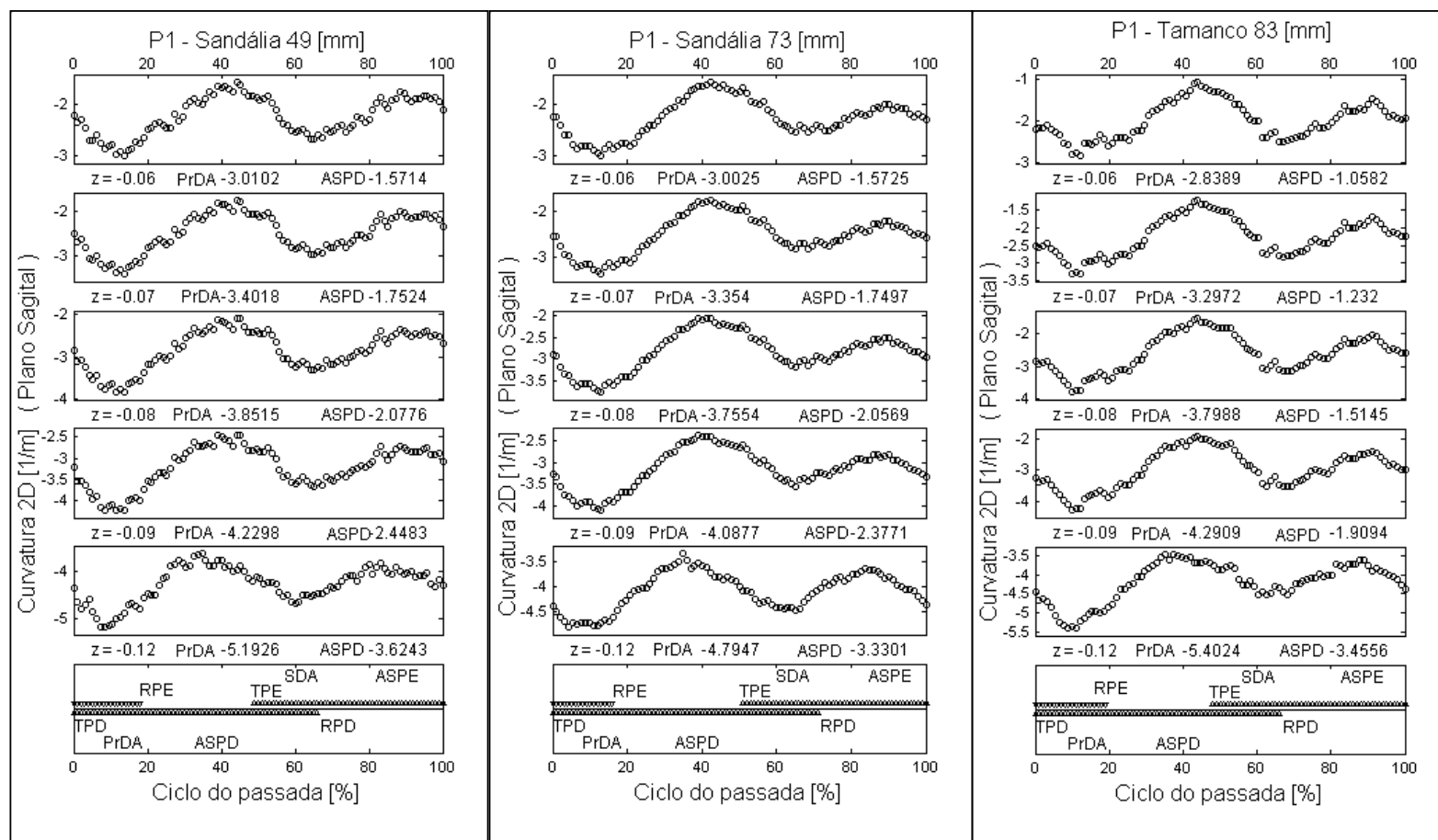
Reclamações ou dúvidas sobre os aspectos éticos

CONEP – Comitê de Ética. Telefone: (19) 3788-8936 ou 3788-8925.

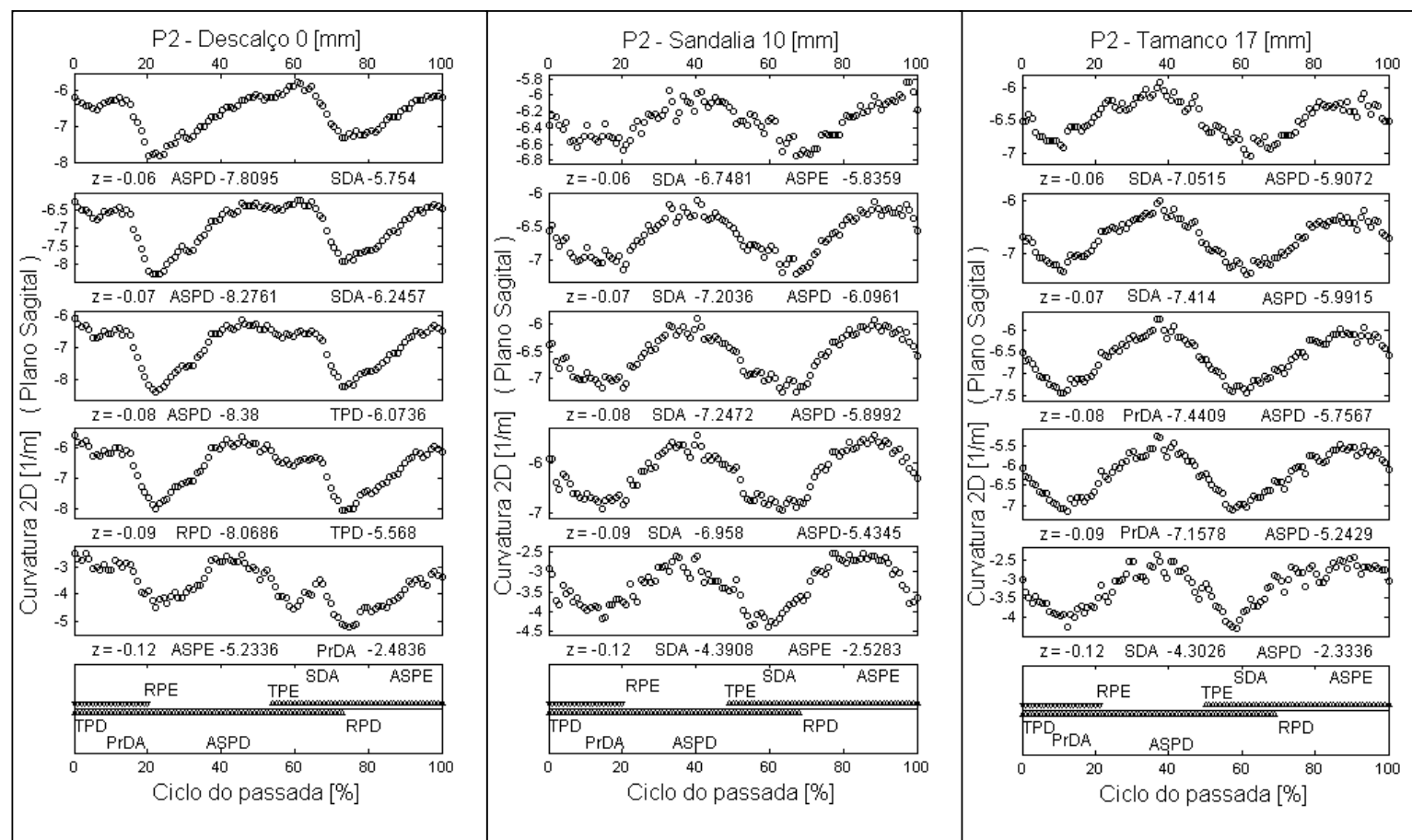
Anexo 2 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Sagital – Região Lombar – Voluntária P1 nas alturas de salto S1, S2 e S3.



