
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE
(Área de Biodinâmica da Motricidade Humana)**

**ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DO CALÇO E DO MOVIMENTO DE INCLINAÇÃO
LATERAL DA COLUNA VERTEBRAL EM INDIVÍDUOS COM ESCOLIOSE
IDIOPÁTICA**

DALVA MINONROZE ALBUQUERQUE FERREIRA

Tese apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Ciências da Motricidade (Área de Biodinâmica da Motricidade Humana).

**Rio Claro
2009**

ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DO CALÇO E DO MOVIMENTO DE
INCLINAÇÃO LATERAL DA COLUNA VERTEBRAL EM INDIVÍDUOS
COM ESCOLIOSE IDIOPÁTICA

DALVA MINONROZE ALBUQUERQUE FERREIRA

Orientador: Prof. Dr. JOSÉ ÂNGELO BARELA

Tese apresentada ao Instituto de
Biociências do Campus de Rio Claro,
Universidade Estadual Paulista, como
parte dos requisitos para obtenção do
título de Doutor em Ciências da
Motricidade (Área de Biodinâmica da
Motricidade Humana).

RIO CLARO
2009

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE
(ÁREA: DE BIODINÂMICA DA MOTRICIDADE HUMANA)**

TESE DE DOUTORADO defendida em 21/08/2009

**“ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DO CALÇO E DO MOVIMENTO DE
INCLINAÇÃO LATERAL DA COLUNA VERTEBRAL EM INDIVÍDUOS COM
ESCOLIOSE IDIOPÁTICA”**

DALVA MINONROZE ALBUQUERQUE FERREIRA

Comissão Examinadora:

Prof. Dr. José Ângelo Barela

Profa. Dra. Ana Maria Pellegrini

Profa. Dra. Cláudia Regina Sgobbi de Faria

Profa. Dra. Paula Hentschel Lobo da Costa

Prof. Dr. Rúben de Faria Negrão Filho

DEDICATÓRIA

A minha família,

Ao meu esposo **Adriano**, pela paciência, carinho, compreensão e amor;

Aos meus filhos, **Gustavo**, **Adrieli** e **Douglas**, pelo grande amor que nos une.

Aos meus pais, **Âurea** e **Raphael** (*in memorian*), por terem me dado a

oportunidade de ser o que eu sou hoje.

A minha sogra **Hilda** e meu sogro **Jorge** (*in memorian*), pelo muito que me

ajudaram nesta vida.

Obrigada a todos!

AGRADECIMENTOS

A DEUS,

“O SENHOR É O MEU PASTOR E NADA ME FALTARÁ”

(Salmo 22:1)

- Ao meu “grande” orientador, **Prof. Dr. José Ângelo Barela,**

“Não há boa árvore que dê mau fruto, nem má árvore que dê bom fruto. Porque cada árvore se conhece pelo seu próprio fruto. O homem bom, do bom tesouro do seu coração tira o bem... (Jesus Cristo, Lucas 6:43-45).

Muitas palavras seriam necessárias para expressar o meu agradecimento por tudo que você fez por mim, não só como orientada, mas principalmente como pessoa, pois o seu exemplo de vida, de justiça, de responsabilidade, de dedicação, de caráter, de seriedade com um toque de ternura e de muito amor em tudo que faz, eu vou levar por toda a minha vida: Muito obrigada por tudo! Você é incrível!

- A minha amiga e mestre, Profa. Dra. Ana Maria Forte Barela, pela ajuda, orientação, hospitalidade, paciência, você é uma pessoa muito especial;
- Aos docentes membros da banca examinadora da Tese de Doutorado, pela grande colaboração nas sugestões, críticas e correções:

“Aplica o teu coração à disciplina e os teus ouvidos às palavras do conhecimento” (Prov. 23:12);

- Aos ex-alunos do Curso de Fisioterapia da Faculdade de Ciências e Tecnologia/UNESP – Campus de Presidente Prudente: Alessandro de Lima

Carnielli e Danilo Augusto Ninello, e ao meu filho Gustavo, pela valiosa ajuda na coleta e processamento dos dados;

- Ao Prof. Dr. Rúben de Faria Negrão Filho, responsável pelo Laboratório de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano da FCT/UNESP – Campus de Presidente Prudente, pela disponibilização do local e materiais para a realização das coletas;
- A minha grande amiga: Diana Rezende de Toledo, pela maravilhosa acolhida que sempre me proporcionou em Rio Claro e pela ajuda em todos os sentidos, você é demais!
- Aos meus amigos do LEM: Diana 2, Andrei, Daniela, Milena, Paula, Matheus, Raquel, Thátia, Mário, Carol, Gisele, Ivan, Toke e Maggi pelo companheirismo, pela ajuda em várias situações e convívio tão agradável no melhor Laboratório que eu já conheci;
- Aos amigos que eu conheci no IB/UNESP, Campus de Rio Claro: Mônica (Colombiana), Angélica, Maria, Chiquinha, Priscila e Cláudia, pela companhia nas aulas e pela troca de conhecimentos;
- A todos os docentes do Departamento de Fisioterapia da FCT/UNESP – Campus de Presidente Prudente, pela amizade, força e incentivo;
- Ao Dr. Antonio Alberto Barbosa, médico do Instituto de Radiologia de Presidente Prudente pela realização dos exames radiográficos e à Maria pela execução dos desenhos;
- A Pró-Reitora de Pós-Graduação da UNESP pelo auxílio financeiro para frequentar o Programa de Pós-Graduação em Ciências da Motricidade;
- A todos os participantes do estudo, pela valorosa contribuição.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar as alterações estáticas e dinâmicas em pacientes com escoliose idiopática na posição ortostática, sem e com inclinação lateral com restrição associadas ou não as mudanças unilaterais de calços. O grupo experimental foi constituído por pacientes com escoliose idiopática com curva dupla ($\geq 10^\circ$) e o grupo controle por participantes sem escoliose na mesma faixa etária (13-24 anos). Foram utilizadas três câmeras de vídeo, 18 marcadores fixados em referências anatômicas dos participantes, dois calços, de 1 e de 3 cm de altura e uma escala para restrição e padronização da inclinação lateral. As tentativas foram realizadas aleatoriamente, nas condições sem calço ou com calço baixo ou alto sob o pé direito e esquerdo e nas tarefas, estática (15 segundos) ou dinâmica (5 movimentos de inclinação lateral para direita ou esquerda). Foram calculados os ângulos posturais: alfa 1 (torácico alto), alfa 2 (torácico médio), alfa 3 (tóraco-lombar) e alfa 4 (lombar) e os ângulos segmentares: beta 1 (ombros), beta 2 (escápulas), beta 3 (pelves) e beta 4 (joelhos). Na situação estática, os grupos e os calços tiveram uma maior influência nos ângulos posturais tóraco-lombar e lombar e nos ângulos segmentares da pelve e do joelho. Na situação dinâmica sem calço, nenhuma diferença foi observada entre grupos, porém o calço associado aos movimentos de inclinação lateral provocou ajustes posturais compensatórios nos ângulos posturais alfas e segmentares betas, sendo que as diferenças foram maiores com o calço alto nos pacientes com escoliose, indicando um possível mecanismo corretivo. Estas alterações posturais tanto estáticas como dinâmicas, indicam a busca de uma nova organização estrutural e equilíbrio do tronco, sendo que os segmentos superiores foram mais influenciados na condição dinâmica com calços baixo e alto enquanto que na condição estática os segmentos inferiores foram mais influenciados pelos calços.

Palavras-Chave: postura ortostática, inclinação lateral, calços, cinemática, ajustes posturais.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate static and dynamic changes in patients with idiopathic scoliosis in the orthostatic position, with and without restricted lateral inclination associated with or not unilateral changes of shoe lifting. The experimental group was constituted by patients with idiopathic scoliosis with double curve ($\geq 10^\circ$) and the control group by participants without scoliosis with the same age (13-24 years). Three video cameras were used, with 18 markers fixed on the participants' anatomical references, along with two shoe lifts, 1 and 3 cm of height, and a scale for restriction and standardization of the lateral inclination. The trials were accomplished randomly, in the conditions without or with shoe lift (low or high) under the right and left foot and in the tasks, static (15 seconds) or dynamic (5 movements of lateral inclination for right or left). Postural angles: alpha 1 (thoracic high), alpha 2 (thoracic medium), alpha 3 (thoracolumbar) and alpha 4 (lumbar); and segmental angles: beta 1 (shoulders), beta 2 (scapulas), beta 3 (pelvis) and beta 4 (knees) were calculated. In the static condition, group and shoe lift mostly influenced the postural angles, thoracic-lumbar and lumbar, and the segmental angles of the pelvis and knee. In the dynamic condition without shoe lift, no difference was observed between groups, however, with shoe lift, and lateral inclination compensatory postural adjustments were observed in the postural alpha angles and segmental beta angles, with the largest differences observed in the condition with the high shoe lifting in the patients with scoliosis, indicating a possible corrective mechanism. These, static and dynamics, postural changes suggest a new structural organization and equilibrium of the trunk, with the trunk upper segments being the ones more influenced by the dynamic condition with low and high shoe lifting whereas in the static condition, the lower trunk segments were the ones more influenced by the shoe lift.

Keywords: standing posture, side shift, shoe lift, kinematics, postural adjustments.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Valores das médias ($\pm$ desvio padrão) da idade (anos), peso (Kg), altura (m) e IMC (Índice de Massa Corpórea) (Kg/m^2) do grupo controle (n=10) e do grupo experimental (n=10).....	59
Tabela 2.	Valores dos ângulos de Cobb (graus) dos participantes do grupo experimental (n=10) divididos em função do tipo de curva (torácica ou lombar) e lado da curva (direito ou esquerdo).....	59

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Calço baixo de 1 cm (A) e calço alto de 3 cm (B) de altura com o desenho da impressão plantar.....	61
Figura 2.	Representação da parte posterior do corpo humano com os 18 marcadores reflexivos no tronco e nos membros inferiores.....	64
Figura 3.	Disposição das câmeras dentro da área de coleta (altura da câmera 1 = 1,85m, câmera 2 = 1,55m e câmera 3 = 1,85m) e orientação do sistema de coordenadas (x, y e z).....	65
Figura 4.	Participante realizando a inclinação lateral à direita nas escalas de restrição e padronização até que as falanges proximais do membro superior direito, com o punho cerrado, toquem a escala do mesmo lado.....	68
Figura 5.	Representação dos ângulos posturais da coluna vertebral no plano frontal, sendo o ângulo α_1 na região torácica alta formado pelos marcadores T2T4-T4T6, o ângulo α_2 na região torácica média formado pelos marcadores T6T8-T8T10, o ângulo α_3 na região tóraco-lombar formado pelos marcadores T10T12-T12L2 e o ângulo α_4 na região lombar formado pelos marcadores L2L4-L4S1.....	71
Figura 6.	Representação dos ângulos segmentares em relação ao eixo x, ângulo β_1 , ângulo segmentar do ombro, formado pelos marcadores da região do acrômio direito e esquerdo; ângulo β_2 , ângulo segmentar da escápula, formado pelos marcadores na região do ângulo inferior da escápula direita e esquerda; ângulo β_3 , ângulo segmentar da pelve, formado pelos marcadores na região da crista ilíaca pósterio-superior direita e esquerda e o ângulo β_4 , ângulo segmentar do joelho, formado pelos marcadores da região da linha articular da fossa poplíteia direita e esquerda.....	73
Figura 7.	Médias e desvios padrão dos ângulos alfa (A) e dos ângulos beta (B) para os grupos controle e experimental, na condição sem calço, na tarefa estática.....	78
Figura 8.	Médias e desvios padrão dos ângulos alfa, com calço direito baixo (A) e com calço alto (B) para os grupos controle e experimental, na tarefa estática.....	80

Figura 9.	Médias e desvios padrão dos ângulos beta, com calço direito baixo (A) e com calço alto (B) para os grupos controle e experimental, na tarefa estática.....	81
Figura 10.	Médias e desvios padrão dos ângulos alfa, com calço esquerdo baixo (A) e com calço alto (B) para os grupos controle e experimental, na tarefa estática.....	82
Figura 11.	Médias e desvios padrão dos ângulos beta, com calço esquerdo baixo (A) e com calço alto (B) para os grupos controle e experimental, na tarefa estática.....	83
Figura 12.	Médias e desvios padrão das amplitudes dos ângulos alfa, durante o movimento de inclinação lateral direita (A) e inclinação lateral esquerda (B) para os grupos controle e experimental, na condição sem calço, na tarefa dinâmica.....	84
Figura 13.	Médias e desvios padrão das amplitudes dos ângulos beta, durante o movimento de inclinação lateral direita (A) e inclinação lateral esquerda (B) para os grupos controle e experimental, na condição sem calço, na tarefa dinâmica.....	85
Figura 14.	Médias e desvios padrão das amplitudes dos ângulos alfa, durante o movimento de inclinação lateral direita com calço direito baixo (A) e direito alto (B) e inclinação lateral esquerda com calço direito baixo (C) e direito alto (D) para os grupos controle e experimental, na tarefa dinâmica.....	87
Figura 15.	Médias das amplitudes dos ângulos alfa 2 (A), alfa 3 (B) e alfa 4 (C) durante o movimento de inclinação lateral direita e esquerda com calço direito baixo e alto.....	88
Figura 16.	Médias e desvios padrão das amplitudes dos ângulos beta, durante o movimento de inclinação lateral direita com calço direito baixo (A) e direito alto (B) e inclinação lateral esquerda com calço direito baixo (C) e direito alto (D) para os grupos controle e experimental, na tarefa dinâmica.....	90
Figura 17.	Médias e desvios padrão das amplitudes dos ângulos alfa, durante o movimento de inclinação lateral direita com calço esquerdo baixo (A) e esquerdo alto (B) e inclinação lateral esquerda com calço esquerdo baixo (C) e esquerdo alto (D) para os grupos controle e experimental, na tarefa dinâmica.	92
Figura 18.	Médias das amplitudes dos ângulos alfa 2 (A) e alfa 3 (B) durante o movimento de inclinação lateral direita e esquerda com calço esquerdo baixo e alto.....	92

Figura 19. Médias e desvios padrão das amplitudes dos ângulos beta, durante o movimento de inclinação lateral direita com calço esquerdo baixo (A) e esquerdo alto (B) e inclinação lateral esquerda com calço esquerdo baixo (C) e esquerdo alto (D) para os grupos controle e experimental, na tarefa dinâmica. 93

SUMÁRIO

	PÁGINA
CAPÍTULO 1. Introdução.....	14
CAPÍTULO 2. Revisão de Literatura.....	18
2.1. ESCOLIOSE.....	18
2.1.1. Descrição e complexidade.....	18
2.1.2. Incidência e prevalência.....	21
2.1.3. Tipos de deformidades.....	23
2.1.4. Métodos de análise.....	29
2.2. ORIENTAÇÃO E EQUILÍBRIO POSTURAL.....	36
2.3. MOVIMENTOS DO “DIA-A-DIA”.....	43
2.4. COMPENSAÇÕES.....	50
CAPÍTULO 3. Material e Método.....	58
3.1. PARTICIPANTES.....	58
3.2. MATERIAL.....	59
3.3. MÉTODO.....	61
3.4. PROCESSAMENTO DOS DADOS.....	69
3.4.1. Ângulos posturais.....	70
3.4.2. Ângulos segmentares.....	71
3.5. TRATAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS.....	73
3.6. ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	74
CAPÍTULO 4. Resultados.....	77
4.1. SITUAÇÃO ESTÁTICA.....	77
4.1.1. Sem calço.....	77
4.1.2. Com calço direito.....	79
4.1.3. Com calço esquerdo.....	81
4.2. SITUAÇÃO DINÂMICA.....	83
4.2.1. Sem calço.....	83
4.2.2. Com calço direito.....	85
4.2.3. Com calço esquerdo.....	90
CAPÍTULO 5. Discussão.....	94
5.1. SITUAÇÃO ESTÁTICA SEM CALÇO.....	100
5.2. SITUAÇÃO ESTÁTICA COM CALÇO.....	106
5.3. SITUAÇÃO DINÂMICA SEM CALÇO.....	110
5.4. SITUAÇÃO DINÂMICA COM CALÇO.....	116

CAPÍTULO 6. Conclusões e Considerações Finais.....	130
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	133
APÊNDICE A. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	172
ANEXOS.....	176
ANEXO A. Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa do IB/UNESP/RC.....	177
ANEXO B. Ficha de Avaliação individual.....	178

CAPÍTULO 1.

INTRODUÇÃO

A coluna vertebral é simultaneamente estrutura e instrumento para transferência de força e movimento. Este sistema complexo e seu funcionamento são, de fato, pouco conhecidos tanto em situações estática quanto dinâmica (YETRAM; JACKMAN, 1980).

A manutenção da postura estática requer controle e sensibilidade continua da posição da cabeça, do tronco sobre a pelve e dos membros inferiores sobre o solo. Este controle é organizado e desempenhado pelo sistema de controle postural do tronco, e tem recebido pouca atenção de estudiosos. Ampliar o corpo de conhecimento sobre do controle postural do tronco e coluna vertebral é importante não apenas porque amplia a compreensão do controle postural corporal, mas também porque um déficit neuromuscular tem sido sugerido como um possível fator patogênico que pode causar a progressão das deformidades do tronco ou da coluna vertebral em

adolescentes com escoliose idiopática (DRISCOLL et al., 1984; McGLASHEN et al. 1991; SAHLSTRAND; ORTENGREN; NACHEMSON, 1978).

Por outro lado, a dinâmica da coluna vertebral apresenta amplitudes de movimentos normais muito variáveis. O movimento na coluna é definido em três planos: flexão e extensão; inclinação lateral e rotação axial. Diversos estudos têm indicado esta propriedade de “tridimensionalidade” da coluna vertebral, como uma propriedade muito importante. Portanto, para estudar o efeito do movimento na coluna vertebral, devemos considerar esta propriedade para esclarecer as alterações que ocorrem em uma coluna normal, aparentemente sem deformidades e em uma coluna com deformidades posturais, como a escoliose que também é uma deformidade tridimensional.

A importância do alinhamento na escoliose é a base para diagnóstico exato e terapia adequada para cada caso (DEACON; FLOOD; DICKSON, 1984; SCHMIDT; GASSEL, 1994; STOKES; BIGALOW; MORELAND, 1987). Este alinhamento na escoliose pode ser avaliado e influenciado por manipulações do controle postural estático e dinâmico da coluna vertebral, por meio da padronização da postura ortostática sobre calços e das mudanças unilaterais nesses calços, associadas ou não ao movimento de inclinação lateral da coluna vertebral.

Ainda são poucos os mecanismos básicos do controle postural na coluna vertebral do paciente escoliótico por meio de estudos do equilíbrio na posição ortostática ainda são pouco conhecidos. Nessa posição, são necessários ajustes posturais que podem ser acompanhados de uma grande variedade de respostas nas articulações dos tornozelos, joelhos, da coluna

vertebral, de forma independente ou combinada (CHOLEWICKI; POLZHOFFER; RADEBOLD, 2000).

A base para a evolução da eficácia de qualquer forma de tratamento de uma deformidade vertebral permanece na avaliação das alterações que ocorrem durante o tratamento, mais especificamente, durante a realização das manobras corretivas. Portanto, uma técnica precisa de observação deve ser utilizada, envolvendo registros dessas variações na escoliose idiopática. Estas variações do ponto de vista clínico e terapêutico podem refletir correção de parte da deformidade, porém deterioração de outras (SARASTE; ÖSTMAN, 1986).

Alguns fatores ao longo dos anos contribuíram para determinar o propósito deste estudo: a pouca atenção que a análise postural do tronco tem recebido na literatura para ajudar a elucidar a etiologia e progressão da escoliose; a importância de estudos das propriedades e do alinhamento nas deformidades da coluna vertebral e a complexidade no entendimento da estrutura e da mecânica da coluna vertebral, mais especificamente, da escoliose idiopática.

Diante do exposto, o presente estudo tem como objetivo avaliar as alterações estáticas e dinâmicas na coluna vertebral de pacientes com escoliose idiopática na posição ortostática, durante a realização de movimentos de inclinação lateral com restrição e nas mudanças unilaterais de calços associadas ou não aos movimentos de inclinação lateral.

Para tanto, foi utilizada uma análise cinemática do movimento, onde os ângulos posturais da coluna vertebral e os ângulos segmentares dos

ombros, escápulas, pelves e joelhos foram mensurados para verificar como a posição estática, o movimento de inclinação lateral e a mudança unilateral dos calços (baixo e alto) eram alterados na escoliose idiopática e comparar com um grupo controle.

CAPÍTULO 2.

REVISÃO DE LITERATURA

2.1. ESCOLIOSE

2.1.1. Descrição e complexidade

A escoliose é definida como uma deformidade tridimensional que se caracteriza por alterações da coluna vertebral nos três planos, sendo o desvio lateral no plano frontal, a rotação vertebral no plano axial e a lordose no plano sagital (CRUICKSHANK; KOIKE; DICKSON, 1989; DEACON; FLOOD, DICKSON, 1984; DICKSON, 1983, 1988; DICKSON; LEATHERMAN, 1988, 1990; KOJIMA; KUROKAWA, 1992; LOPEZ-SOSA; GUILÉ; BOWEN, 1995; PERDRIOLLE et al., 2001; SMITH; DICKSON, 1987). Este aspecto tridimensional que envolve as deformidades na escoliose tem levado médicos, engenheiros, físicos e matemáticos a pesquisarem técnicas que possam auxiliar no entendimento e evolução dessa patologia (DRERUP; HIERHOLZER,

1987, 1992 a, b; JEFFRIES et al., 1980; LOU et al., 2000; ROSENBERG et al., 1990; SHIRADO et al., 1995; SKALLI; LAVASTE; DESCRIMES, 1995; SMITH et al., 1991; STOKES; BIGALOW; MORELAND, 1987; THEOLOGIS et al., 1993, 1997; TURNER-SMITH et al., 1988, VILLEMURE et al., 2001).

Souchard e Ollier (2001) afirmam que na escoliose tridimensional há uma diminuição ou até mesmo anulação da cifose torácica, mas não descartam a possibilidade de casos de escoliose que não alteram a cifose torácica fisiológica (sendo considerada então uma deformidade bidimensional) ou ainda coexistência da escoliose com uma hipercifose.

Stokes (1991) relata que pacientes com escoliose podem ser avaliados do ponto de vista biomecânico por mensurações que têm fornecido informações sobre a deformidade vertebral e seu tratamento. Schultz (1991) confirma esta idéia ao sugerir que a escoliose é uma condição física que é definida em termos mecânicos, mas acrescenta que o valor de estudos biomecânicos é talvez menos aceito, porém necessários. Closkey e Schultz (1993) enfatizaram que o conhecimento insuficiente da biomecânica da deformidade da caixa torácica na escoliose é um problema fundamental, e que estudos nessa área são importantes e necessários.

Smith e Fernie (1991) estudando a biomecânica funcional da coluna, sugeriram que a coluna vertebral, quando curvada dentro do seu estado normal mas em condições de escoliose, é um sistema inerentemente instável, requerendo suporte muscular ativo para manter a postura desejada. A presença de rotação axial combinada com inclinação lateral pode contribuir para o desenvolvimento de curvas escolióticas exageradas. Neste caso, a

deformidade do corpo vertebral que acompanha a escoliose vai destruindo qualquer simetria axial e criando um estado de desequilíbrio.

Uma importante característica na deformidade da escoliose idiopática é a rotação axial vertebral que acompanha o desvio lateral vertebral. Interações mecânicas dentro da coluna causando rotação vertebral com desvio lateral (ARKIN, 1950). Essa rotação pode ser importante para o início e progressão da escoliose. A magnitude da rotação axial correlaciona com o desvio lateral de vértebras no eixo da coluna e a rotação é máxima perto do ápice da curva (DICKSON; LEATHERMAN, 1990; STOKES; ARMSTRONG, MORELAND, 1988; STOKES; BIGALOW; MORELAND, 1987). A rotação axial usualmente desvia o processo espinhoso do corpo vertebral para a concavidade da escoliose. Infelizmente, a causa dessa interação entre desvio lateral e rotação axial não é bem entendida (CASTELEIN; van DIEËN; SMIT, 2005; STOKES; GARDNER-MORSE, 1991).

A deformidade tridimensional da escoliose é responsável pelas alterações geométricas e morfológicas no tronco e na caixa torácica. As mudanças morfológicas foram relatadas por Le Blanc et al. (1996), que observaram alterações posturais na orientação da cabeça, ombros, escápulas e pelve nos três planos. Esta deformidade não apenas modifica o formato do tronco, mas também altera a relação entre os segmentos corporais (GOLDBERG et al. 2001; MASSO; GORTON III, 2000; NAULT et al. 2002). Estas alterações posturais na posição corporal associadas com a escoliose podem estar associadas, em parte, às instabilidades na posição ortostática.

Alguns fatores determinantes são levantados no esclarecimento da escoliose idiopática do adolescente (EIA) e atualmente existe crescente interesse em algumas causas divididas em estágios: a história natural que envolve um estágio inicial na qual uma curva pequena desenvolve devido a um pequeno defeito no sistema de controle neuromuscular e um segundo estágio, durante o crescimento na adolescência, no qual a curva escoliótica é exacerbada devido a fatores biomecânicos, embora a disfunção neuromuscular possa ser um fator na extensão da progressão durante o crescimento normal. Secundário à escoliose, um sistema de força surge que pode ser responsável pelas características geométricas e morfológicas da EIA (SMITH; DICKSON, 1987; VELDHUIZEN; WEVER; WEBB, 2000).

Geralmente, na EIA estes fatores determinantes são baseados sobre a presença de um distúrbio no desenvolvimento do sistema nervoso central responsável pela assimetria nos músculos do tronco, particularmente os rotadores vertebrais ligados às costelas. Subseqüentemente, o crescimento corporal e ação da gravidade na presença de assimetria neuromuscular podem contribuir para a continuação da deformidade na curvatura da coluna (NAULT et al. 2002; VELDHUIZEN; WEVER; WEBB, 2000). Estes estudos citados sugerem e supõem uma relação entre escoliose e estabilidade postural.

2.1.2. Incidência e prevalência

A incidência de escoliose na população varia de 1 a 13%, embora a incidência de escoliose com mais de 10º é de aproximadamente 2,5%. Porém, somente 0,25% das escolioses são progressivas, com a deformidade

aumentando, principalmente durante a fase do crescimento rápido na adolescência (ASHER; BURTON, 2006; BROOKS et al., 1975; LIU; HUANG, 1996). A prevalência de escoliose pode variar de acordo com a magnitude da curva em graus. Curvas menores que 5º com 4,5% de prevalência, curvas entre 5-9º com 7,1%, curvas entre 10-14º com 2,0%, curvas entre 15-19º com 0,6% e curvas maiores do que 20º com prevalência de 0,2%, totalizando 14,4% de prevalência de escoliose (DICKSON, 1983; DICKSON; LEATHERMAN, 1988).

A Sociedade de Pesquisa em Escoliose, em 1976, sugeriu que apenas as curvas com ângulo de Cobb maior que 7º deveriam ser qualificadas como escolioses. Em 1977, este limite foi ajustado para 10º, entretanto, em alguns estudos, curvas com ângulo de Cobb maior que 5º são consideradas como escoliose (STOKES; ARMSTRONG; MORELAND, 1988; XIONG et al., 1994).

A escoliose é mais comum em mulheres, numa proporção de 3,6 mulheres para cada homem para escoliose total e de 10 mulheres para cada homem nas escolioses severas (curvas $\geq 30^\circ$), com curvas torácicas direitas sendo mais prevalentes e com maior potencial de progressão. Ainda, as escolioses em escolares são caracterizadas por uma proporção de 1,4 meninas para cada menino, com preponderância das curvas lombares (DICKSON; LEATHERMAN, 1988; OBERKLAD et al., 2002).

As deformidades vertebrais na escoliose estão relacionadas com a sua patogênese, que permanece desconhecida, especialmente na escoliose idiopática, que representam mais de 80% de todas as escolioses.

Conseqüentemente, muitas hipóteses têm sido levantadas sobre as causas da EIA, sugerindo fatores genéticos, esqueléticos, miogênicos, tóxico ou químico, mecânico ou biomecânico, neurohormonal e neurogênico. Até agora, entretanto, nenhuma dessas hipóteses, foi comprovada ou convincente. Muitas são as razões para essa falta de consenso, como o fato de que diferentes causas poderiam provocar um mesmo tipo de escoliose e que uma causa multifatorial poderia envolver as possíveis anormalidades causais nos diferentes tipos de escoliose (BYRD III, 1988; COILLARD; RIVARD, 1996).

Em aproximadamente 15-20% dos casos de escoliose, a causa inicial é conhecida. Nos casos restantes, a ocorrência de escoliose provavelmente decorre de problemas posturais, porém por não terem causas determinadas são denominadas de escolioses idiopáticas (STEBENS, 2003).

2.1.3. Tipos de deformidade

As escolioses podem ser classificadas em estruturais e não estruturais ou funcionais. As escolioses não estruturais são também conhecidas como secundárias e não progressivas e decorrem, normalmente, de discrepância do comprimento dos membros inferiores, assimetria pélvica ou ambas, lesões irritativas e escoliose histérica. Estas curvas são corrigidas na posição deitada ou durante a radiografia com inclinação lateral para o lado da convexidade da curva. As escolioses estruturais, também conhecidas como primárias ou progressivas, apresentam um segmento da coluna com uma curvatura lateral fixa. Estas curvas se caracterizam por não serem corrigidas durante a radiografia com inclinação lateral e podem ter um início precoce,

antes mesmo dos cinco anos de idade. As estruturais podem ser: idiopáticas, neuropáticas, miopáticas, osteopáticas e metabólicas. Do ponto de vista prático elas podem ser congênitas ou adquiridas (DICKSON; LEATHERMAN, 1988, 1990; RICHARDS; VITALE, 2007).

As escolioses estruturais, aquelas que não podem ser corrigidas com simples mudança de postura ou por meio de tração, por haver anormalidades na estrutura, são caracterizadas pela presença de uma proeminência rotacional no lado convexo da curva (HEBERT; XAVIER, 2003; SOUCHARD; OLLIER, 2001). Os corpos vertebrais são rodados no sentido da convexidade, o que é melhor visualizado quando o indivíduo realiza uma flexão anterior do tronco (teste de Adams), revelando externamente uma alteração na superfície do tronco que é conhecida como gibosidade. A gibosidade torácica pode aparecer devido à rotação da caixa torácica (conseqüência da rotação das vértebras), com elevação do lado da convexidade e depressão do lado da concavidade, e a gibosidade lombar ou a tóraco-lombar pode ocorrer por aumento do volume e proeminência da musculatura também do lado da convexidade.

Em todos os casos, a gibosidade pode ser relacionada com a magnitude da deformidade vertebral (FERREIRA; DEFINO, 2001; GIMENEZ et al., 2005; SALATE; ARONI; FERREIRA, 2003; SUGUIKAWA; FERREIRA, 2001). A utilização do teste de Adams, que causa essa elevação do lado convexo da curva escoliótica, tornou-se a posição padrão para detectar escoliose. Surós (1977) e Vercauteren et al. (1982) usaram instrumentos semelhantes (objeto de madeira adaptado com nível de água e réguas) para

medir gibosidade em milímetros, constatando que gibosidades menores que 5 mm podem ser consideradas fisiológicas ou normais.