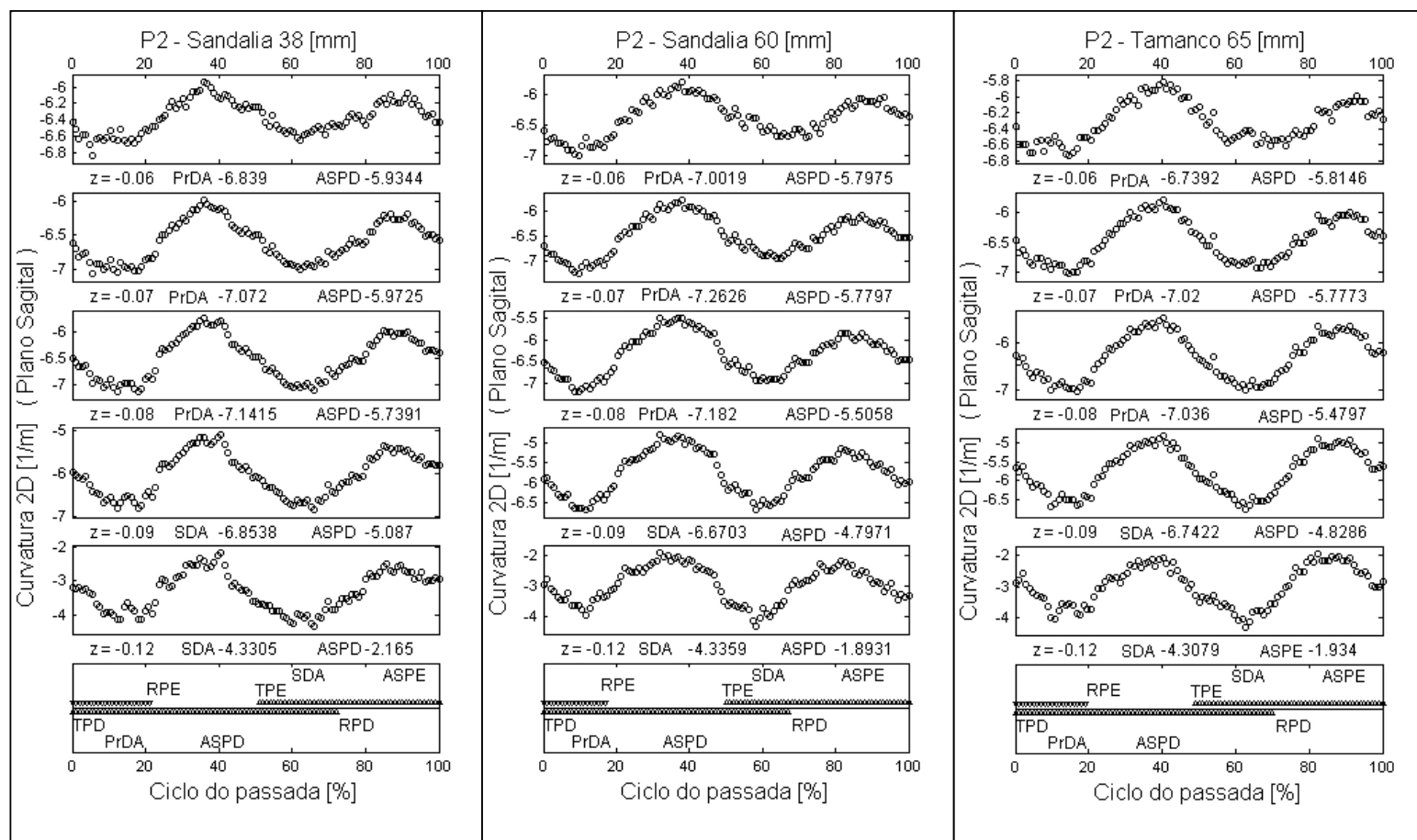
Anexo 2 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Sagital – Região Lombar – Voluntária P1 nas alturas de salto S4, S5 e S6.



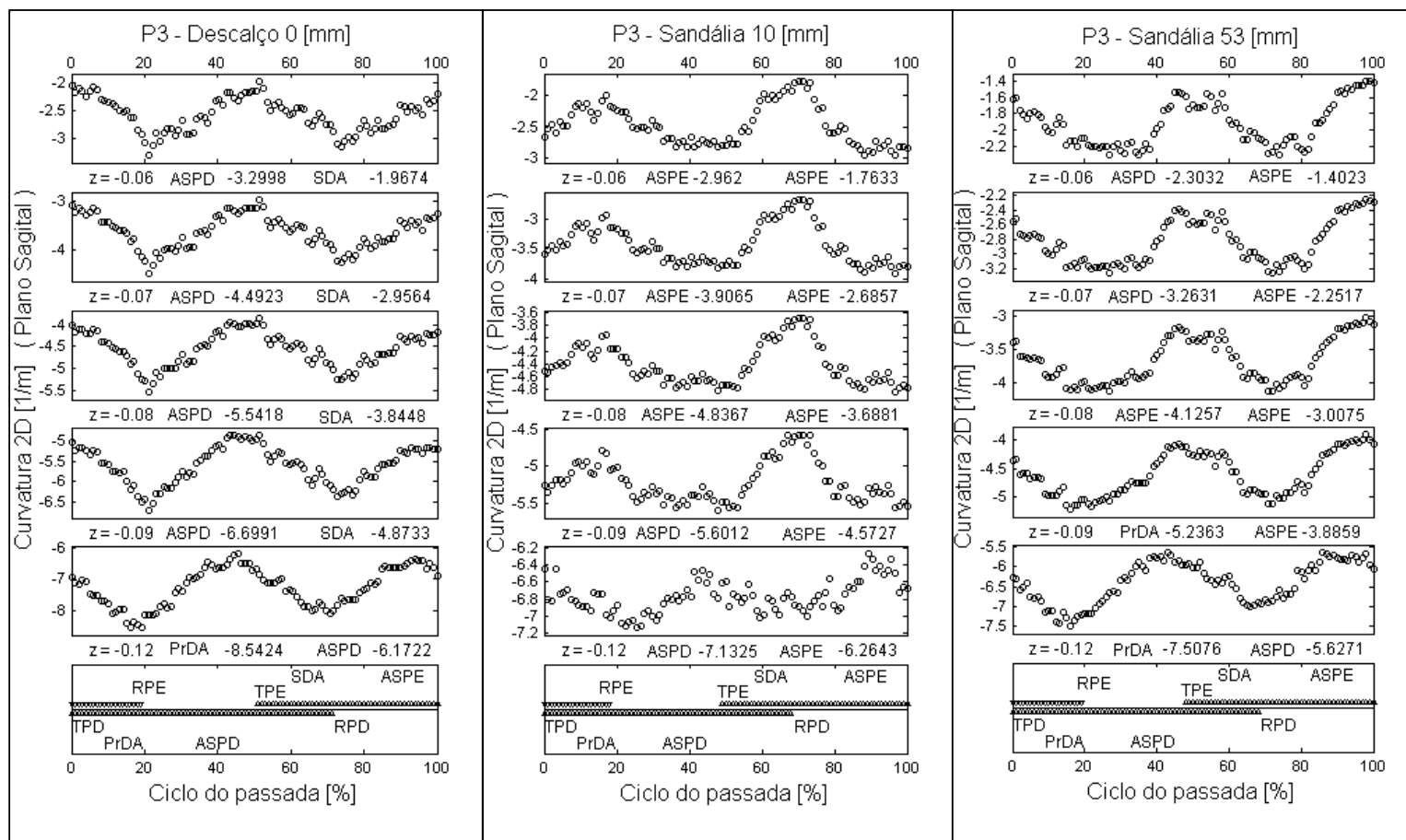
Anexo 2 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Sagital – Região Lombar – Voluntária P2 nas alturas de salto S1, S2 e S3.



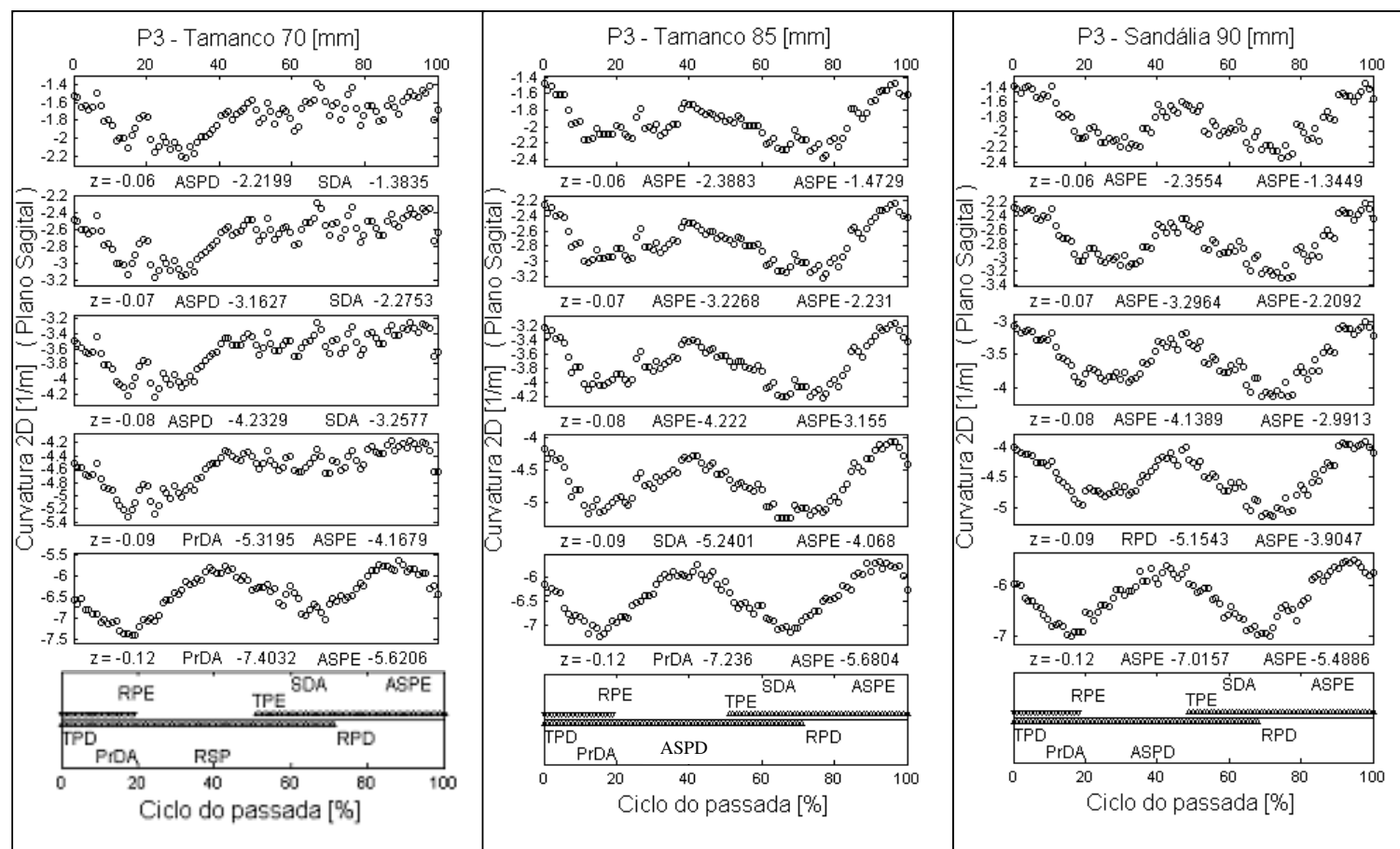
Anexo 2 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Sagital – Região Lombar – Voluntária P2 nas alturas de salto S4, S5 e S6.



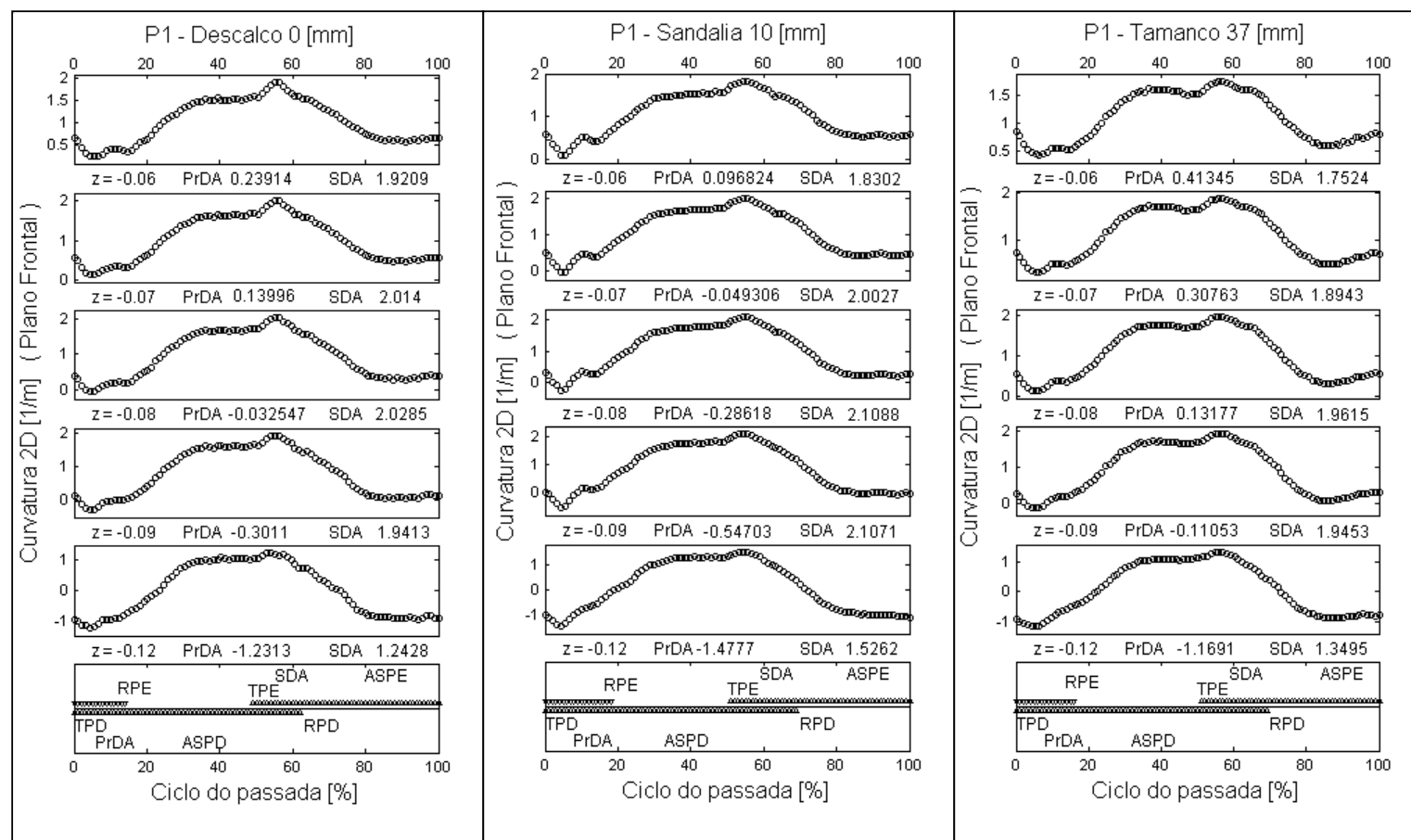
Anexo 2 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Sagital – Região Lombar – Voluntária P3 nas alturas de salto S1, S2 e S3.



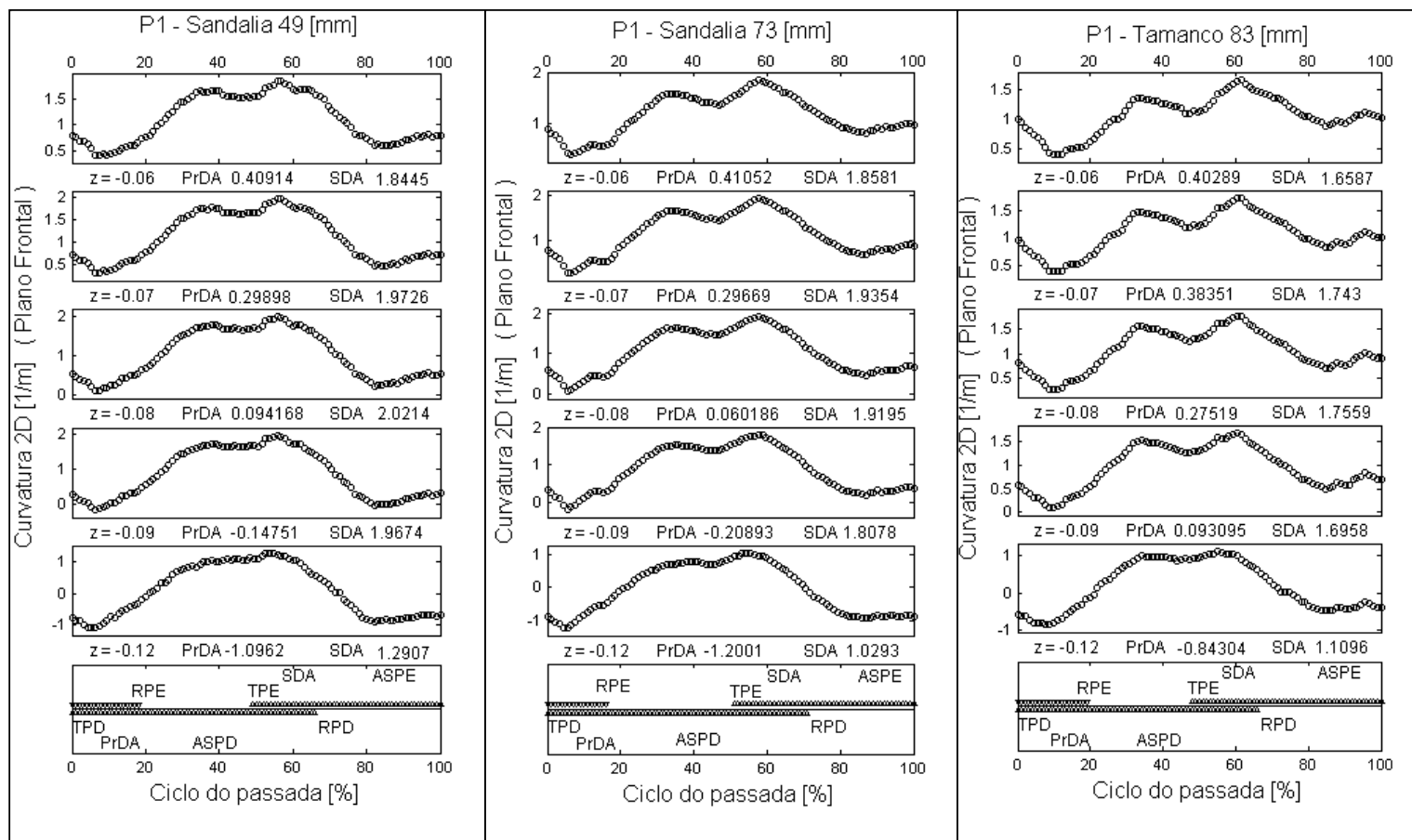
Anexo 2 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Sagital – Região Lombar – Voluntária P3 nas alturas de salto S4, S5 e S6.