Segundo Del Sel et al. (1976), a escoliose idiopática é de causa desconhecida ou sem causa aparente, pois existe a dificuldade de saber se foi originada por patologias, sintomatologias ou hereditárias, por isso é diagnosticada por eliminação. Predomina em mulheres e, de acordo com a idade estimada de início, pode ser dividida em:

- Infantil: desde o nascimento até 3 anos, predomina em crianças do sexo masculino é caracterizada por curvas torácicas de convexidade esquerda predominantemente. Uma grande maioria regride espontaneamente, mas as poucas que não melhoram determinam deformidades muito severas.
- Juvenil: entre 3 e 10 anos ou até a puberdade.
- Adolescente: dos 10 anos até a maturidade óssea, sendo que 85% são mulheres e predominam as curvas torácica direita e tóraco-lombares. O padrão de curvas mais freqüente nas escolioses idiopáticas do adolescente é o da torácica direita, ou tóraco-lombar direita ou lombar esquerda, ou torácica direita e lombar esquerda simultaneamente. Nas curvas torácicas e lombares, por razões mecânicas, a coluna desenvolve curvaturas de lado inverso na zona originalmente sem curva (por exemplo, numa escoliose dorsal direita aparece uma curva lombar esquerda compensatória). Em relação aos adolescentes Payne et al. (1997), estudaram casos de escoliose idiopática e seus impactos psicológicos em adolescentes entre 12 e

18 anos e concluíram que a escoliose idiopática severa é um fator de risco significativo para as questões psicossociais, incluindo desinteresse corporal, maior preocupação de relações com pessoas sem escoliose e inclusive, idéias suicidas.

Existe ainda um quarto grupo, o de adulto (SOUCHARD; OLLIER, 2001). Neste caso, a escoliose adulta é classificada como tal, quando uma curvatura vertebral ocorre depois da maturidade esquelética.

A escoliose pode ser classificada de acordo com o padrão da curva (TERMINOLOGY COMMITTEE OF THE SCOLIOSIS RESEARCH SOCIETY, 1976):

- curva simples: cervical, cervico-torácica, torácica, tóraco-lombar e lombar;
- curva dupla: cervical e torácica, torácica e lombar, torácica e tóraco-lombar e tóraco-lombar e lombar;
- curva tripla: apresenta três curvas ao longo da coluna cervical, torácica e lombar;
- vértebra apical: identifica a vértebra com maior rotação da curva escoliótica;
- extensão: definida pela vértebra superior e inferior da curva;
- localização: definida pela localização da vértebra apical da curva escoliótica;
- lado da curva: definida pelo lado da convexidade da curva.

Para a escoliose idiopática, os fatores mais importantes para determinar o tipo de tratamento são o tamanho da curva e a idade do paciente

quando do aparecimento da curva (DICKSON; LEATHERMAN, 1988, 1990). Baseado nestes fatores estes autores estabeleceram uma escala de tratamento de escoliose idiopática na qual as curvas com menos de 20° requerem apenas observação, porém, na atualidade, estas curvas são tratadas com terapia conservadora como fisioterapia ou outras modalidades de tratamento. Curvas de magnitude entre 20-30° respondem a tratamento com órteses ou outros tipos de colete, mas, hoje em dia, nesta fase o tratamento fisioterapêutico também é realizado; e nas curvas com magnitude acima de 45° a proporção de sucesso no tratamento conservador é diminuída e o tratamento cirúrgico pode ser indicado dependendo da progressão da curva e dos sinais e sintomas apresentados pelo paciente.

A flexibilidade da curva é uma importante característica na evolução da deformidade estrutural ou não estrutural e com implicação na classificação da deformidade e nas opções de tratamento na deformidade vertebral (YAZICI et al., 2001). A radiografia com inclinação lateral é a avaliação mais comum e tradicional da evolução da escoliose. Na escoliose, a magnitude da curva pode ser diminuída com a aplicação de forças corretivas na coluna vertebral de inclinação e tração. A escoliose adulta é caracterizada tipicamente por uma deformidade mais rígida do que a da escoliose idiopática do adolescente e curvas maiores são geralmente menos flexíveis do que curvas menores. Entretanto, a associação quantitativa entre a flexibilidade da curva e fatores incluindo idade e magnitude da curva não está ainda bem estabelecida (DEVIREN et al., 2002; LAMARRE et al., 2009).

A escoliose de pequeno grau pode ou não evoluir para uma curvatura mais acentuada e grave, portanto, é necessário o tratamento precoce com técnicas menos agressivas. Muitos tratamentos têm sido propostos, incluindo a fisioterapia, porém muitos especialistas questionam a eficácia deste tratamento, quando submetidos a testes científicos rigorosos. Oliveiras e Souza (2004) realizaram um tratamento fisioterapêutico para escoliose idiopática para reduzir o grau da escoliose e melhorar o padrão postural desses pacientes. Apesar da inexistência de diferença estatística, o estudo mostrou uma tendência de diminuição e estabilização da curvatura escoliótica, por meio de medidas radiológicas, das avaliações das cadeias musculares e do exame pelo pedígrafo.

Danielsson, Romberg e Nachemson (2006) realizaram um acompanhamento de pacientes com EIA durante pelo menos 20 anos, que passaram por tratamento com *brace* ou cirúrgico por meio de fusão. Os resultados destas formas de tratamento a longo prazo mostraram que a mobilidade da coluna lombar e a força muscular estavam reduzidas após 20 anos de tratamento.

A classificação do tipo de deformidade na escoliose idiopática aponta características estruturais e funcionais, idade estimada do início e magnitude da curva em relação ao tipo de tratamento adotado. A associação destas características com as formas de tratamento mais adotadas na atualidade ainda não estão estabelecidas e algumas questões ainda permanecem sem resposta, por exemplo, como as deformidades escolióticas respondem aos ajustes promovidos por manipulações consideradas corretivas

na fase onde a maturidade óssea já está estabelecida e o tratamento se baseia na flexibilidade das curvas e na correção das assimetrias posturais estáticas e dinâmicas. Portanto, mais estudos necessitam ser realizados no sentido de esclarecer estas questões.

2.1.4. Métodos de análise

Por tratar-se de uma deformidade tridimensional, modificando toda a biomecânica funcional e geometria postural, é muito importante o estudo da escoliose nos três planos. Isso tem levado pesquisadores a desenvolverem estudos sobre métodos de mensuração, na tentativa de analisar não somente o plano frontal, mas também o plano transversal e o sagital.

O método mais comum utilizado para constatar a escoliose é a avaliação postural ou exame cinesiológico onde o indivíduo permanece na posição ereta, com o tronco despido. São observadas a posição dos membros inferiores, da pelve, da coluna e da cabeça no plano frontal (anterior e posterior) e no plano sagital (direito e esquerdo). Ainda, o mesmo é complementado com o teste de Adams (flexão anterior do tronco) para verificar a presença de gibosidade que é a maior proeminência do hemitórax ou da região lombar de um lado da coluna em relação ao outro. Portanto, a gibosidade é a expressão clínica da rotação vertebral (TRIBASTONE, 2001). O teste de Adams, descrito por William Adams em 1865, (FAIRBANK, 2004) é também utilizado na avaliação de escolares e tem como objetivo detectar a escoliose em um estágio precoce e é apoiado pela Sociedade de Pesquisa em

Escoliose e pela Academia Americana de Cirurgiões Ortopédicos (RICHARDS; VITALE, 2007; WINTER, 2000; YAWN, et al., 1999).

Câmeras fotográficas e várias outras formas de avaliar a coluna vertebral e suas deformidades são utilizadas (GRAM; HASAN, 1999; MUNHOZ et al., 1992; OMKAR; KUMAR; MUDIGERE, 2007; PENHA et al., 2005; WING et al., 1992; WITTING et al., 2005), como câmeras de infravermelho (DUONG, MAC-THIONG, LABELLE, 2009; GRACOVETSKY et al., 1995; LIU et al., 1997; PLOYON et al., 1997, 1999; ZABJEK et al., 2005), câmeras de vídeo (BARROS et al., 1999; ENGSBERG et al., 2002; GILLEARD; CROSBIE; SMITH, 2008; GISSOT et al., 2007; GOLDBERG et al., 2001; GOMBATTO et al., 2007; GONZALEZ et al., 2000; LARIVIÈRE; GAGNON, 1999; LEROUX et al., 2000; PATERNIANI et al., 2001; PEARSON et al., 1992; RAMOS; REIS; ESTEVES, 2006; THOMETZ et al., 2000 a, b), sistemas eletromagnéticos (JORDAN et al., 2000; LE BLANC et al., 1996; LOU et al., 1999; LOU et al., 2000; NAULT et al., 2002), eletrogoniometria (MIOR et al., 1996) ou sistema de rastreamento digital (OVADIA et al., 2007).

Le Blanc et al. (1996) apontam para o valor da avaliação postural tridimensional como instrumento clínico não-invasivo para avaliação e acompanhamento da evolução da EIA. O principal propósito do referido estudo foi identificar parâmetros morfológicos fundamentais para demonstrar diferença entre dois grupos de sujeitos (19 adolescentes controles e 22 com EIA), a partir de avaliação clínica da postura utilizando digitalização tridimensional de campos magnéticos. Os resultados demonstraram diferenças entre os dois

grupos, principalmente na inclinação dos ombros no plano antero-posterior e no ângulo das escápulas com os ombros no plano transversal.

Protocolo experimental não-invasivo foi estabelecido por Ployon et al. (1997, 1999) para identificar a postura global e as características cinemáticas de colunas escolióticas e comparar os resultados do tratamento pré e pós-operatório. Um sistema óptico de captura do movimento (*Vicon*) foi utilizado para rastrear marcadores reflexivos fixados no corpo. Os registros tridimensionais da postura e do movimento de 15 indivíduos sem escoliose e dois sujeitos com escoliose, na fase pré e pós-operatória foram obtidos. Os resultados indicaram que o sistema optoeletrônico mostrou ser um instrumento útil para quantificar o movimento tridimensional dos segmentos corporais, podendo ajudar médicos na obtenção de dados importantes descrevendo a postura e o comportamento de pacientes escolióticos.

Zabjek et al. (2005) realizaram um estudo com um sistema de câmeras (*Optotrak 3020*) e um dos objetivos foi comparar a posição angular e o deslocamento linear da pelve, do tórax, e dos ombros de pacientes com EIA e um grupo controle durante a posição ortostática. Outro objetivo foi avaliar o efeito da duração da coleta dos dados sobre a estimativa da posição e orientação dos segmentos corporais. Foram realizadas quatro repetições da posição ortostática sobre um molde padrão dos pés, com 28 cm de separação entre os calcanhares, e os pés rodados externamente a 15°. Os resultados mostraram existir diferença entre os grupos para a posição média da rotação das escápulas em relação ao molde usado como base de suporte e a pelve. Os pacientes com escoliose idiopática apresentaram maior amplitude de oscilação

corporal na direção ântero-posterior do processo espinhoso de T1 e S1 em relação à base de suporte. O estudo demonstrou, ainda, que as anormalidades posturais são evidentes na posição ortostática em pacientes com escoliose idiopática. Os parâmetros posturais utilizados neste estudo demonstraram potencialidade para promover medidas clínicas úteis para escoliose idiopática.

No campo da medicina, a técnica de bioestereometria, ou seja, a aplicação da fotogrametria à curta distância para medir formas e dimensões do corpo humano (NEWTON, 1980), foram utilizadas por vários autores em pacientes com escoliose ou outras deformidades da coluna (DÖHNERT; TOMASI, 2008; DRERUP, 1984; ELAD; EINAV, 1990; FROBIN; HIERHOLZER, 1981, 1983 a, b, 1991; HACKENBERG et al., 2003, 2006; MINGUEZ et al., 2007; STOKES; MORELAND, 1987, 1989; THOMETZ et al., 2000 a, b; ZUBOVIC et al., 2008). Esses autores realizaram mensuração tridimensional estática para análise e avaliação da superfície da coluna vertebral por meio de um procedimento computadorizado sem contato, baseado no uso de câmera de vídeo, de fotografia e retro-projetor ou pela análise numérica dos topogramas de Moiré.

Thometz et al. (2000 a,b) usaram o Sistema de Imagem Vertebral *Quantec* (QSI) em crianças sem escoliose, pacientes com escoliose idiopática e relacionaram medidas tridimensionais do contorno da coluna vertebral com medidas radiológicas. Este sistema usa uma técnica de rasterestereografia computadorizada para obter medidas tridimensionais do contorno da coluna vertebral, por meio de um projetor, uma câmera de vídeo, um computador e um instrumento de suporte para rastreamento óptico. Os resultados mostraram que

o ângulo Q (ângulo quadricipital, formado pelo cruzamento de duas linhas imaginárias, a primeira formada da espinha ílica ântero-superior até o ponto médio patelar, e a segunda da tuberosidade anterior da tíbia até o ponto médio patelar, sendo seu valor normal em média de 13° nos homens e 18° nas mulheres) avaliado pelo sistema *Quantec* aceitou variação $<\pm 5^\circ$ no ângulo total e $<\pm 7$ mm no deslocamento total. Diferenças no erro intra-observador entre sujeitos sem escoliose e pacientes com escoliose podem estar relacionadas com a oscilação postural. Em sujeitos sem escoliose, os resultados foram constantes nas mensurações tridimensionais e um erro padrão discreto foi encontrado. Nos pacientes com escoliose, houve uma significativa correlação do ângulo de Cobb com o ângulo Q na região torácica ($r=0,65$), lombar ($r=0,63$), e principalmente na tóraco-lombar ($r=0,70$), nas curvas de magnitude moderada para média.

Radiografias são recursos indispensáveis na avaliação do grau da deformidade, no diagnóstico e no acompanhamento da evolução do tratamento na escoliose. Entretanto, o fato dos pacientes passarem por um longo período de tratamento, implica referir-se à grande quantidade de avaliações radiológicas necessárias, e estas possuem efeitos colaterais nocivos e cumulativos no organismo, expondo a saúde do paciente a riscos como alterações genéticas e aumento da predisposição ao câncer (ARDRAN et al., 1980; DOODY et al., 2000; KOGUTT; WARREN; KALMAR, 1989; NASH et al., 1979).

Os sistemas de captura permitem a sua utilização sincronizada com outros instrumentos, como por exemplo, a plataforma de força, a

eletromiografia e palmilhas sensorizadas, durante a marcha ou para analisar movimentos dos membros superiores, inferiores e tronco em indivíduos sem escoliose ou com patologias nestes segmentos (ARAÚJO; ANDRADE; BARROS, 2005; BEGG; RAHMAN, 2000; BONFIN; BARELA, 2005; BRUYNEEL et al., 2009; CHEN et al., 1998; CHEUNG et al., 2005; CROSBIE; VACHALATHITI; SMITH, 1997; ENGSBERG et al., 2001, 2002, 2003; KUO; TULLY; GALEA, 2007; LENKE et al., 2001; MAHAUDENS; THONNARD; DETREMBLEUR, 2005; MASSO; GORTON III, 2000; SYCZEWSKA; ÖBERG; KARLSSON, 1999; QUERVAIN et al., 2004; SARTOR et al., 1999; SCHIZAS et al., 1998; WHITTLE; LEVINE, 1999; WONG et al., 2008; ZHANG et al., 2005). Desta forma, pode-se obter um entendimento mais pormenorizado e completo do fenômeno estudado.

Estudos também identificaram as alterações no movimento vertebral e na marcha resultantes de cirurgia de reconstrução ou de fusão em pacientes com escoliose idiopática e compararam com sujeitos sem escoliose. Os autores concluíram que o sistema de análise tridimensional de movimento é útil ao fornecer informações objetivas em relação às habilidades da marcha nestes grupos de pacientes (ENGSBERG et al. 2002, 2003; LENKE et al. 2001; MASSO; GORTON III, 2000; WILK et al., 2006).

Métodos não invasivos e seguros para avaliar importantes alterações na escoliose têm sido propostos na literatura, como o escoliômetro (AMENDT et al., 1990; BUNNELL, 1993; CÔTÉ et al., 1998; HUANG, 1997; KOROYESIS; STAMATAKIS, 1996; MURREL et al., 1993; PEARSALL; REID; HEDDEN, 1992; SCUTT; DANGERFIELD; DORGAN, 1996), o uso de nível

d'água e réguas (DUVAL-BEAUPÈRE, 1992, 1996; FERNANDES; FERREIRA, 2007; FERREIRA; DEFINO, 2001; GIMENEZ; FERREIRA, 2005; SALATE; ARONI; FERREIRA, 2003; SOUCACOS et al., 1997; SUGUIKAWA; FERREIRA, 2001) o inclinômetro (NISSINEN et al., 1989, 1993; THOMPSON; EALES, 1994) e outros (D'OSUALDO; SCHIERANO; IANNIS, 1997; MANNION et al., 2004). Apesar da maior facilidade e acessibilidade destes métodos, estes apresentam limitações quanto a sua validade e credibilidade e possibilitam somente medidas estáticas.