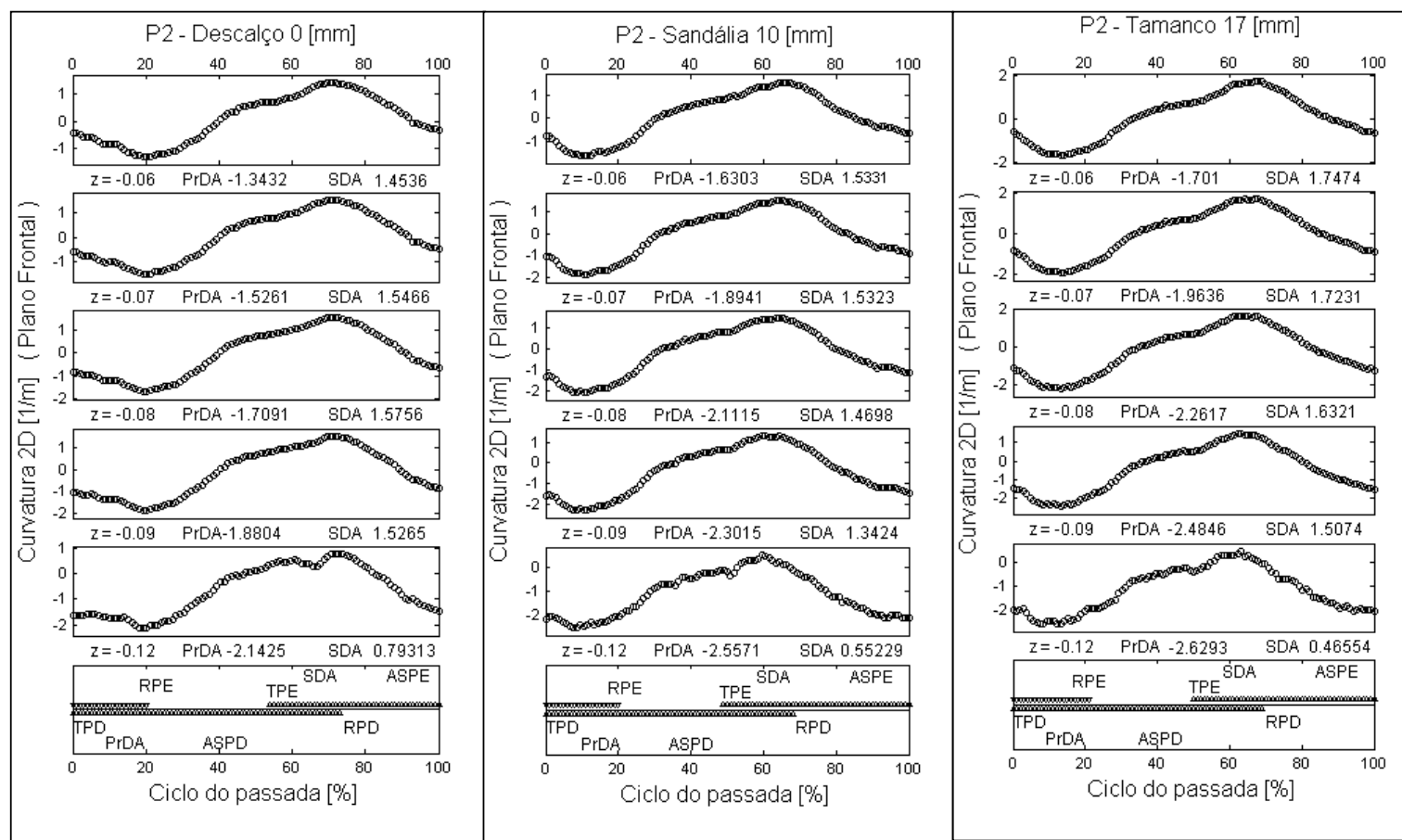
Anexo 3 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Frontal – Região Lombar – Voluntária P1 nas alturas de salto S1, S2 e S3.



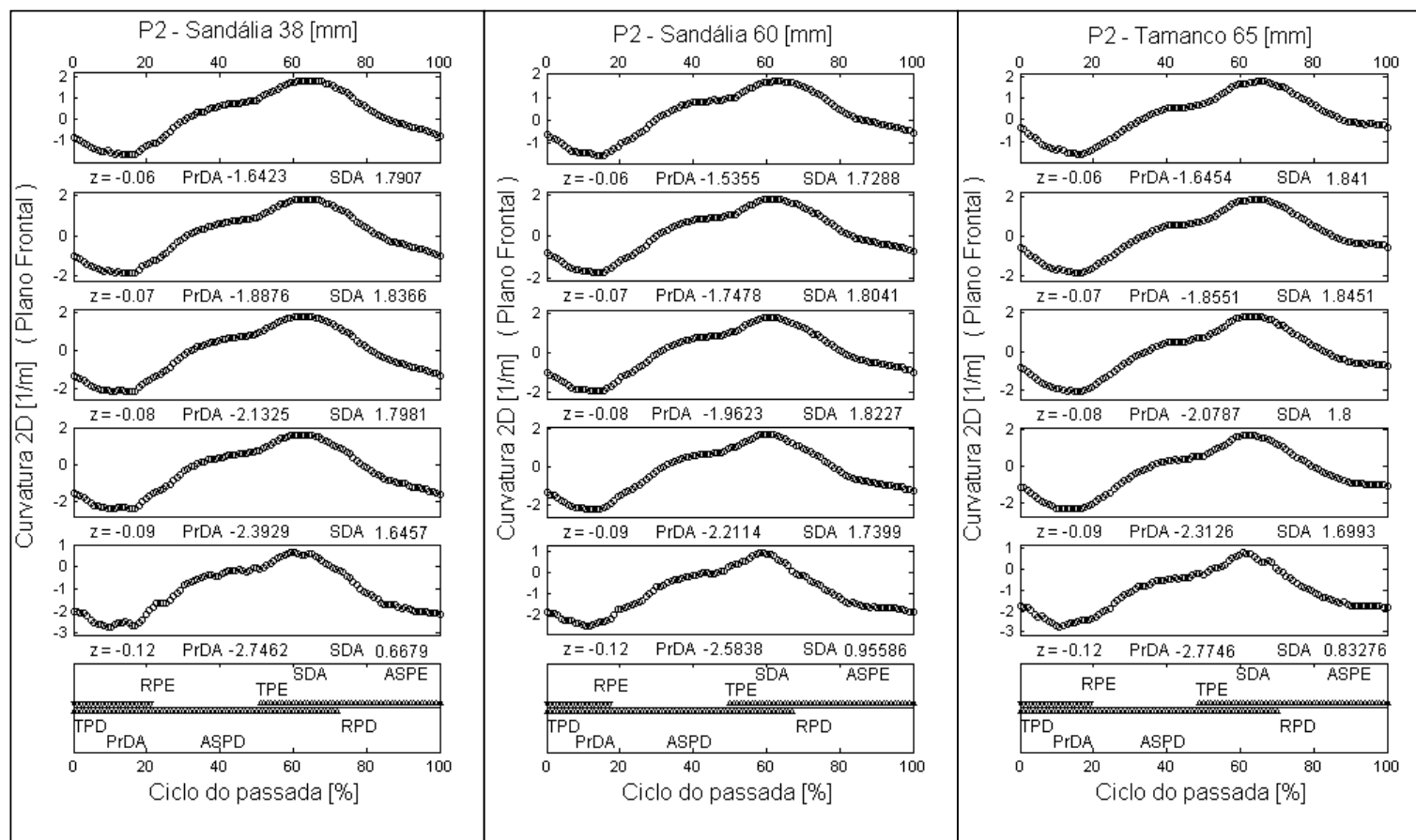
Anexo 3 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Frontal – Região Lombar – Voluntária P1 nas alturas de salto S4, S5 e S6.



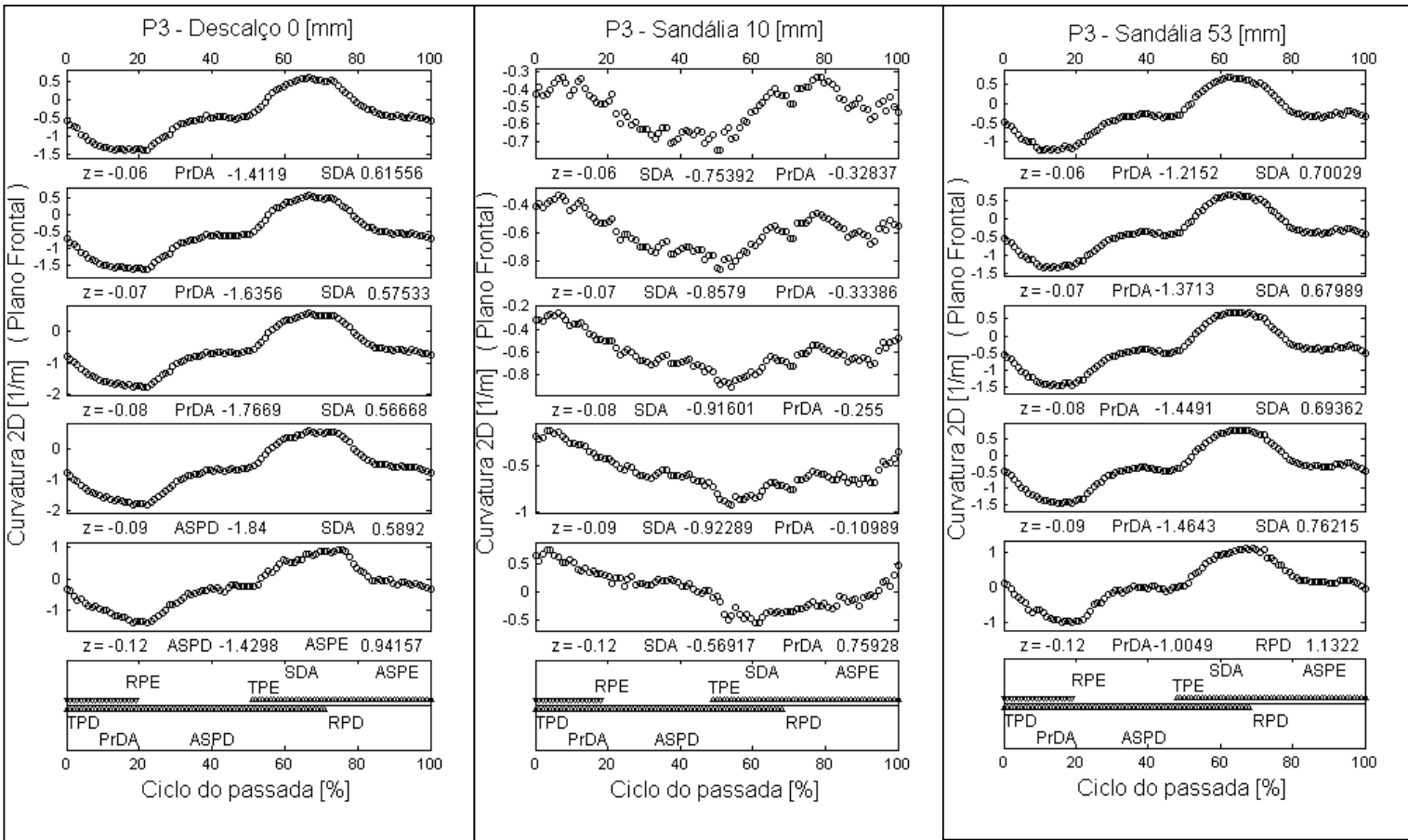
Anexo 3 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Frontal – Região Lombar – Voluntária P2 nas alturas de salto S1, S2 e S3.



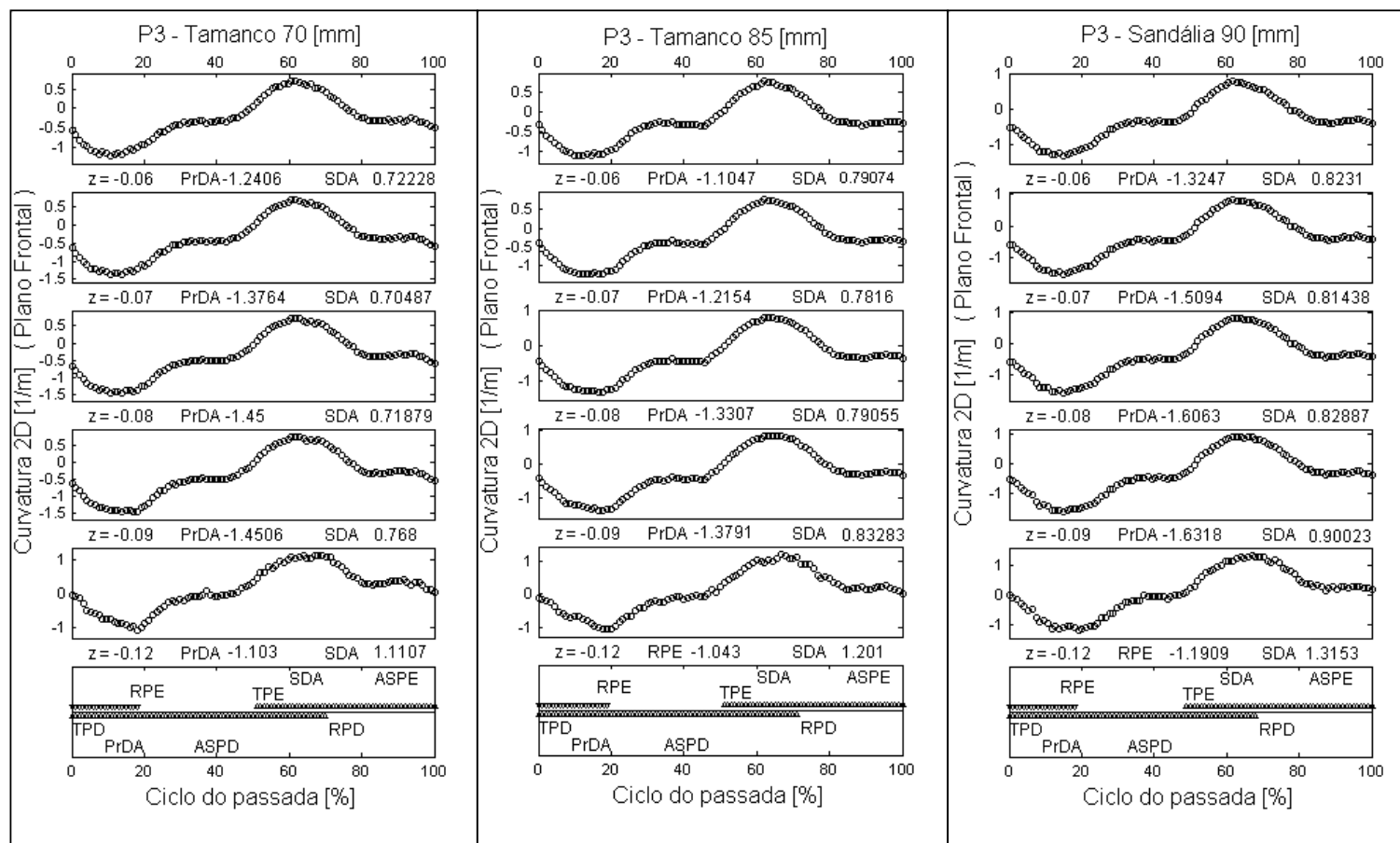
Anexo 3 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Frontal – Região Lombar – Voluntária P2 nas alturas de salto S4, S5 e S6.



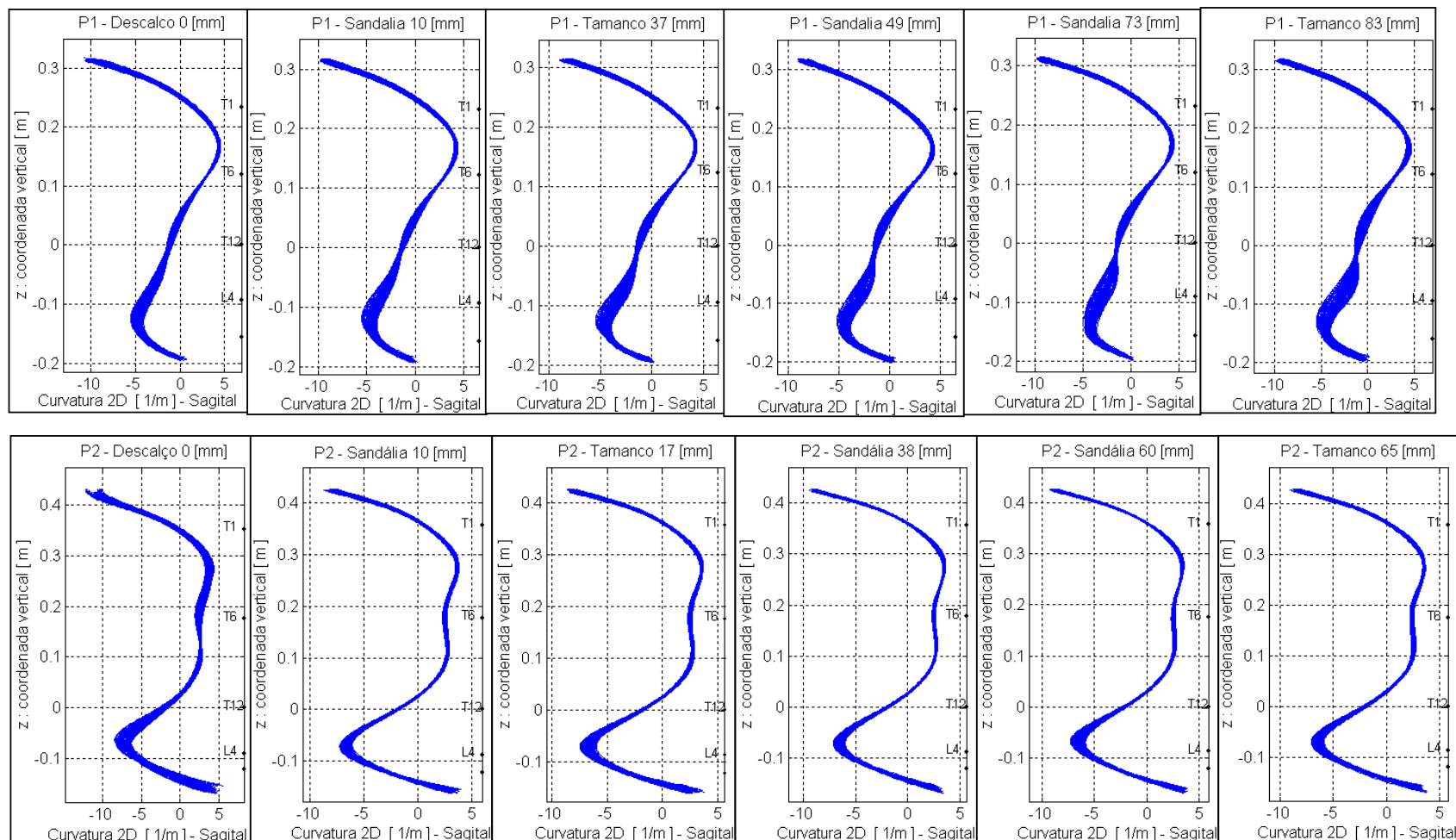
Anexo 3 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Frontal – Região Lombar – Voluntária P3 nas alturas de salto S1, S2 e S3.