Gracovetsky et al. (1995) também utilizaram medidas não invasivas para estimar o movimento vertebral por meio de marcadores colocadas na superfície da pele da coluna vertebral, sendo que estas mensurações confirmaram dados obtidos por análises radiológicas. Estes autores utilizaram um sistema de câmeras de infravermelho e constataram que o movimento da pele não interfere nos dados e, portanto, as marcas posicionadas sobre a pele podem ser utilizadas para caracterizar ambos a coluna e seus tecidos moles ao redor.

Os diversos métodos de análise da escoliose vão desde a avaliação subjetiva da postura pela simples observação, até métodos mais sofisticados e precisos como as análises tridimensionais por meio de sistemas de câmeras. Na literatura levantada, os estudos utilizando os mais diversos recursos de avaliação de pacientes com escoliose idiopática mostram resultados muito variáveis quanto aos efeitos da postura estática e dinâmica quando comparados com um grupo controle. Embora o número de estudos seja expressivo, os resultados ainda não são conclusivos quanto a diversos

aspectos relacionados ao comportamento da coluna vertebral, dos ombros, das escápulas, da pelve e dos membros inferiores tanto durante uma avaliação postural simples como durante a utilização de métodos de análises mais precisos e acurados.

2.2. ORIENTAÇÃO E EQUILÍBRIO POSTURAL

Uma postura normal é alcançada pela distribuição equilibrada das partes do corpo em torno do eixo vertical de projeção do centro de gravidade (BETHUNE et al., 1986; GOLDBERG et al., 1997). No adulto, o centro de gravidade encontra-se à frente da segunda vértebra sacral (S2) com a coluna alinhada no plano antero-posterior, sendo que graus mínimos de escoliose (entre 5-7°) na região torácica direita para destros e na região torácica esquerda para canhotos, são considerados fisiológicos (HEBERT; XAVIER, 2003).

Segundo Ghez (1991), a postura é a posição total do corpo e dos membros relativa uma com a outra e sua orientação no espaço. Ajustamentos posturais são necessários para todas as tarefas motoras e necessitam ser integrados com os movimentos voluntários. Estes ajustamentos servem três funções comportamentais: suportam a cabeça e o corpo contra a gravidade e outras forças externas; mantêm o centro de massa do corpo alinhado sobre a base de suporte no solo; e estabilizam e suportam partes do corpo enquanto outras estão sendo movimentadas.

Horak e Macpherson (1996) acrescentam que o sistema de controle postural inclui todos os componentes musculoesqueléticos e sensoriomotores envolvidos no alcance de dois importantes propósitos comportamentais, a orientação postural e o equilíbrio postural. A orientação postural é o posicionamento relativo dos segmentos corporais com respeito um ao outro e com o meio ambiente, enquanto o equilíbrio postural é o estado no qual todas as forças atuando sobre o corpo estão equilibradas até que o corpo tende a permanecer na posição e orientação desejada (equilíbrio estático) ou para se movimentar de uma forma controlada (equilíbrio dinâmico).

Novos modelos biomecânicos de postura sugerem que muito da coordenação e controle da postura emerge das restrições biomecânicas inerentes do sistema musculoesquelético e que o sistema nervoso se beneficia destas restrições. O controle do equilíbrio dinâmico inclui respostas automáticas para distúrbios inesperados bem como ajustamentos posturais antecipatórios acompanhando movimentos voluntários e focais. Embora a coordenação postural ocorra por vias automáticas e rápidas, ela pode ser significativamente influenciada pela experiência, prática, instrução, e treinamento por longo prazo (HORAK; MACPHERSON, 1996).

De forma geral, a postura pode ser definida como o alinhamento e posicionamento do corpo em relação à gravidade, ao centro de massa ou à base de suporte, caracterizando uma posição ou atitude do corpo (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1989). O desequilíbrio postural é objeto de preocupação tanto do paciente quanto do fisioterapeuta, não apenas devido ao aspecto estético do desvio, mas também pela possibilidade de adaptação do corpo a

deformidades permanentes, causando, em muitos casos dor e restrição da mobilidade (PEREIRA, 2003).

Alguns autores relacionam a etiologia da escoliose com distúrbios do equilíbrio, tanto estáticos como dinâmicos (ALLARD et al., 2004; GAUCHARD et al., 2001; SAHLSTRAND; ÖRTENGREN; NACHEMSON, 1978; SHIRADO et al., 1995; YEKUTIEL; ROBIN; YAROM, 1981). O equilíbrio estático é relacionado a manutenção de uma determinada posição do corpo, enquanto que o equilíbrio dinâmico está relacionado com o controle das força em situações de retomada de uma dada posição quando existe um distúrbio na superfície de suporte ou a habilidade para manter uma determinada orientação durante o deslocamento do corpo como na locomoção (DRISCOLL et al., 1984). Neste caso, equilíbrio é a capacidade de controlar as forças atuando no corpo de forma a manter o centro de gravidade sobre a base de apoio e depende da capacidade de manter uma posição, de se estabilizar durante as atividades voluntárias e de reagir às perturbações externas (ROSA et al, 2004).

A postura humana ortostática é inerentemente instável e é mantida por respostas contínuas da informação sensorial integrada dos sistemas visual, proprioceptivo e vestibular (PETERKA; LOUGHLIN, 2004). Fatores que têm um impacto sobre algum destes sistemas sensoriais ou no mecanismo de *feedback* podem afetar a estabilidade da postura e o equilíbrio. Este parece ser o caso em pessoas com escoliose idiopática, pois apresentam desempenho inferior na manutenção de uma dada posição quando comparadas com sujeitos sem escoliose (YAMADA et al., 1984).

Utilizando análises establiométricas, pacientes adolescentes com escoliose idiopática apresentaram maior oscilação do centro de pressão do que indivíduos controles, sendo sugerido que existe a possibilidade do desequilíbrio postural ser um fator causal determinante da escoliose idiopática em adolescentes (SAHLSTRAND; ORTENGREN; NACHEMSON, 1978). O controle postural sentado também foi estudado na EIA por Bennett, Abel e Granata (2004) que constataram que adolescentes com escoliose reduzem a magnitude do movimento do centro de pressão. Este comportamento poderia ser decorrente de uma estratégia que permitiria ao tronco assimétrico manter-se dentro de uma região “estável” sem aumentar o esforço dos músculos do tronco.

A manutenção da postura estática requer controle e informação sensorial contínua da posição da cabeça e do tronco sobre a pelve, mas a organização e performance do sistema de controle postural do tronco têm recebido pouca atenção. A importância de melhorar o entendimento do controle postural do tronco/coluna vertebral é não somente porque fundamenta o controle postural corporal global, mas também devido ao fato de um déficit neurosensorial ter sido sugerido como um possível fator patogênico da progressão de deformidades do tronco e da coluna vertebral, como na escoliose idiopática do adolescente (McGLASHEN et al., 1991).

Sahlstrand, Örtengren e Nachemson (1978) detectaram aumento da oscilação corporal em sujeitos com EIA sendo mais evidente quando o sistema proprioceptivo era desafiado. Outros estudos (BYL et al., 1997; BYL, GRAY, 1993; HERMAN et al., 1985) não mostraram diferenças na área de oscilação ou resposta de equilíbrio entre controles e sujeitos com EIA durante a

posição de pé parada, mas mostraram um aumento na oscilação corporal e um desempenho inferior em tarefas de equilíbrio em sujeitos com EIA comparados com os controles, quando o sistema somatosensorial e visual eram desafiados simultaneamente.

Gauchard et al. (2001) investigaram como o tipo e a localização da escoliose idiopática podem afetar o controle global do equilíbrio. Os resultados indicaram que o controle estático do equilíbrio é mais afetado em pacientes com curvas maiores baixas em relação ao desequilíbrio lateral mais alto e o controle do equilíbrio dinâmico é mais afetado em pacientes com curvas maiores altas. Ainda, pacientes com curva dupla maior parecem compensar melhor e mostraram menores anomalias no controle postural.

Nault et al. (2002) realizaram um estudo retrospectivo do equilíbrio ortostático e da postura corporal em sujeitos sem escoliose e em adolescentes com escoliose idiopática. Neste estudo, o objetivo foi testar a hipótese de que os parâmetros posturais representados pelas medidas dos ângulos corporais nos planos frontal, horizontal e sagital estão relacionados com os parâmetros da estabilidade ortostática representados pelas medidas da área de oscilação corporal, do centro de pressão e do centro de massa. O grupo com escoliose mostrou índice de correlação maior ($r=0,55-0,72$) entre a estabilidade ortostática (oscilação corporal, centro de pressão e centro de massa) e os parâmetros posturais corporais (ângulos corporais) do que o grupo controle. A maior diferença entre os valores do centro de pressão e do centro de massa para o grupo com escoliose foi atribuída a uma maior demanda neuromuscular para manter o equilíbrio na posição ortostática. Estas descobertas indicam uma

disfunção primária ou secundária no sistema de regulação postural de indivíduos com escoliose.

Dalleau et al. (2007) também realizaram um estudo com o objetivo de verificar se a variabilidade do momento livre, que representa o torque vertical sobre os pés, pode ser utilizado para caracterizar o equilíbrio na posição de pé em um grupo de meninas com EIA e comparar com um grupo controle e ainda determinar se estava associado com o centro de pressão entre os grupos. Os resultados mostraram que a variabilidade do momento livre foi mais pronunciada no grupo com escoliose e estava associada com a variabilidade do centro de pressão na direção ântero-posterior, indicando que meninas com escoliose idiopática apresentam dificuldades em manter o equilíbrio postural na posição em pé.

Resultados similares foram recentemente obtidos por Beaulieu et al. (2009), demonstrando que garotas com EIA, com curvas maiores que 30°, são menos estáveis e tem mais oscilação do que um grupo controle sem escoliose. A severidade da escoliose neste grupo poderia estar relacionada com um aumento da desordem da integração sensorial, indicado pelas alterações da excursão do centro de pressão.

Bruyneel et al. (2009) examinaram estratégias dinâmicas em pacientes com EIA durante a tarefa de iniciar o passo. Os resultados indicaram que as estratégias dinâmicas adaptativas adotadas pelo grupo com EIA são caracterizadas por uma assimetria entre os membros inferiores, para o início da passada, tanto nas direções ântero-posterior quanto médio-lateral, com índice de assimetria maior na direção lateral. Os resultados deste estudo podem ser

explicados pela influência da escoliose sobre a dinâmica do movimento devido à deformidade vertebral. Desta forma, os autores concluem que o início da passada deve ser considerado como um paradigma mais relevante para estudar escoliose e pode também servir como uma base clínica para analisar o tratamento, o controle postural dinâmico e a estratégia de assimetria em pacientes com escoliose.

O estudo de Chow et al. (2006) verificou o efeito do peso de mochilas sobre a postura ortostática e o equilíbrio em escolares com escoliose idiopática e controles sem escoliose, e os resultados mostraram que um aumento da carga na mochila causa um significativo aumento da flexão do tronco em relação à pelve e extensão da cabeça em relação ao tronco. Estas alterações parecem afetar o equilíbrio na direção antero-posterior nos sujeitos com EIA, embora não apresentem diferenças significativas entre os grupos. Os autores concluíram que os fatores, tamanho da carga e grupo não influenciaram o equilíbrio, mas o efeito adicional de carregar mochila e da EIA sobre o controle postural aumenta o risco de queda nesta população e recomendaram que uma carga limite, baseada nos sujeitos sem escoliose, deveria ser sugerida para os sujeitos com EIA.

Sendo a escoliose uma deformidade postural, as formas de tratamento normalmente exigem ajustes posturais e muitas vezes associam exercícios de alongamento na posição ortostática com movimentos de inclinação ou rotação para os lados com retificação da lordose lombar (BASMAJIAN, 1987; KISNER; COLBY, 1998; LAPIERRE, 1982). Estes exercícios proporcionam transferência de peso de um lado para o outro,

mudando o centro de gravidade e exigindo reações de equilíbrio para manter a orientação postural e evitar a progressão da escoliose (NEGRINI et al. 2003; WEISS; WEISS; PETERMANN, 2003). Por outro lado, também procuram modificar as alterações que afetam as partes moles e ósseas na escoliose e que são visíveis pela topografia irregular na superfície do tronco do paciente e pelo exame radiográfico (FREGONESI et al., 2007; MIRAMAND, 2001). De forma geral, esses exercícios têm por objetivo influenciar as deformidades nos três planos: no plano frontal por meio do movimento de inclinação lateral; no plano transversal pelo movimento de rotação para os lados; e no plano sagital por meio da correção da acentuação das lordoses ou cifoses (WEISS; KLEIN, 2006).

Segundo Mastelari, Cardoso e Carregaro (2006), cabe ao fisioterapeuta prevenir e tratar adequadamente as alterações posturais. Para a detecção de tais alterações, a prática clínica deve ser fundamentada na utilização de instrumentos que proporcionem objetividade e clareza. Estes instrumentos quando confiáveis e válidos, possibilitam a avaliação postural e plano de tratamento adequados à reeducação postural ou à restauração da função.

2.3. MOVIMENTOS DO “DIA-A-DIA”

As pessoas destros tendem a desenvolver desequilíbrios musculares e escoliose com curvatura torácica direita e lombar esquerda por causa das posições adotadas nas atividades de vida diária. Para os sinistros,

os padrões são o oposto e com menor frequência, pois precisam executar as mesmas atividades em posições ideais para destros (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995).

É importante observarmos os hábitos posturais adotados quando posicionados em pé, sentado ou deitado. Por exemplo, uma pessoa em decúbito lateral sobre cotovelo em superfície plana para ler ou escrever desenvolve curvatura do lado do apoio. Quando sentado numa carteira de escrever, o tronco roda levemente em sentido anti-horário (se for destro) ou horário (se for sinistro), o caderno na diagonal sobre a carteira e o ombro dominante levemente para frente ou até mesmo quando o indivíduo encontra-se em pé com um dos joelhos levemente fletido. Todas estas posições são assimétricas e se repetidas inúmeras vezes por motivos e ocasiões diversas ou que levem a um padrão de postura permanente desencadearão problemas de desequilíbrios musculares e, como consequência, desvios laterais da coluna, portanto devem ser evitadas (KENDALL; McCREARY; PROVANCE, 1995).

Apesar dos estudos direcionados para esclarecer aspectos dos desequilíbrios musculares e biomecânicos da escoliose, como a habilidade de transferir o peso corporal no plano frontal e avaliar a diferença entre sujeitos sem escoliose e pacientes com escoliose idiopática (SHIRADO et al., 1995) ou determinar o equilíbrio postural para uma localização assimétrica dos pés (GONZALEZ; SREENIVASAN; JENSEN, 1999), muitas dúvidas ainda persistem. Além disso, na análise da postura assimétrica, verificada tridimensionalmente, e as suas implicações na realização de movimentos são

limitadas na literatura. Desta forma, há necessidade de melhor esclarecer os efeitos da escoliose em ações do dia-a-dia, tanto estáticas quanto dinâmicas.

Na coluna normal, existe considerável flexibilidade com a possibilidade de produzir muitos tipos de curvas que podem ser alteradas durante o curso de movimentos normais. Criar estas curvas durante o movimento normal requer um desequilíbrio de forças ao longo da coluna e estendendo este conceito, uma curva escoliótica é produzida simplesmente por um pequeno, mas sustentado desequilíbrio de forças ao longo da coluna. Na realidade, não importa qual é a causa da EIA, pois no final o problema pode ser reduzido à produção de um desequilíbrio de forças ao longo da coluna (HAWES; O'BRIEN, 2006).

Baseado no conceito de desequilíbrio de forças ao longo da coluna, Boer et al. (1999) realizaram um estudo envolvendo o tratamento de escoliose idiopática com a terapia de transferência lateral (*side-shift therapy*) comparando com o tratamento com colete (*brace*). O protocolo foi baseado em exercícios de manutenção do equilíbrio em uma prancha de equilíbrio, e os pacientes também tinham que manter a posição de transferência lateral por 10s, seguida de relaxamento. A evolução da terapia foi por meio da medida do ângulo de Cobb no exame radiológico. Uma vez que o paciente mostrava proficiência no método de transferência lateral, era instruído para realizá-lo com frequência durante o dia e integrá-lo nas atividades de vida diária. Os resultados não mostraram diferenças significativas entre os grupos, mas os autores declararam que a terapia de transferência lateral parece ser um

tratamento adicional promissor para escoliose idiopática em adolescentes com ângulo de Cobb inicial entre 20° e 32°.