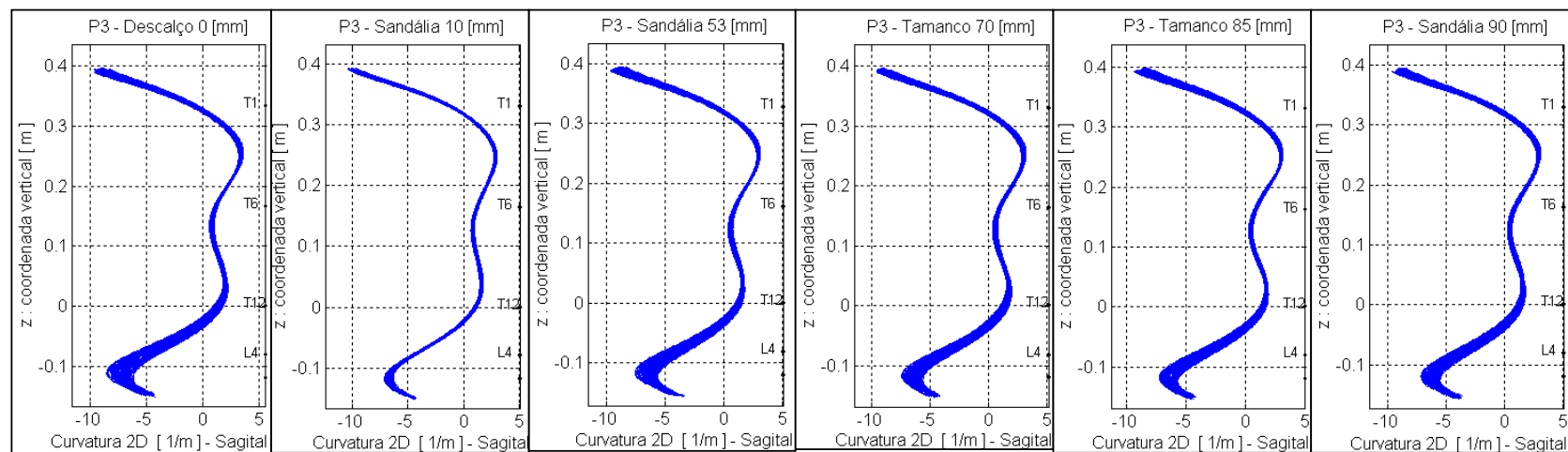
Anexo 3 – Gráficos de Curvatura 2D locais no Plano Frontal – Região Lombar – Voluntária P3 nas alturas de salto S4, S5 e S6.



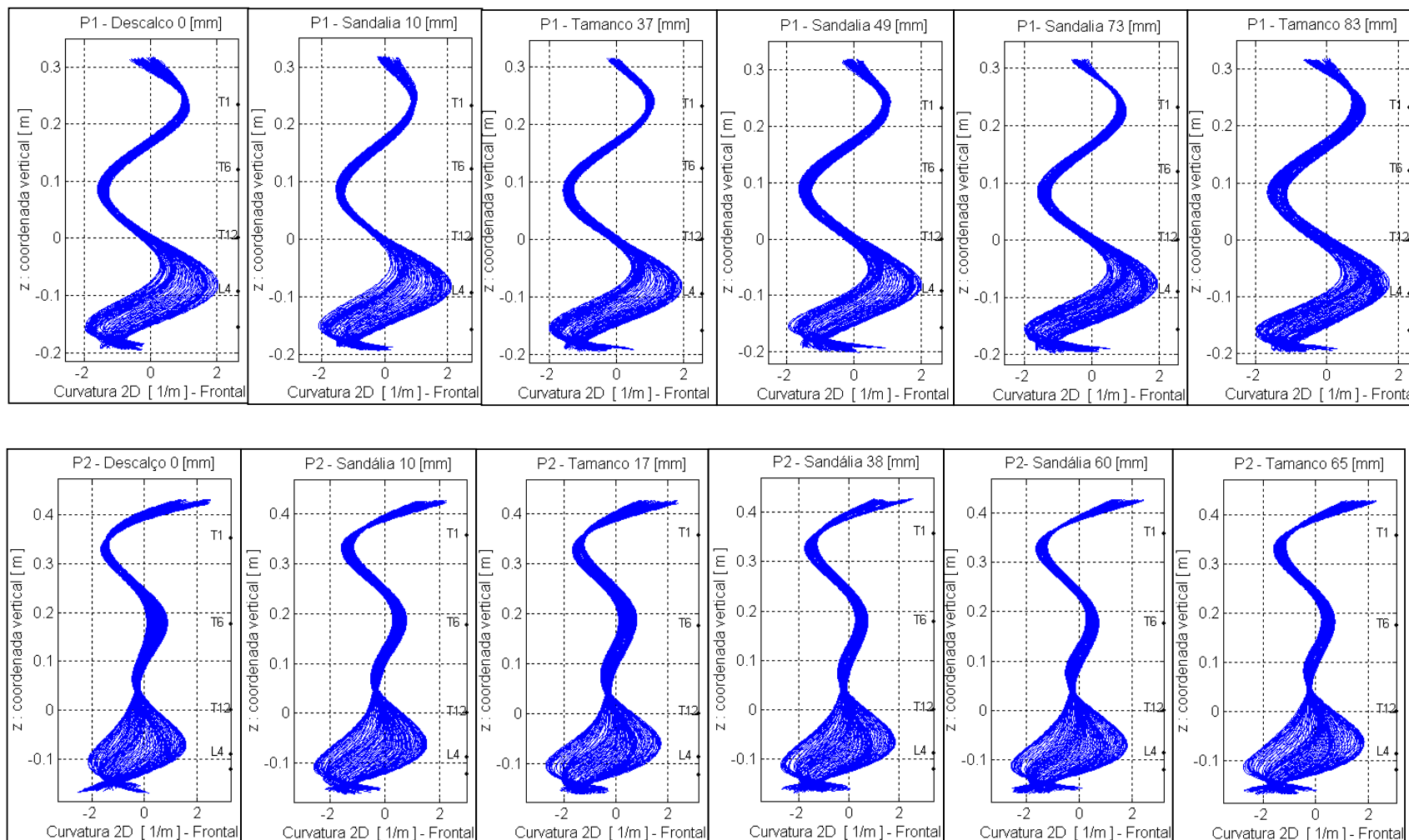
Anexo 4 – Gráficos da Sobreposição das Curvaturas 2D - Plano Sagital – P1 e P2 em ordem crescente de todas as alturas de salto.



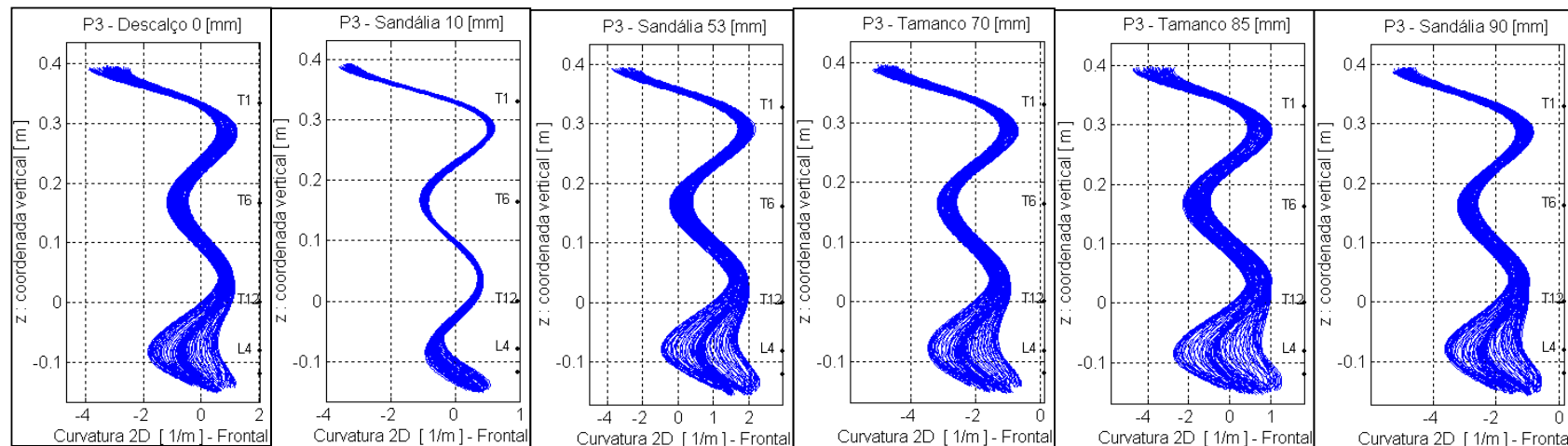
Anexo 4 – Gráficos da Sobreposição das Curvaturas 2D - Plano Sagital – P3 em ordem crescente de todas as alturas de salto.



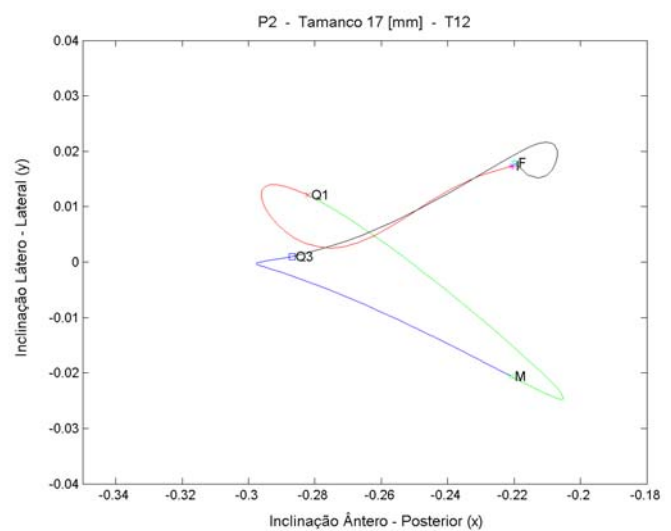
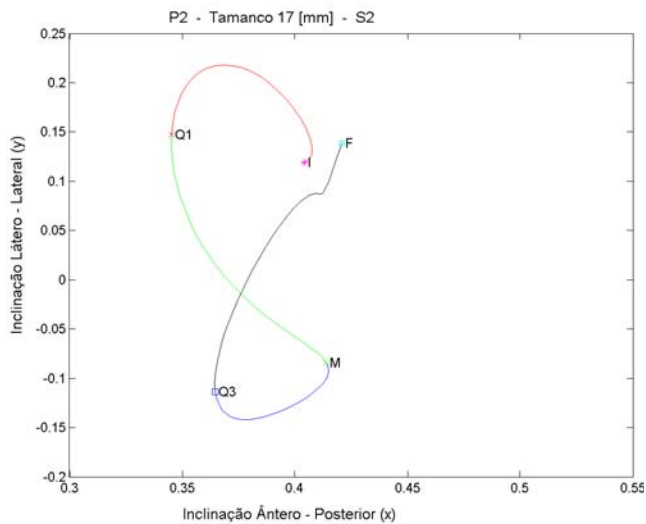
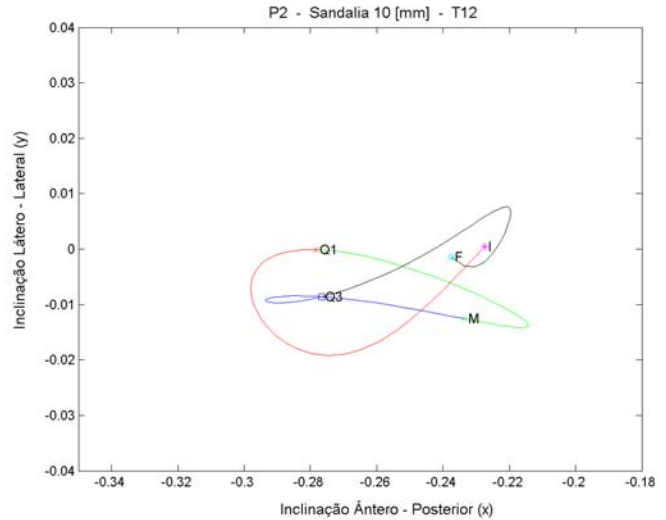
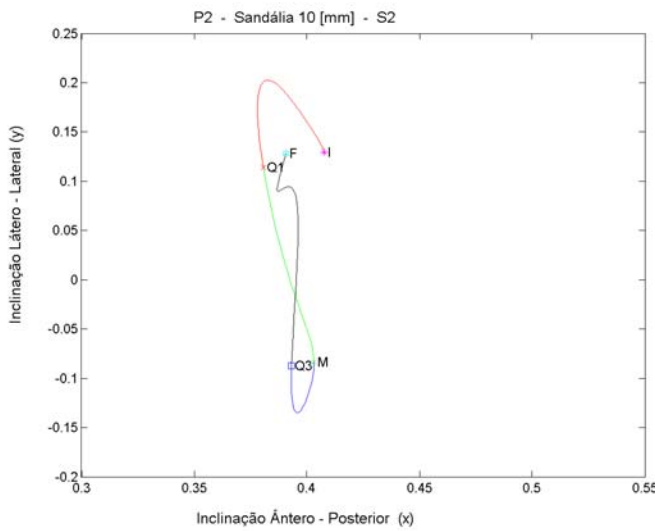
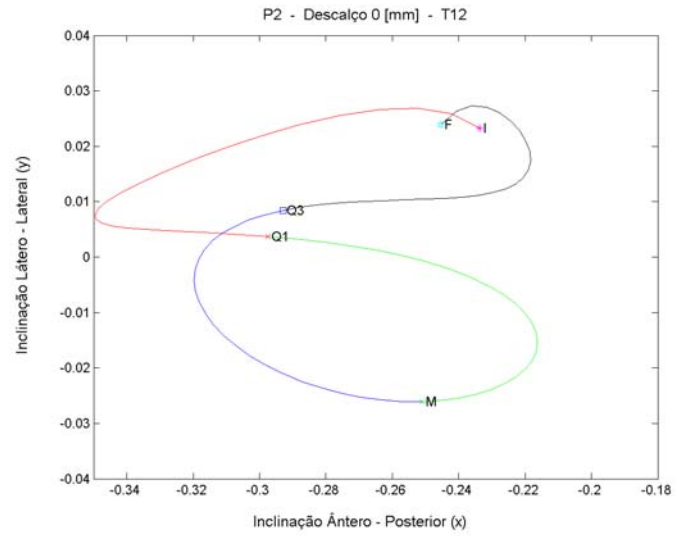
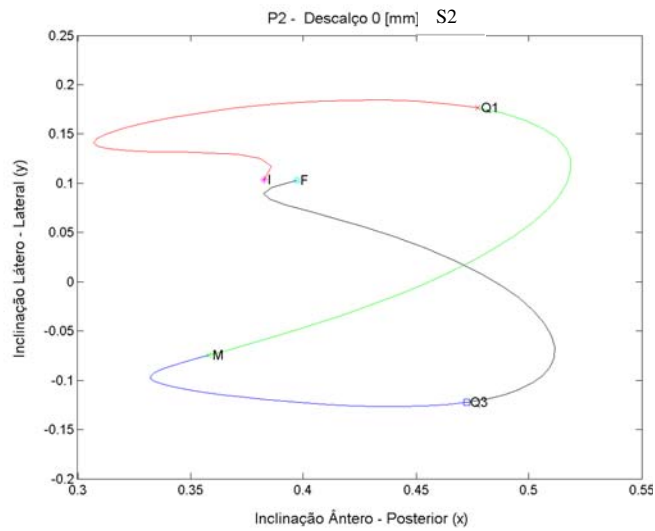
Anexo 5 - Gráficos da Sobreposição das Curvaturas 2D - Plano Frontal – P1 e P2 em ordem crescente de todas as alturas de salto.



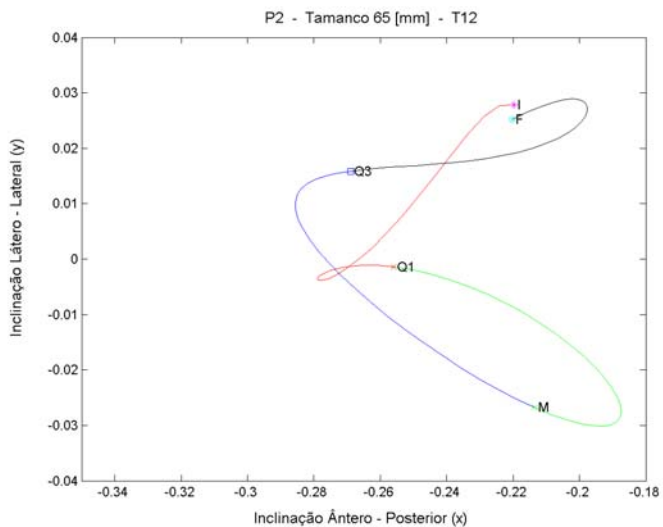
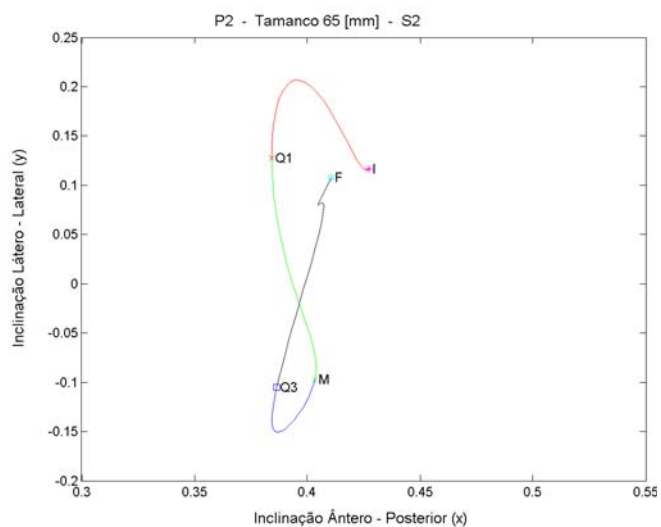
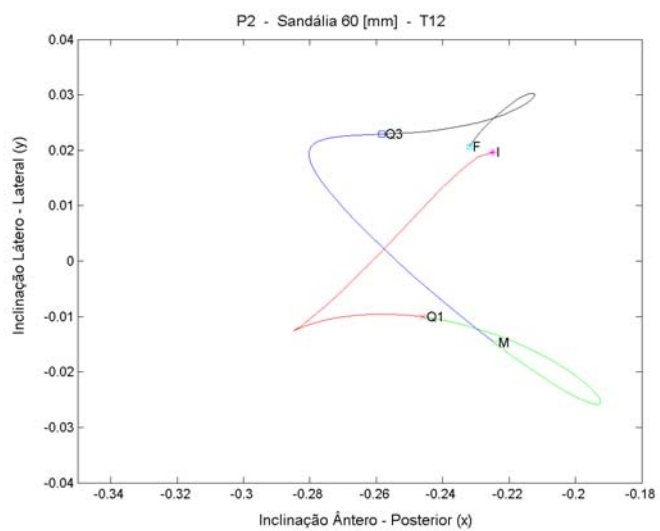
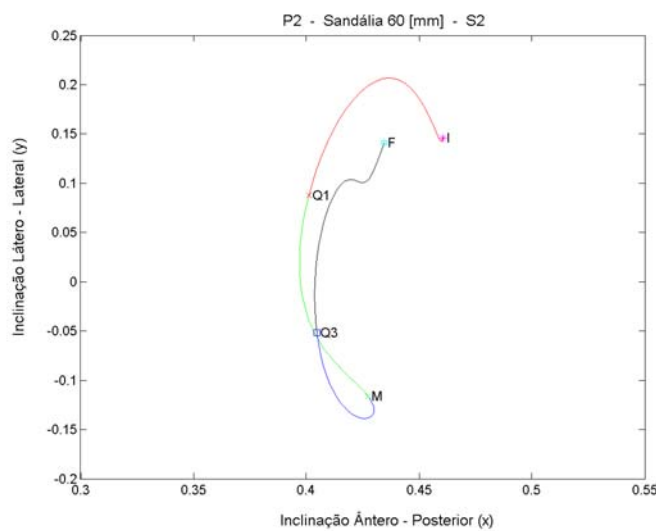
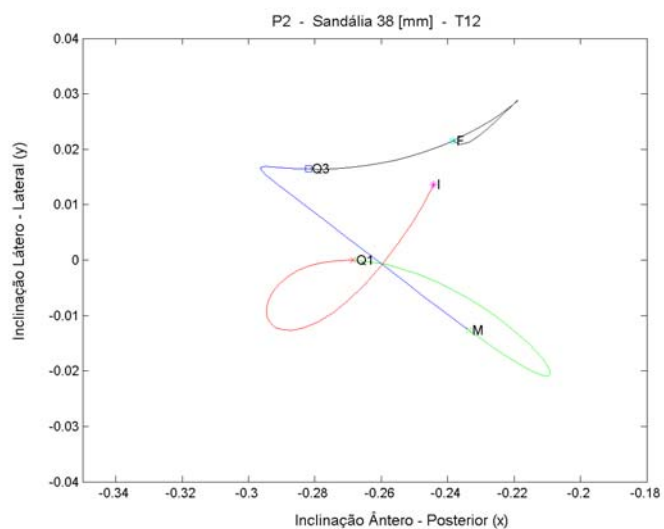
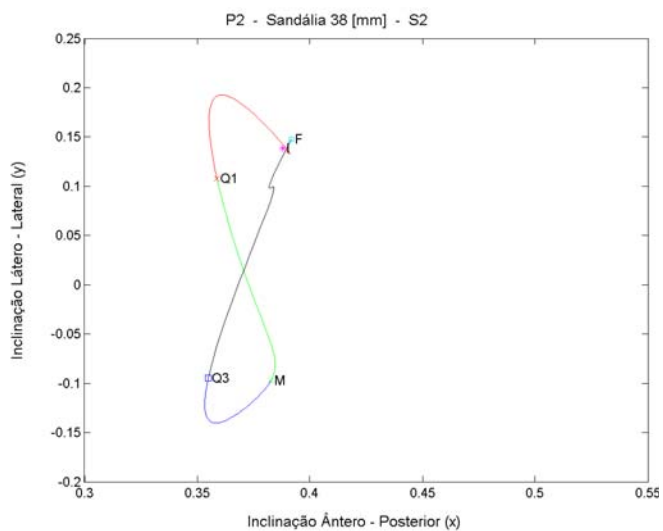
Anexo 5 - Gráficos da Sobreposição das Curvaturas 2D - Plano Frontal – P3 em ordem crescente de todas as alturas de salto.