Esta terapia por movimentos de inclinação lateral pode estabilizar a progressão da curvatura em adolescentes (MARUYAMA et al. 2002, 2003; MEHTA, 1986). O movimento de inclinação lateral foi relacionado com a redução da magnitude da curvatura em adultos jovens, com ângulo de Cobb reduzindo 10° ou mais em alguns pacientes. Portanto, a escoliose é reversível, mesmo quando ela é severa e mesmo quando ela é acompanhada por deterioração das estruturas da coluna vertebral. Ela pode ocorrer em uma população perfeitamente saudável na ausência de qualquer desordem genética e ela pode ser prevenida e pode ser curada. Segundo Harrington (1976), a deformidade estrutural vertebral é reversível, se a compressão assimétrica das estruturas vertebrais é revertida antes de completar o crescimento vertebral. Portanto, exercícios designados e supervisionados por clínicos qualificados podem ser usados para reverter a rigidez da coluna vertebral que é, em um tempo muito curto, a característica definitiva de uma escoliose estrutural.

Buscando esclarecer a contribuição de exercícios na escoliose, um estudo preliminar foi realizado por El-Sayyad e Conine (1994) com indivíduos com escoliose idiopática (6-16 anos), com ângulo de Cobb entre 15° e 45° por meio de três programas de fisioterapia: um somente com exercício; outro com exercício e *brace*; e outro com exercício e estimulação elétrica de superfície. Após o período de intervenção de três meses, os resultados mostraram uma diminuição de 2° a 4° no ângulo da curvatura vertebral entre todos os grupos, com maior redução no grupo com exercício e *brace*.

Haje et al. (2008) recentemente estudaram o efeito de uma órtese inclinada de uso contínuo e exercícios para o tratamento da escoliose idiopática. Esta nova proposta foi denominada de colete inclinado de Brasília e foi aplicado em 30 adolescentes com escoliose idiopática durante um tempo médio de 26,9 meses. Os resultados mostraram que 43,3% dos pacientes que seguiram corretamente o programa proposto obtiveram melhora média da curva escoliótica de $5,43^{\circ}$, 10% abandonaram o programa e apresentaram piora média da escoliose de $9,33^{\circ}$, e 46,7% seguiram-no de forma irregular e não apresentaram alteração significativa da curva.

Stehbens e Cooper (2003) estudaram o efeito do exercício conservador na escoliose idiopática juvenil e recomendaram um programa de exercícios diários regulares e de curto período que incluía o movimento repetido de flexão lateral da coluna vertebral para o lado da convexidade da curva na posição sentada, de pé, ou supino o qual tendia para reverter à torção vertebral e reduzir a curva primária sem inclinação para o lado côncavo. Os autores concluíram que o programa de exercício proposto seguramente restaurou as vértebras e os discos intervertebrais para uma posição e formato anatômicos mais apropriados e mecanismos mais equilibrados e, portanto, poderiam consolidar sua retenção ao status normal.

Hábitos posturais adotados nas atividades de vida diária nas posições de pé, sentada ou deitada podem levar ao aparecimento de desvios posturais ou até agravar os já existentes. Neste sentido, alguns estudos foram realizados para ajudar na elucidação destes problemas. Gram e Hasan (1999) estudaram crianças com escoliose idiopática, por meio de medidas radiológicas

na posição ortostática e de medidas tridimensionais do tronco com o uso de câmeras fotográficas na posição ortostática relaxada, na posição sentada relaxada, na posição sentada ereta e na posição sentada escrevendo. Os resultados mostraram que os ápices das curvas nos pacientes com escoliose sofreram alterações na posição ortostática e sentada relaxada, dependendo do número, localização e direção dos mesmos na coluna vertebral.

Beuerlein et al. (2003) estudaram as alterações no alinhamento da coluna escoliótica em resposta ao movimento de inclinação lateral solicitado nas radiografias que são normalmente utilizadas para planejamento cirúrgico, para avaliar a flexibilidade da coluna vertebral e para estabelecer a localização da instrumentação. Os resultados mostraram que a deformidade no plano frontal corrige em resposta a inclinação lateral, mas não melhora a rotação axial em escolioses severas.

O estudo de Feipel et al. (2002) seguindo o mesmo propósito, também avaliou a credibilidade de uma análise dinâmica não-invasiva da cinemática do tronco e da atividade muscular em pacientes com escoliose idiopática do adolescente antes da correção cirúrgica. O movimento de inclinação lateral foi avaliado de diferentes maneiras, denominadas tarefas, por meio de câmeras de infravermelho e eletromiografia em um grupo de 10 pacientes com indicação de correção cirúrgica para escoliose idiopática do adolescente e um grupo controle de 10 indivíduos sem escoliose. Foram mensurados dois ângulos na coluna e a atividade muscular pela eletromiografia. Os resultados mostraram diferenças significativas para o lado da inclinação (direita e esquerda), para os grupos (controle e experimental) e

para as tarefas (entre as 5 maneiras de realizar a inclinação lateral). Os autores concluem que modificações na cinemática do tronco e atividade muscular para um tratamento particular, requerem estudos futuros, incluindo avaliações por longo período por meio de instrumentos de medida de eficiência funcional para a correção da escoliose idiopática do adolescente.

Gilleard, Crosbie e Smith (2006) estudaram a cinética e a cinemática do ato de levantar-se de uma cadeira. Eles observaram simetria entre os lados direito e esquerdo e o movimento nos planos frontal e transversal nas regiões cervico-torácica e tóraco-lombar e a consistência de tentativa para tentativa e de teste para re-teste de indivíduos sem escoliose. Foram utilizadas 8 câmeras de vídeo (Sistema de análise do movimento Eva HiRes 5.00) e uma plataforma de força. Para determinar a simetria eles calcularam o índice de simetria por uma fórmula descrita por Durward e Rowe (1991)¹, onde o valor do lado direito é dividido pela soma do valor do lado direito mais o valor do lado esquerdo, e um valor de 0.5 indicava simetria, e como definição de assimetria, um valor ≥ 0.55 foi considerado assimetria para a direita e um valor ≤ 0.45 foi considerado assimetria para a esquerda. Os resultados dão suporte ao conceito de estratégia individual consistente para o movimento no plano frontal durante o ato de levantar-se de uma cadeira e acentua as estratégias usadas para manter a estabilidade médio-lateral durante o movimento. A força de reação do solo assimétrica confirmou o conceito de dominância lateral em componentes de tarefas motoras aparentemente simétricas.

¹ DURWARD, B.; ROWE, P.J. Symmetry-not so simple. In: INTERNATIONAL CONGRESS OF WORLD CONFEDERATION FOR PHYSICAL THERAPY. 11., 1991. **Anais...** p.447-449.

Por outro lado devemos considerar, também, que a atividade física provoca alterações na coluna vertebral de uma forma peculiar. Estudos têm sido feitos para mostrar o comportamento da coluna vertebral em diversas atividades: movimentos de inclinação lateral, flexão, extensão e rotação de tronco, marcha, pular corda, pular pequenos trampolins, entre outros (FRIGO et al., 2003; LEROUX et al., 2000; MAC-THIONG et al., 2003, 2004; WITTIG et al., 2005; ZABJEK et al., 2005).

Em resumo, foi possível verificar que as atividades de vida diária ou atividades físicas podem provocar alterações na coluna vertebral. Atividades comuns como movimentos em amplitudes normais podem alterar a flexibilidade da coluna vertebral e provocar alterações nas suas curvas e também nas curvas escolióticas. Na dinâmica da escoliose, o desequilíbrio de forças pode ser compensado por exercícios simples de inclinação lateral da coluna vertebral ou exercícios terapêuticos mais elaborados associados a outros tratamentos como o uso do *brace* e da estimulação elétrica. Os resultados de estudos que utilizaram as mais diversas formas de terapias na escoliose idiopática não apresentam resultados conclusivos. Desta forma, é importante analisar o impacto que o movimento com restrição de inclinação lateral poderá provocar na coluna vertebral, no sentido de promover ajustes posturais corretivos em pacientes com escoliose idiopática.

2.4. COMPENSAÇÕES

Postura e condição muscular são muito relevantes na análise das deformidades vertebrais. A força compressiva aplicada à coluna vertebral, a qualidade do tecido ósseo e da secção transversa da vértebra, associados à ação da gravidade e da condição muscular estão diretamente relacionadas com a progressão de uma deformidade como a escoliose. As possíveis retrações musculares podem causar compensações de vários segmentos do corpo, afetando a postura e a imagem corporal (imagem que o indivíduo tem de si mesmo). Seja qual for a causa da escoliose, sua instalação e fixação estão ligadas a uma retração assimétrica dos músculos vertebrais e responde às regras dos mecanismos automáticos de adaptação ou de defesa (SOUCHARD; OLLIER, 2001).

A fixação da escoliose pela retração assimétrica dos músculos vertebrais pode ser avaliada pela sua flexibilidade. A flexibilidade pode ser considerada como a variação do ângulo produzido pela eliminação da gravidade, ou pela diferença entre o sujeito na posição ortostática e o sujeito em diferentes posições com forças corretivas aplicadas na coluna, e avaliada pelo teste de inclinação lateral, pela tração (MATSUMOTO et al., 1997) pela suspensão cervical, pela posição sentada (GREINER, 2002) ou por um novo método de suspensão pelas axilas (LAMARRE et al., 2009). O aumento da curva com a ação da gravidade é conhecido como “colapso” e a diminuição por meio de forças corretivas é conhecido como “reducibilidade”. O colapso resulta de alterações do tônus postural e do alongamento das formações convexas (músculos, discos, ligamentos e cápsulas articulares). A reducibilidade resulta apenas do alongamento das formações côncavas, portanto a flexibilidade inclui

dois diferentes fenômenos: o colapso e a reducibilidade (DUVAL-BEAUPÈRE; LESPARGOT; GROSSIORD, 1985).

Ainda com relação à flexibilidade da coluna vertebral, podemos constatar que na evolução de uma deformidade estrutural da coluna, inicialmente, um indivíduo com uma postura assimétrica revela na radiografia uma curvatura vertebral funcional que é corrigida quando o paciente ajusta sua postura, inclina para o lado oposto ou permanece em supino. Neste caso, a curvatura, a rotação das vértebras e o desequilíbrio do tronco são flexíveis e reversíveis. A curvatura funcional pode tornar-se habitual e permanecer indefinidamente, principalmente se a carga assimétrica contínua é estabelecida e mantida suficientemente para alcançar um limiar necessário para afetar o crescimento dos platôs dentro das vértebras. Neste caso, a curvatura passa a ser estrutural e antes da maturidade óssea provoca uma deformidade vertebral que não é flexível ou reversível. Uma vez que a curvatura progrediu para uma deformidade estrutural, ela ainda pode ser moderada, não deformante, e de pouca ameaça para a saúde e bem estar da pessoa. Entretanto, um modelo de ciclo vicioso prediz que a carga assimétrica contínua, embora pequena, poderá provocar progressão da curvatura, exceto nos casos em que tal ação for revertida. Quanto mais assimétrica a carga, mais provável será a progressão da curva. Mesmo com uma deformidade estrutural severa, a curvatura pode ser revertida se o estado de carga contínua é revertido e a pressão assimétrica sobre o platô em crescimento é restaurada. Depois que o crescimento ósseo está completo, a deformidade vertebral permanece pelo resto da vida, mas enquanto a deformidade estrutural afetar o ápice da curva, outras partes da

coluna permanecerão flexíveis e podem ainda ser corrigidas na inclinação lateral ou na posição supina. Assim um componente funcional de 20° da curvatura pode ainda ser corrigido pela mudança na postura, mas a flexibilidade total da coluna diminui com a idade (HAWES; O'BRIEN, 2006; MODI et al., 2008).

Parece lógico que terapias baseadas em exercícios designadas para melhorar e/ou manter a flexibilidade e a amplitude de movimento da coluna e do tórax deveriam ser úteis no tratamento de escoliose. Oportunidades realísticas para examinar a função do exercício no tratamento da escoliose estão disponíveis desde os primeiros tempos na história. Um crescente corpo de evidências de fontes independentes é consistente com a hipótese de que abordagens baseadas em exercícios podem ser usadas efetivamente para reverter os sinais e sintomas da deformidade vertebral e prevenir a progressão em crianças e adultos (HAWES, 2003).

A distribuição do peso do tronco bilateralmente tem sido considerada como possível exercício terapêutico para corrigir a curvatura na escoliose, e é conhecida como “técnica de transferência lateral”. O paciente ativamente transfere o tronco para o lado da convexidade da curva e permanece nesta posição. Esta técnica pode propiciar a correção ativa da curva pelo uso de transferência do centro de gravidade do corpo (SHIRADO et al., 1995).

Uma escoliose funcional resultante de um desequilíbrio postural devido à dor, espasmos musculares, ou outros fatores pode progredir para uma escoliose estrutural se os fatores incitantes não são identificados e corrigidos.

Nos estágios iniciais de escoliose associada à discrepância no comprimento dos membros inferiores, tais curvaturas podem ser corrigidas com o uso de uma palmilha para reduzir a discrepância do comprimento dos membros geradores de assimetria postural (HAWES; O'BRIEN, 2006). No caso de deformidade vertebral, ocorrendo com discrepância do comprimento dos membros, a magnitude da curva pode ser reduzida, mas não corrigida pelo uso de palmilhas (ZABJEK et al., 2001).

Um método para reduzir a inclinação lateral média da coluna lombar pelo uso de um calço para elevar o calcanhar e nivelar a base do sacro foi testado por Irvin (1991). O ângulo de inclinação lateral foi medido radiograficamente em 42 voluntários adultos que apresentaram ambos, desnível na base do sacro (2 a 17 mm) e inclinação lateral na coluna lombar (2 a 19°). O ângulo de inclinação lateral foi mensurado antes e depois da colocação do calço e os resultados mostraram uma significativa diminuição do desnível na base do sacro e redução do ângulo de inclinação lateral na coluna lombar, sugerindo que um desnível na base do sacro contribui para a escoliose lombar e que o uso de um calço para nivelar a base do sacro em casos de escoliose lombar discreta ($< 20^\circ$) pode ser benéfico.

Diferença no comprimento dos membros inferiores, tanto verdadeira como funcional, pode estar relacionada com a patogênese de numerosas desordens da coluna vertebral. A correção da diferença de comprimento dos membros inferiores com o objetivo de tratar a patologia vertebral é freqüentemente alcançada com o uso de palmilhas. Alguns estudos têm focalizado o impacto desta correção na organização postural

tridimensional. Beaudoin et al. (1999) estudaram alterações posturais tridimensionais na pelve, tronco, cintura escapular e cabeça, induzidas por palmilhas de 1,5 cm de altura em 20 mulheres de 19 a 22 anos de idade. Um sistema de análise do movimento composto por oito câmeras de vídeo foi utilizado em três condições: posição ortostática padrão controle, com palmilha sob o pé direito e sob o pé esquerdo. As adaptações posturais agudas foram notadas em todas as participantes, principalmente na inclinação da pelve e da cintura escapular. Nenhuma diferença notável entre as condições foi observada na estimativa da cifose e da lordose. O uso de palmilhas induziu reações posturais globais que deveriam ter um impacto sobre a geometria vertebral e estariam associadas a forças exercidas sobre estas estruturas. Se estas reações posturais persistem ou um processo de adaptação ocorre, no qual os sujeitos poderiam adotar uma postura ótima, possíveis efeitos secundários podem ser desenvolvidos e potenciais impactos sobre a saúde dos sujeitos necessitam ser considerados. Os autores concluem que a avaliação da geometria postural de um paciente antes e depois da aplicação de palmilha é recomendada até que as alterações posturais induzidas sejam reconhecidas e seu impacto potencial avaliado.

No tratamento de toda deformidade vertebral pediátrica, o objetivo é manter a função e prevenir os sintomas a curto e a longo prazo. Os sinais e sintomas incluem dor, redução da função pulmonar com início precoce e se agravando com a idade. Baseados na premissa de que o tratamento não cirúrgico pode ser efetivo para tratar os sinais e sintomas da escoliose, a Sociedade Científica do Tratamento de Escoliose e Reabilitação Ortopédica

(SOSORT) estabeleceu um grupo de trabalho internacional de médicos e cientistas especialistas em tratamento de escoliose e o consenso final resultou em um artigo de Weiss et al. (2006) que concluiu que as características do padrão de reabilitação do paciente com escoliose incluem a autocorreção tridimensional, treinamento das atividades de vida diária, estabilização da postura corrigida e educação do paciente.

A EIA tem um efeito sobre a postura e o equilíbrio na posição ortostática e também pode ser influenciada por fatores externos, os quais podem causar modificações na posição da coluna vertebral e da cabeça (NAULT et al., 2002). A base de suporte pode ser considerada um fator externo e as perturbações da mesma podem influenciar a postura e o equilíbrio da coluna vertebral na escoliose idiopática, porém existe uma escassez de dados experimentais sobre este tema, fato que necessita ser mais explorado por pesquisadores científicos

Os pés são à base do equilíbrio estático e dinâmico. A região plantar possui uma variedade de neurosensores que são sensíveis às variações de deformação. As informações captadas por estes neurosensores são rapidamente transmitidas ao sistema nervoso central. Em resposta a estes estímulos, o sistema nervoso central regula a tensão dos músculos posturais e regula as oscilações do corpo por intermédio dos músculos extrínsecos e intrínsecos dos pés (GHEZ, 1991; McGLASHEN et al., 1991). Para produzir estímulos na região plantar, as bases de suporte (NAULT et al., 2002), palmilhas (BEAUDOIN et al.; 1999; HAWES; O'BRIEN, 2006; NAKAJIMA et al. 2009; ZABJEK et al., 2001) a elevação dos calcanhares (MARUYAMA et al.

2003) ou calços (IRVIN, 1991) desencadeiam as correções de algumas variáveis posturais e buscam corrigir as assimetrias.

O objetivo da utilização de bases de suporte, palmilhas ou calços baixos e altos na escoliose é alinhar de forma ascendente os pés, joelhos, pelves, escápulas, ombros impedindo a evolução e a compensação dos desvios posturais, e devido ao alinhamento evitar agravamentos de lesões degenerativas e dor nestes segmentos. Portanto, existe a necessidade de mais estudos sobre a influência de calços nas escolioses, tendo visto a escassez na literatura sobre o tema. A literatura não apresenta, até o momento, estudos com a manipulação de calços associada a movimento da coluna vertebral na escoliose idiopática e sua influência no controle postural pela correção das assimetrias. Portanto, o presente estudo se faz necessário por tentar esclarecer a influência destes calços na postura de indivíduos sem escoliose ou com escoliose idiopática.

CAPÍTULO 3.

MATERIAL E MÉTODO

3.1. PARTICIPANTES

Participaram deste estudo indivíduos de ambos os gêneros divididos em dois grupos: grupo controle com 10 participantes do sexo feminino sem escoliose e grupo experimental com 10 indivíduos, sendo 9 do sexo feminino e 1 do sexo masculino (Tabela 1) com escoliose idiopática com dupla curva, sendo uma curva torácica (média do ângulo de Cobb= $21,7^{\circ} \pm 9,86^{\circ}$, limites= 10° a 38°) e uma curva lombar (média do ângulo de Cobb= $19,5^{\circ} \pm 8,08^{\circ}$, limites= 10° a 31°) (Tabela 2). Os critérios de exclusão dos participantes no estudo foram: uso de próteses e/ou órteses, cirurgias realizadas na coluna, gestação, indivíduos com diferença no comprimento dos membros inferiores maior do que 1,5 cm (pois neste caso a escoliose, se presente, não seria de etiologia idiopática) e presença de escoliose de etiologia não idiopática.

Os participantes, um de seus pais ou o responsável, assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A) para participação no presente estudo, sendo os procedimentos aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências, UNESP, Campus de Rio Claro – CEP 109/2007, protocolo 0522 (ANEXO A).

Tabela 1: Valores das médias ($\pm$ desvio padrão) da idade (anos), peso (Kg), altura (m) e IMC (Índice de Massa Corpórea) (Kg/m^2) dos grupos controle (n=10) e grupo experimental (n=10).

Grupo	Idade	Peso	Altura	IMC
Controle	19,5 ($\pm$ 1,03)	53,9 ($\pm$ 13,10)	1.64 ($\pm$ 0,08)	20,7 ($\pm$ 2,74)
Experimental	20,0 ($\pm$ 2,88)	56,6 ($\pm$ 9,29)	1,66 ($\pm$ 0,09)	19,7 ($\pm$ 2,97)

Tabela 2: Valores dos ângulos de Cobb (graus) nos participantes do grupo experimental (n=10) divididos pelo tipo de curva (torácica ou lombar) e lado da curva (direito ou esquerdo).

Participantes	Ângulo de Cobb			
	Torácico		Lombar	
	Direito	Esquerdo	Direito	Esquerdo
1		17	10	
2	28			30
3	38			31
4		15	16	
5	18			12
6	33			20
7	12			14
8	10			11
9	31			28
10		15	23	

3.2. MATERIAL

Para realização deste estudo, diversos equipamentos e materiais foram utilizados. A seguir, os principais equipamentos e materiais são listados:

- Três câmeras digitais de vídeo da marca Panasonic, uma modelo PV-GS180 e duas modelo PV-GS320;
- Três holofotes de 300 Watts;

- Um computador com o *software Ariel Performance Analysis System* (APAS, versão 1.4);
- Uma televisão Philips, tela de 14 polegadas.
- Um estéreo modulador de RF, conversor de sinal/vídeo com saída para três ou quatro canais;
- Um seletor para TV/game SER-C119 com três entradas de áudio/vídeo;
- Catorze marcadores do tipo esferas de polietileno, de 13 mm de diâmetro, e quatro marcadores de isopor de 25 mm de diâmetro revestidas com material reflexivo e base para possibilitar a aderência do marcador na superfície do corpo dos participantes, sendo a fixação realizada por meio de fita dupla face;
- Sistema de calibração composto de quatro fios de aço revestidos com nylon, e em cada fio foram fixados marcadores de isopor branco de 35 mm de diâmetro, com uma fita reflexiva de 5 mm que contornava o centro destes marcadores e um marcador de chumbo na extremidade de cada fio, com a distância entre os marcadores conhecida;
- Duas escalas confeccionadas em madeira com um sistema métrico para restrição e padronização do deslocamento durante a realização do movimento de inclinação lateral da coluna vertebral;
- Um metrônomo Qwik Time CE ajustado para realizar 40 batidas por minuto;
- Dois calços para os pés de 35 x 20 cm, confeccionados em madeira, com o desenho da impressão plantar, variando somente a altura sendo um calço baixo de 1 cm e outro calço alto de 3 cm (Figura 1);

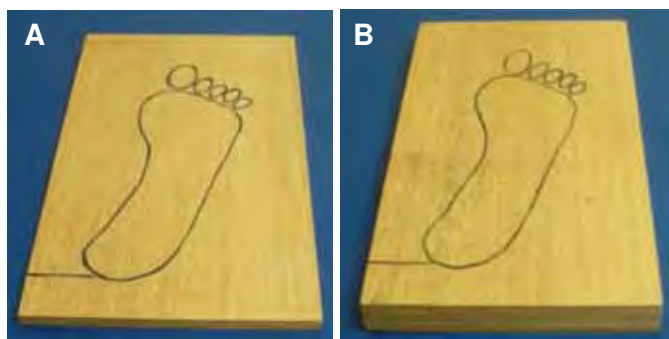


Figura 1: Calço baixo de 1 cm (A) e calço alto de 3 cm (B) de altura, confeccionados em madeira, com o desenho da impressão plantar.

- Desenho da impressão plantar reproduzindo a “posição nominal dos pés”;
- Três suportes de ferro, com três cabeças móveis para tripés, que permitem movimentos nos três eixos, para fixação das câmeras e dos holofotes na parede;
- Um dispositivo para sincronização das câmeras, composto por um circuito onde estão dispostos um LED (Diodo Emissor de Luz) e um gatilho;
- Uma fita métrica para aferir a medida do comprimento dos membros inferiores;
- Um transferidor para medir o ângulo de Cobb nos exames radiológicos.

3.3. MÉTODO

Os participantes inicialmente foram avaliados e os dados registrados em uma ficha de avaliação individual (ANEXO B) onde constam os

dados pessoais, as medidas antropométricas: massa, estatura, comprimento dos membros inferiores; a dominância manual; avaliação postural e a medida do ângulo de Cobb, sendo esta obtida a partir de um exame radiológico.

Foi obtida a medida real do comprimento dos membros inferiores, com o participante em decúbito dorsal e o comprimento foi registrado com uma fita métrica apoiada na crista ilíaca ântero-superior até o maléolo interno (HOPPENFELD, 1980) e uma avaliação postural por meio de inspeção visual para identificação da presença de assimetrias nos ombros, nos ângulos inferiores das escápulas, na linha das cinturas e nas cristas ilíacas, sendo em seguida realizado o teste de Adams (flexão anterior da coluna vertebral) para verificar e medir a gibosidade. Os participantes que apresentaram assimetrias e gibosidade maior que 5 mm na avaliação postural, mas não apresentaram resultado de exame radiológico recente foram convidados a obter uma radiografia para confirmar ou não a presença de escoliose idiopática estrutural por meio da medida do ângulo de Cobb e, caso afirmativo, fizeram parte do grupo experimental. Participantes com diferença no comprimento dos membros inferiores maior do que 1,5 cm foram excluídos, pois neste caso a escoliose, se presente, não poderia ser de etiologia idiopática (HOIKKA; YLIOSKI; TALLROTH, 1989; VERCAUTEREN et al., 1982).

Após esta primeira avaliação, os participantes compareceram ao Laboratório de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano da Faculdade de Ciências e Tecnologia/ UNESP – Campus de Presidente Prudente para realização dos procedimentos experimentais. Após uma breve adaptação ao laboratório e explicação dos procedimentos, os participantes vestiam traje de

banho, para início da colocação dos marcadores em pontos anatômicos específicos. Estes pontos foram definidos com base em estudos anteriores (ENGSTBERG et al., 2002; FEIPEL et al., 2002; GRACOVETSKY et al., 1995; LEROUX et al., 2000; THOMETZ et al., 2000; ZABJEK et al., 1998), sendo que 10 marcadores reflexivos de 13 mm de diâmetro foram fixados na coluna vertebral do participante, nos seguintes pontos anatômicos: processo espinhoso da sétima vértebra cervical (C7), da segunda (T2), da quarta (T4), da sexta (T6), da oitava (T8), da décima (T10), e da décima segunda (T12) vértebras torácicas; processo espinhoso da segunda (L2), e quarta (L4) vértebras lombares e na crista sacral medial (S1); dois marcadores de 13mm nos ângulos inferiores das escápulas direita (AIED) e esquerda (AIEE) e dois na crista ilíaca pósterio-superior direita (CIPSD) e esquerda (CIPSE). Ainda, quatro marcadores reflexivos de 25 mm de diâmetro, sendo dois fixados no acrômio direito (AD) e esquerdo (AE) e dois na linha articular da fossa poplíteia direita (FPD) e esquerda (FPE). Representação gráfica do posicionamento dos marcadores é apresentada na Figura 2.

Após a colocação dos marcadores, os participantes assumiram a posição em pé, descalços e na posição conhecida como “posição nominal dos pés” (GONZALEZ; SREENIVASAN; JENSEN, 1999). Nesta posição, os pés estavam separados na largura do quadril e uma linha média em cada pé foi definida como uma linha conectando a região medial do calcanhar com o segundo artelho. A partir dessa linha, os pés ficaram rodados externamente em 16°. A configuração do equilíbrio nessa posição é conhecida como “postura nominal”, e foi reproduzida sobre uma folha com o desenho da impressão

plantar nesta posição, para assegurar que a mesma posição fosse mantida em todas as tentativas realizadas pelo participante.

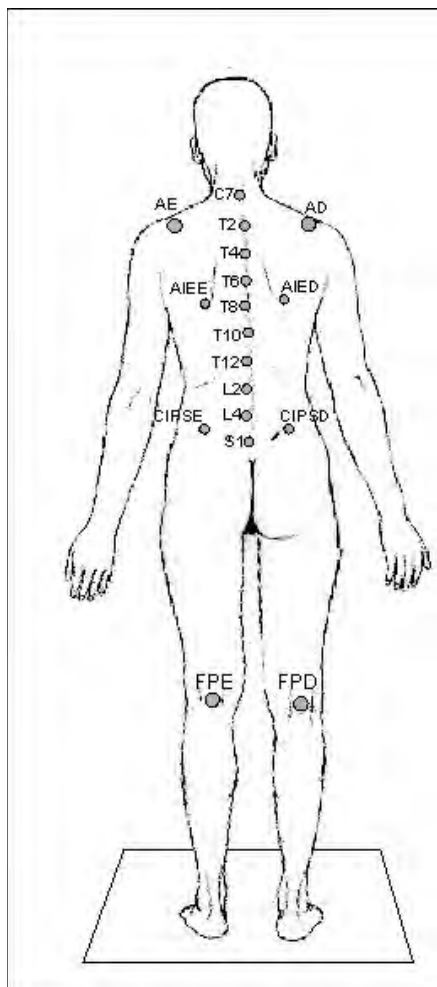


Figura 2: Representação da parte posterior do corpo humano com os 18 marcadores reflexivos no tronco e nos membros inferiores.

Os participantes foram filmados por três câmeras, colocadas em suportes fixados na parede, sendo que cada câmera estava ligada ao seletor, com a possibilidade de visualizar, na televisão, uma câmera de cada vez para realizar os ajustes necessários na área de coleta. A disposição das câmeras dentro da área de coleta e a orientação do sistema de coordenadas do volume de calibração (eixos x, y e z) para realizar a calibragem e a filmagem são

apresentadas de forma esquemática na Figura 3. A frequência de aquisição da coleta das imagens pelas câmeras foi de 60Hz, sendo o foco ajustado manualmente, o *shutter speed* e a *íris* ajustadas em cada câmera para permitir a melhor visualização e contraste da imagem. Três holofotes de 300 W também foram fixados no suporte de cada câmera de forma que esta fonte de iluminação ficasse atrás de cada câmera e permitir a reflexão dos marcadores refletivos fixados nos participantes.

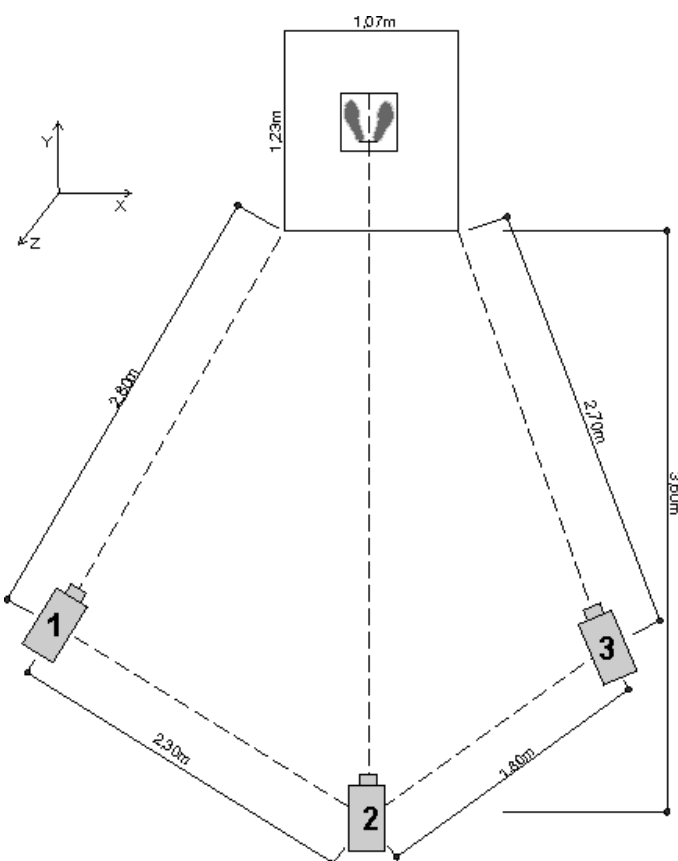


Figura 3: Disposição das câmeras dentro da área de coleta (altura da câmera 1 = 1,85m, câmera 2 = 1,55m e câmera 3 = 1,85m) e orientação do sistema de coordenadas (x, y e z).