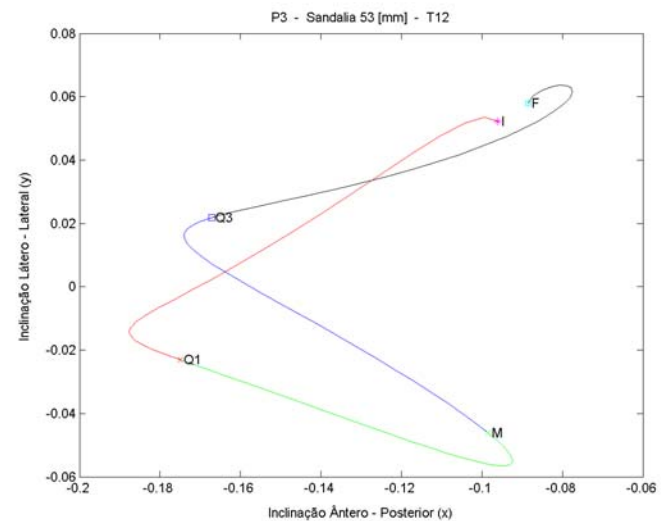
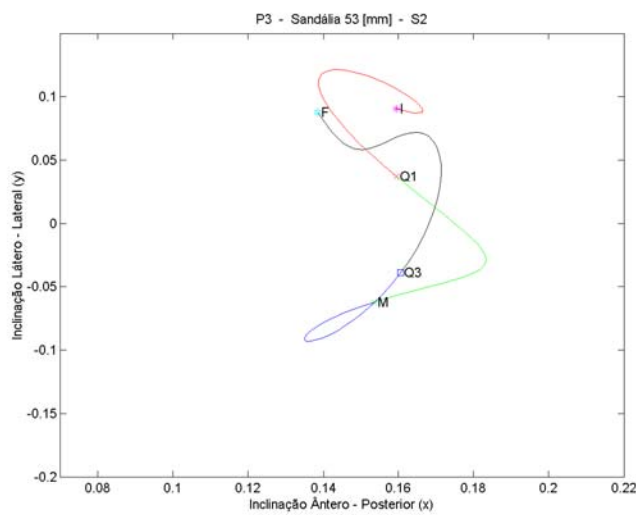
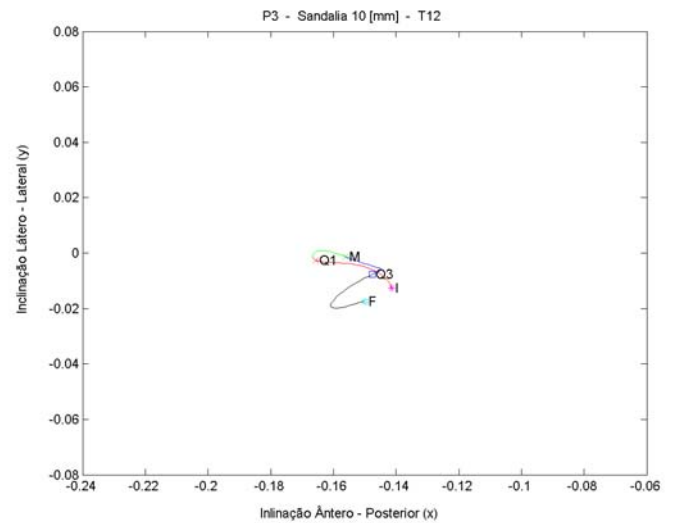
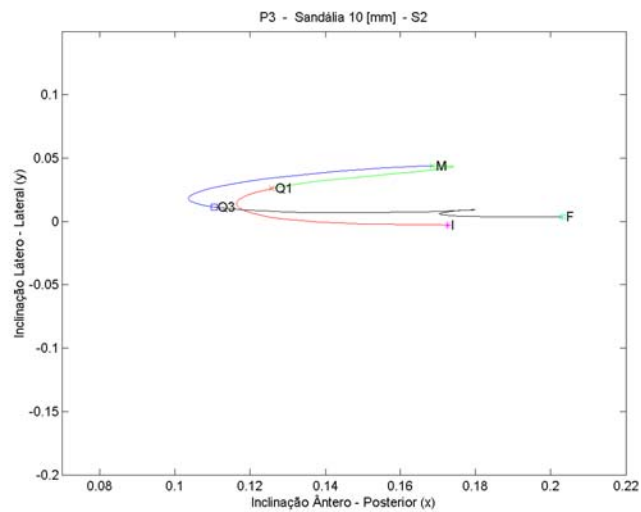
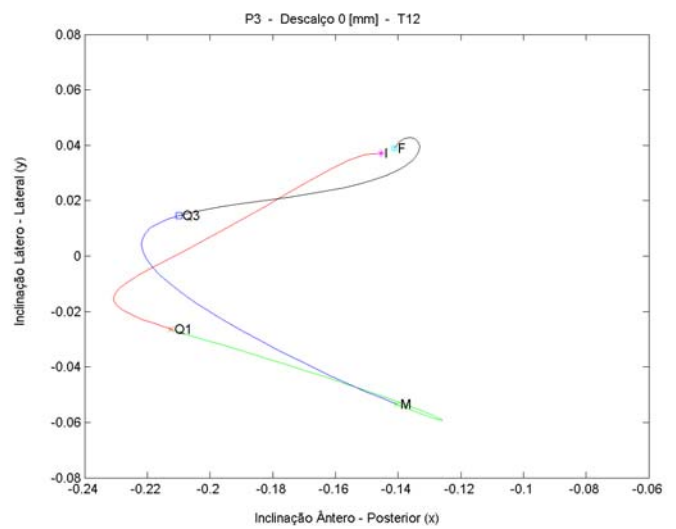
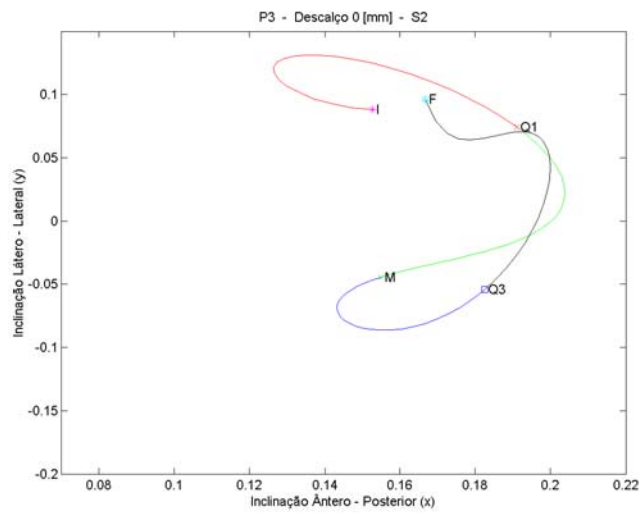
Anexo 6 – Ciclo da Pelve e do Tronco da Voluntária P2



Anexo 6 – Ciclo da Pelve e do Tronco da Voluntária P2



Anexo 7 – Ciclo da Pelve e do Tronco da Voluntária P3



Anexo 7 – Ciclo da Pelve e do Tronco da Voluntária P3