Precedendo a coleta das imagens, foi realizada a filmagem de um sistema de calibração, composto por um sistema de referência tridimensional com 12 pontos de controle e volume de 1,07 x 1,66 x 1,23m (comprimento,

altura e profundidade, respectivamente). Esta configuração foi utilizada para obtenção dos pontos de referência necessários para a realização da calibragem do ambiente de coleta. Uma filmagem de 15 segundos foi realizada para, posteriormente, permitir a transformação da imagem das câmeras para o sistema métrico.

Cada participante realizou um total de 15 tentativas, combinando as condições estática e dinâmica (esquerda ou direita), colocação de calços sob os pés do lado direito e esquerdo e utilização de calços alto ou baixo. Inicialmente, ocorreu a definição aleatória da condição, estática ou dinâmica, para início dos procedimentos. Após a definição da condição, ocorreu a definição aleatória do lado que o calço seria utilizado, direito ou esquerdo. Em todas estas situações, foi utilizado inicialmente o calço baixo e depois o calço alto.

Na condição estática, os participantes foram instruídos a permanecer na “postura nominal” o mais estático possível, fixando o olhar à frente, durante aproximadamente 15 segundos. A primeira tentativa na condição estática foi sempre sem calço, sendo as tentativas seguintes realizadas com calço baixo no lado direito ou esquerdo e, posteriormente, com calço alto no lado direito ou esquerdo. Desta forma, na condição estática, cinco tentativas foram realizadas.

Na condição dinâmica, os participantes foram instruídos a permanecer na “postura nominal” e realizar cinco movimentos de inclinação lateral para a direita (I L D) ou para a esquerda (I L E). O participante era posicionado entre duas escalas de restrição e padronização de posicionamento,

sendo as mesmas ajustadas à altura do participante. Na inclinação para o lado direito, as falanges proximais do membro superior esquerdo, com o punho cerrado, tocavam a escala do lado esquerdo enquanto que durante a inclinação lateral para a direita, o participante tinha que realizar a inclinação até que as falanges proximais do membro superior direito, com o punho cerrado, tocassem a escala do lado direito já previamente posicionada 10 cm abaixo em relação à escala do lado esquerdo (Figura 4). Os movimentos de inclinação lateral foram realizados ao ritmo de um metrônomo (40 BPM/batidas por minuto), sendo demarcados pelas escalas de restrição e padronização. Conforme mencionado, a inclinação lateral foi de 10 cm, de forma a garantir a padronização e uniformidade entre as tentativas e participantes.

Da mesma forma que na condição estática, a primeira tentativa na condição dinâmica foi sem calço. Em seguida, foi utilizado o calço baixo no lado direito ou esquerdo (definido aleatoriamente) e o participante tinha que realizar inclinação lateral direita e esquerda. Posteriormente, o mesmo procedimento ocorreu com o calço alto. Cada participante, portanto, realizou na condição dinâmica dez tentativas. Entre as condições e quando necessário ocorreu um breve intervalo para descanso do participante com o objetivo de evitar e minimizar qualquer efeito de fadiga muscular.



Figura 4: Participante realizando a inclinação lateral à direita nas escalas de restrição e padronização até que as falanges proximais do membro superior direito, com o punho cerrado, toquem a escala do mesmo lado.

Para sincronização das três câmeras utilizadas para filmagem dos participantes foi utilizado um dispositivo com um LED, sendo este acionado por meio de um gatilho. Quando este gatilho era acionado, ocorria o acendimento deste LED que era visível pelas três câmeras. O acionamento do gatilho com respectivo acendimento do LED ocorreu no início de cada tentativa, possibilitando assim que os dados de cada tentativa pudessem ser analisados de forma sincronizada utilizando as imagens das câmeras.

3.4. PROCESSAMENTO DOS DADOS

As filmagens realizadas foram gravados em fitas de vídeo mini DV. Posteriormente, as imagens foram capturadas, utilizando o modo *CapDV* no software *Ariel Performance Analysis System* (APAS, versão 1.4) e uma placa de aquisição de imagem. Após esta captura, as imagens passaram pelos seguintes tratamentos: *Trimer* – as imagens foram visualizadas em forma de quadros (60 quadros/segundo) e selecionados apenas os quadros que continham a tentativa; *Digitize* – os marcadores posicionados sobre os pontos anatômicos dos segmentos inferiores e da coluna vertebral foram digitalizados em todas as condições; *Transform* – os dados referentes a esses marcadores digitalizados foram transformados em imagens tridimensionais (3D), sendo que o procedimento para a transformação das coordenadas reais dos dados adquiridos foi o da Transformação Linear Direta (DLT, *Direct Linear Transformation*) que utilizou um sistema de referência tridimensional com 12 pontos de controle e volume de 1,07 x 1,66 x 1,23 m (comprimento, altura e profundidade, respectivamente); *Filter* – os dados transformados foram em seguida filtrados em filtro digital Butterworth, passa-baixa com frequência de corte de 5 Hz; *Display* – este tratamento permitiu identificar a posição dos marcadores nos eixos das coordenadas y e z e assim obter os valores angulares nos planos frontal, sagital e transversal.

3.4.1. Ângulos posturais

A Figura 5 apresenta a convenção utilizada para cálculo dos ângulos, baseada nos estudos de Engsberg et al. (2002), Feipel et al. (2002), Gram e Hasan (1999), adaptada para medir os ângulos posturais no presente estudo. Foram obtidos, no plano frontal, quatro ângulos posturais na coluna vertebral: dois na região torácica, sendo o primeiro ângulo na região torácica alta, denominado ângulo α_1 , sendo formado pelos marcadores T2T4-T4T6 e o ângulo α_2 na região torácica média formado pelos marcadores T6T8-T8T10; um na região tóraco-lombar, denominado ângulo α_3 e formado pelos marcadores T10T12-T12L2; e um na região lombar que será o ângulo α_4 formado pelos marcadores L2L4-L4S1.

Para padronização, estes ângulos foram sempre mensurados do lado direito da coluna vertebral em todas as condições. Estas medidas dos ângulos α_1 , α_2 , α_3 e α_4 tiveram a função de avaliar as modificações posturais na coluna vertebral, partindo da medida de um ângulo basal de referência de 180° , e as variações desses ângulos demonstrarão a influência que a posição estática, o movimento de inclinação lateral e a mudança dos calços produziram na coluna vertebral dos indivíduos com escoliose idiopática e dos indivíduos do grupo controle.

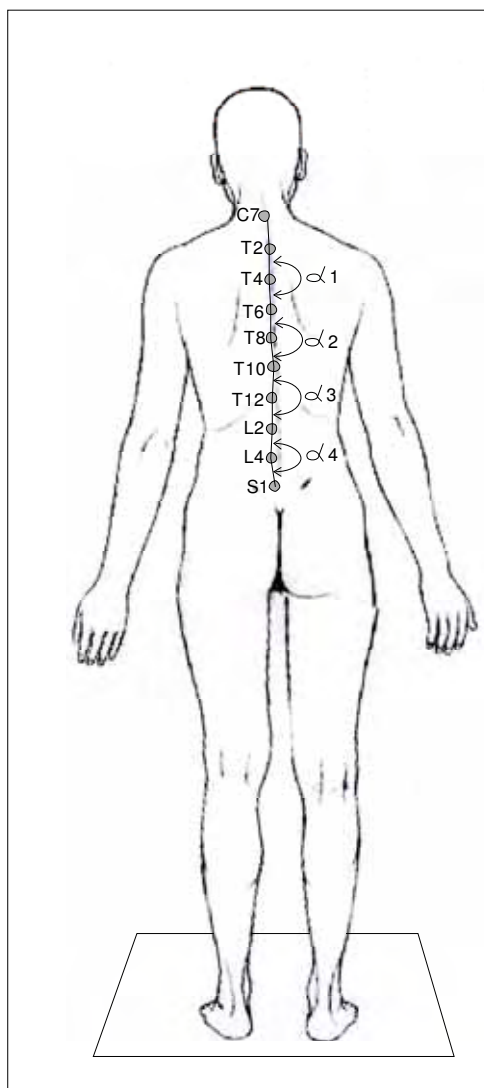


Figura 5: Representação dos ângulos posturais da coluna vertebral no plano frontal, sendo o ângulo $\alpha 1$ na região torácica alta formado pelos marcadores T2T4-T4T6, o ângulo $\alpha 2$ na região torácica média formado pelos marcadores T6T8-T8T10, o ângulo $\alpha 3$ na região tóraco-lombar formado pelos marcadores T10T12-T12L2 e o ângulo $\alpha 4$ na região lombar formado pelos marcadores L2L4-L4S1.

3.4.2. Ângulos segmentares

Para determinar a simetria da orientação do tronco foi realizada uma avaliação postural em todas as condições, por meio das medidas de 4 ângulos segmentares em relação ao eixo médio-lateral. A Figura 6 apresenta a

convenção utilizada para obtenção destes ângulos, baseada nos estudos de Döhnert e Tomasi (2008), Frigo et al. (2003), Mahaudens, Thonnard e Detrembleur (2005), Masso e Gorton III (2000), Nault et al. (2002), Omkar, Kumar e Mudigere, (2007), Pereira (2003), Ployon et al. (1997), Thometz et al. (2000b), Zabjek et al. (1998, 2001, 2005), adaptada para medir os ângulos segmentares no presente estudo.

Estes ângulos foram calculados como segue: ângulo β_1 , ângulo segmentar do ombro, formado pelos marcadores da região do acrômio direito e esquerdo; ângulo β_2 , ângulo segmentar da escápula, formado pelos marcadores na região do ângulo inferior da escápula direita e esquerda; ângulo β_3 , ângulo segmentar da pelve, formado pelos marcadores na região da crista ilíaca pósterio-superior direita e esquerda e o ângulo β_4 , ângulo segmentar do joelho, formado pelos marcadores da região da linha articular da fossa poplíteia direita e esquerda, sendo todos em relação a uma linha imaginária horizontal. O ângulo segmentar do ombro mostrou a simetria ou não deste segmento em relação ao eixo x (eixo médio-lateral), ou seja, qual a inclinação dos ombros. Os ombros eram considerados simétricos quanto mais esta medida se aproximava do ângulo basal de referência que é de 180° e a variação deste ângulo demonstrava a influência que o movimento de inclinação lateral e a mudança dos calços produziram nestes segmentos dos indivíduos com escoliose idiopática e dos indivíduos do grupo controle.

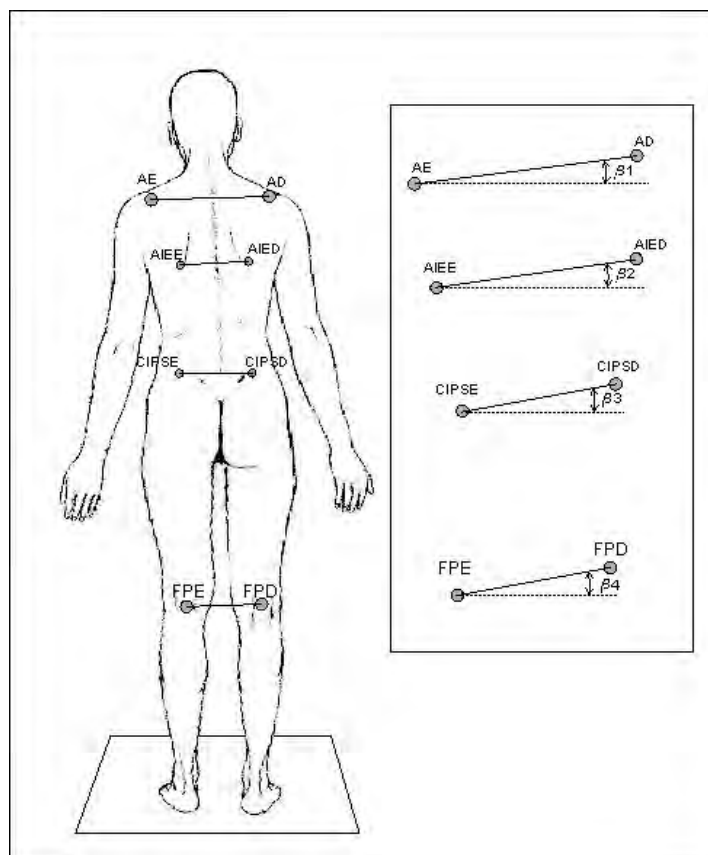


Figura 6: Representação dos ângulos segmentares em relação ao eixo x, ângulo β_1 , ângulo segmentar do ombro, formado pelos marcadores da região do acrômio direito e esquerdo; ângulo β_2 , ângulo segmentar da escápula, formado pelos marcadores na região do ângulo inferior da escápula direita e esquerda; ângulo β_3 , ângulo segmentar da pelve, formado pelos marcadores na região da crista ilíaca pôsterio-superior direita e esquerda e o ângulo β_4 , ângulo segmentar do joelho, formado pelos marcadores da região da linha articular da fossa poplíteica direita e esquerda.

3.5. TRATAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS

Os dados obtidos na condição, manutenção da postura estática sem calço, foram usados para identificar a configuração dos ângulos posturais e dos ângulos segmentares na posição ortostática e os valores absolutos dos mesmos foram determinados. Foram digitalizados no APAS os 5 s intermediários dos 15 s da imagem coletada e a média e o desvio padrão

destes ângulos foram calculados. Os valores médios dos ângulos posturais menores que 180° , indicam uma curvatura à esquerda e valores da média dos ângulos posturais maiores que 180° , indicam uma curvatura à direita.

As condições, com movimento de inclinação lateral para o lado direito e para o lado esquerdo, foram utilizadas para identificação do comportamento dos mesmos ângulos na situação dinâmica. Para tanto, 5 movimentos de inclinação lateral para a direita e cinco movimentos de inclinação lateral para a esquerda foram digitalizados e analisados.

Utilizando rotina escrita em Matlab, os valores dos ângulos foram normalizados, subtraindo-se deles o valor médio da posição estática e depois os mesmos foram transformados em valores absolutos. Após os valores máximos e mínimos de cada movimento de inclinação terem sido identificados e subtraído deles o valor máximo do valor mínimo adjacente, então a amplitude de movimento para cada oscilação foi obtida. Finalmente, a média da amplitude de movimento foi calculada com base nos valores de amplitude de movimento das cinco inclinações.

3.6. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Análises de variância (ANOVAs) foram realizadas para comparar os grupos controle e experimental, as condições sem calço, com calço baixo de 1 cm e calço alto de 3 cm de altura e as tarefas estática e dinâmica com movimento de inclinação lateral para a direita e para a esquerda. Estes dois últimos fatores foram tratados como medidas repetidas e as variáveis

dependentes eram os valores dos ângulos posturais e dos ângulos segmentares.

Para comparar os grupos controle e experimental foram utilizadas análises de multivariância (MANOVA). Para análise estatística as condições foram divididas em: sem calço, com calço baixo (direito e esquerdo, de 1 cm) e com calço alto (direito e esquerdo de 3 cm); e as tarefas divididas em: estática e dinâmica.

Na condição sem calço, na tarefa estática, foram utilizadas duas MANOVAs *one-way* (2 grupos), tendo como variáveis dependentes os ângulos posturais (média de cada um dos ângulos α_1 , α_2 , α_3 e α_4), primeira MANOVA e os ângulos segmentares (média de cada um dos ângulos β_1 , β_2 , β_3 e β_4), segunda MANOVA.

Na condição com calço baixo direito (1 cm) e calço alto direito (3 cm), na tarefa estática, foram utilizadas duas MANOVAs (2 grupos x 2 calços), tendo como variáveis dependentes os ângulos posturais (média de cada um dos ângulos α_1 , α_2 , α_3 e α_4), primeira MANOVA e os ângulos segmentares (média de cada um dos ângulos β_1 , β_2 , β_3 e β_4), segunda MANOVA.

Na condição com calço baixo esquerdo (1 cm) e calço alto esquerdo (3 cm), na tarefa estática, foram utilizadas duas MANOVAs (2 grupos x 2 calços), tendo como variáveis dependentes os ângulos posturais (média de cada um dos ângulos α_1 , α_2 , α_3 e α_4), primeira MANOVA e os ângulos segmentares (média de cada um dos ângulos β_1 , β_2 , β_3 e β_4), segunda MANOVA.

Na condição sem calço, na tarefa dinâmica, realizando movimento de inclinação lateral para a direita e para a esquerda foram utilizadas duas MANOVAs (2 grupos x 2 lados), tendo como variáveis dependentes os ângulos posturais (amplitude de movimento de cada um dos ângulos α_1 , α_2 , α_3 e α_4), primeira MANOVA e os ângulos segmentares (amplitude de movimento de cada um dos ângulos β_1 , β_2 , β_3 e β_4), segunda MANOVA.

Na condição com calço baixo direito (1 cm) e calço alto direito (3 cm), na tarefa dinâmica, realizando movimento de inclinação lateral para a direita e para a esquerda foram utilizadas duas MANOVAs (2 grupos x 2 lados x 2 calços), tendo como variáveis dependentes os ângulos posturais (amplitude de movimento de cada um dos ângulos α_1 , α_2 , α_3 e α_4), primeira MANOVA e os ângulos segmentares (amplitude de movimento de cada um dos ângulos β_1 , β_2 , β_3 e β_4), segunda MANOVA.

Na condição com calço baixo esquerdo (1 cm) e calço alto esquerdo (3 cm), na tarefa dinâmica, realizando movimento de inclinação lateral para a direita e para a esquerda foram utilizadas duas MANOVAs (2 grupos x 2 lados x 2 calços), tendo como variáveis dependentes os ângulos posturais (amplitude de movimento de cada um dos ângulos α_1 , α_2 , α_3 e α_4), primeira MANOVA e os ângulos segmentares (amplitude de movimento de cada um dos ângulos β_1 , β_2 , β_3 e β_4), segunda MANOVA.

Todas as análises foram realizadas utilizando o *software* estatístico SPSS (versão 10.0). Quando apropriado, testes *post hoc* de Tukey com ajuste de Bonferroni foram utilizados e o nível de significância foi 0.05.

CAPÍTULO 4.

RESULTADOS

Os resultados serão apresentados em duas partes. Inicialmente serão apresentados os resultados referentes às tentativas estáticas e, posteriormente, serão apresentados os resultados referentes às tentativas dinâmicas.

4.1. SITUAÇÃO ESTÁTICA

As tentativas estáticas foram subdivididas em três condições: sem calço; com calço direito e com calço esquerdo.

4.1.1. Sem calço

A Figura 7 apresenta os valores médios dos ângulos alfa (α_1 , α_2 , α_3 e α_4) e beta (β_1 , β_2 , β_3 e β_4) para os grupos controle e experimental, na tarefa estática da condição sem calço. MANOVA, envolvendo

os ângulos alfa, indicou diferença para o fator Grupo, Wilks' Lambda=0,363, $F(4,15)=6,586$, $p=0,003$. Análises univariadas apontaram diferenças para os ângulos alfa 3, $F(1,18)=9,181$, $p=0,007$, e alfa 4, $F(1,18)=4,497$, $p=0,039$, sendo que em ambos os casos os ângulos observados para os participantes do grupo experimental foram maiores dos observados para os participantes do grupo controle, respectivamente. Outra MANOVA, envolvendo os ângulos beta, também indicou diferença para o fator Grupo, Wilks' Lambda=0,515, $F(4,15)=3,53$, $p=0,032$. Análises univariadas indicaram diferenças apenas para o ângulo beta 1, $F(1,18)=14,163$, $p=0,001$, sendo que o ângulo observado para os participantes do grupo experimental foi maior que o observado para os participantes do grupo controle.

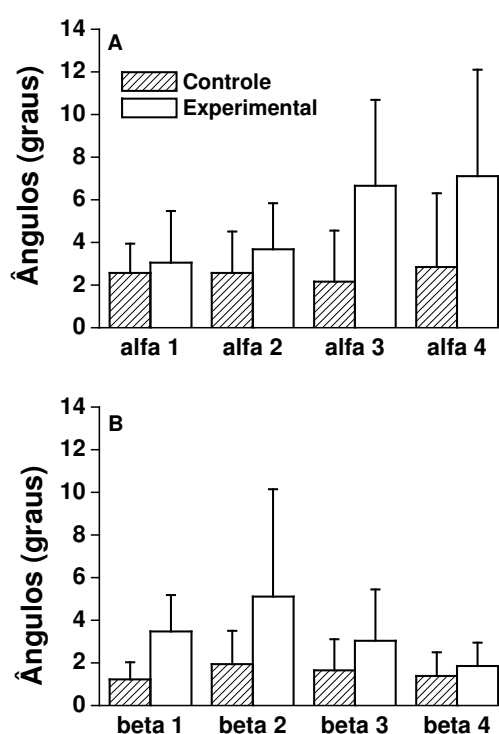


Figura 7: Médias e desvios padrão dos ângulos alfa (A) e dos ângulos beta (B) para os grupos controle e experimental, na condição sem calço, na tarefa estática.

4.1.2. Com calço direito

A Figura 8 apresenta os valores médios dos ângulos alfa (α_1 , α_2 , α_3 e α_4) para os grupos controle e experimental, na tarefa estática e condição com calço direito baixo (A) e calço direito alto (B). MANOVA, envolvendo os ângulos alfa, indicou diferença para o fator Grupo, Wilks' Lambda=0,550, $F(4,15)=3,072$, $p=0,049$. Análises univariadas não apontaram diferenças para os ângulos alfa, apenas marginal para o ângulo alfa 4, $F(1,18)=3,866$, $p=0,065$, sendo que o ângulo alfa 4 observado para os participantes do grupo experimental foi maior do observado para os participantes do grupo controle. MANOVA também indicou diferença para o fator Calço, Wilks' Lambda=0,485, $F(4,15)=3,989$, $p=0,021$. Análises univariadas apontaram diferenças apenas para o ângulo alfa 4 $F(1,18)=6,019$, $p=0,025$, sendo que o ângulo alfa 4 observado para a condição de calço baixo foi menor que o observado para a condição de calço alto.

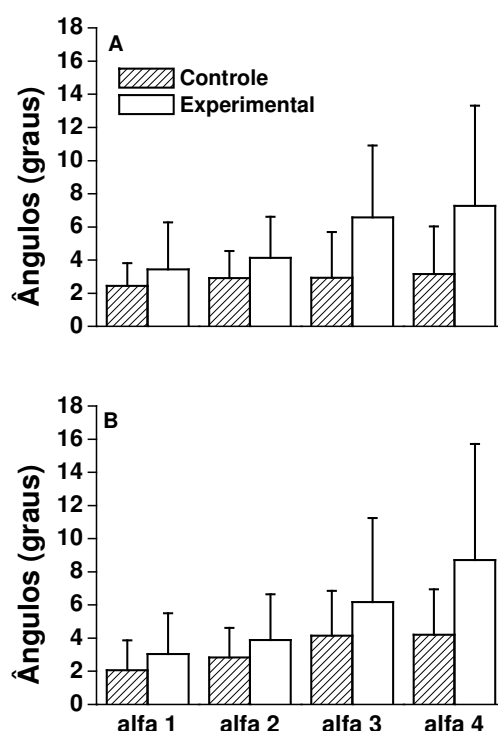


Figura 8: Médias e desvios padrão dos ângulos alfa, com calço direito baixo (A) e com calço direito alto (B) para os grupos controle e experimental, na tarefa estática.

A Figura 9 apresenta os valores médios dos ângulos beta (β_1 , β_2 , β_3 e β_4), para os grupos controle e experimental, na tarefa estática e condição com calço direito baixo (A) e calço direito alto (B). MANOVA indicou diferença apenas para o fator Calço, Wilks' Lambda=0,024, $F(4,15)=154,459$, $p<0,001$. Análises univariadas indicaram diferenças para os ângulos beta 3, $F(1,18)=20,614$, $p<0,001$, e beta 4, $F(1,18)=584,2$, $p<0,001$, sendo que para ambos os ângulos os valores observados para a condição de calço baixo foram menores dos observados para a condição de calço alto.

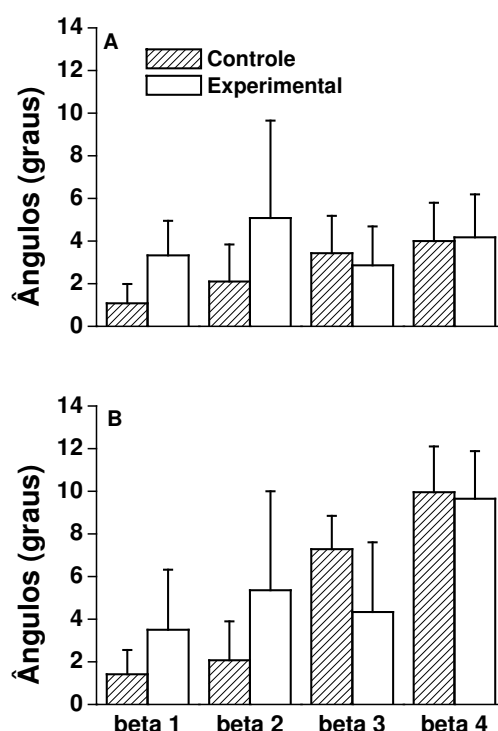


Figura 9: Médias e desvios padrão dos ângulos beta, com calço direito baixo (A) e com calço direito alto (B) para os grupos controle e experimental, na tarefa estática.

4.1.3. Com calço esquerdo

A Figura 10 apresenta os valores médios dos ângulos alfa (α_1 , α_2 , α_3 e α_4) para os grupos controle e experimental, na tarefa estática e condição com calço esquerdo baixo (A) e calço esquerdo alto (B). MANOVA, envolvendo os ângulos alfa, indicou diferença apenas para o fator Grupo, Wilks' Lambda=0,349, $F(4,15)=6,98$, $p=0,002$. Análises univariadas apontaram diferenças apenas para o ângulo alfa 3, $F(1,18)=9,278$, $p=0,007$, sendo que o ângulo alfa 3 observado para os participantes do grupo experimental foi maior do observado para os participantes do grupo controle.

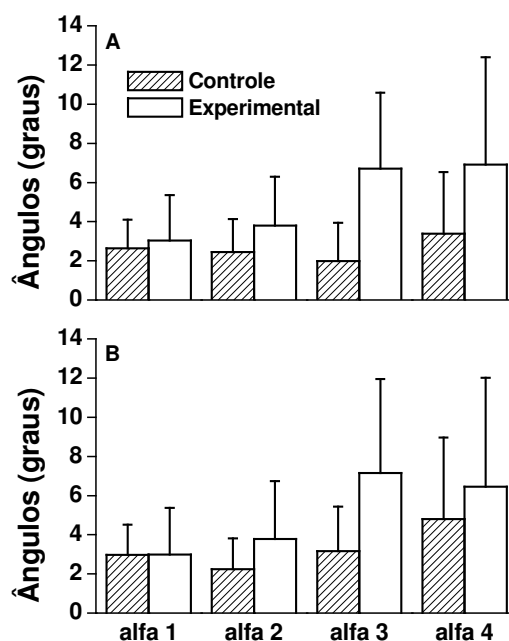


Figura 10: Médias e desvios padrão dos ângulos alfa, com calço esquerdo baixo (A) e com calço esquerdo alto (B) para os grupos controle e experimental, na tarefa estática.

A Figura 11 apresenta os valores médios dos ângulos beta (β_1 , β_2 , β_3 e β_4), para os grupos controle e experimental, na tarefa estática e condição com calço esquerdo baixo (A) e calço esquerdo alto (B). MANOVA indicou diferença para o fator Calço, Wilks' Lambda=0,032, $F(4,15)=113,68$, $p<0,001$. Análises univariadas indicaram diferenças para os ângulos beta 3, $F(1,18)=97,933$, $p<0,001$, e 4, $F(1,18)=482,696$, $p<0,001$, sendo que para ambos os ângulos os valores observados para a condição de calço baixo foram menores dos observados para a condição de calço alto.

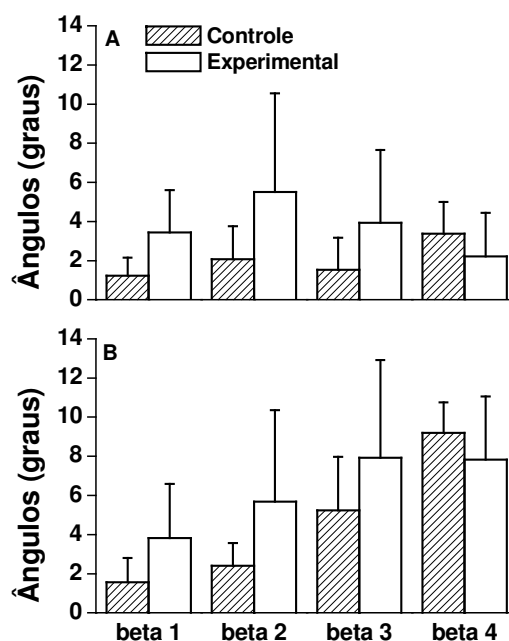


Figura 11: Médias e desvios padrão dos ângulos beta, com calço esquerdo baixo (A) e com calço alto (B) para os grupos controle e experimental, na tarefa estática.

4.2. SITUAÇÃO DINÂMICA

As tentativas dinâmicas consideraram os movimentos de inclinação lateral direita e esquerda e foram subdivididas em três condições: sem calço e com calço direito e esquerdo.

4.2.1. Sem calço

A Figura 12 apresenta os valores médios das amplitudes dos ângulos alfa (α_1 , α_2 , α_3 e α_4) para os grupos controle e experimental, na tarefa dinâmica, sendo inclinação lateral direita (A) e inclinação lateral esquerda (B), na condição sem calço. MANOVA, envolvendo os ângulos alfa, não apontou

qualquer diferença significativa para estes ângulos entre os grupos e entre as condições de inclinação para direita e esquerda.

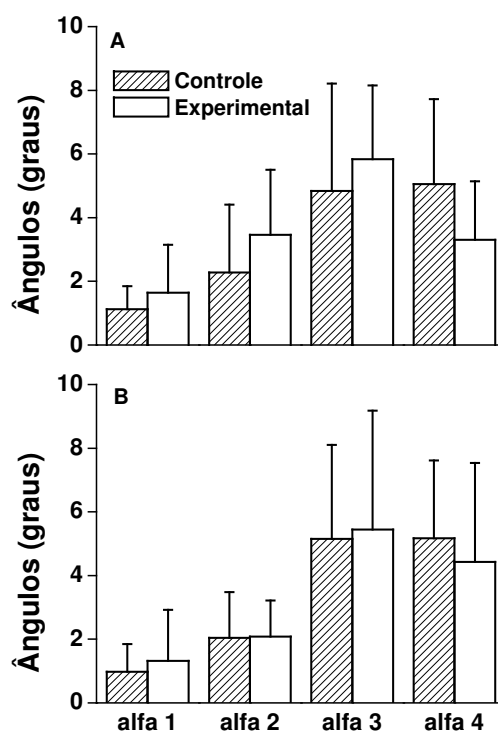


Figura 12: Médias e desvios padrão da amplitude dos ângulos alfa, durante o movimento de inclinação lateral direita (A) e inclinação lateral esquerda (B) para os grupos controle e experimental, na condição sem calço, na tarefa dinâmica.

A Figura 13 apresenta os valores médios das amplitudes dos ângulos beta (β_1 , β_2 , β_3 e β_4), para os grupos controle e experimental, na tarefa dinâmica, sendo (A) inclinação lateral direita e (B) inclinação lateral esquerda, na condição sem calço. Da mesma forma que para os ângulos alfa, os resultados da MANOVA, envolvendo os ângulos beta, não apontaram nenhuma diferença significativa entre os grupos e entre as condições de inclinação para direita e esquerda.

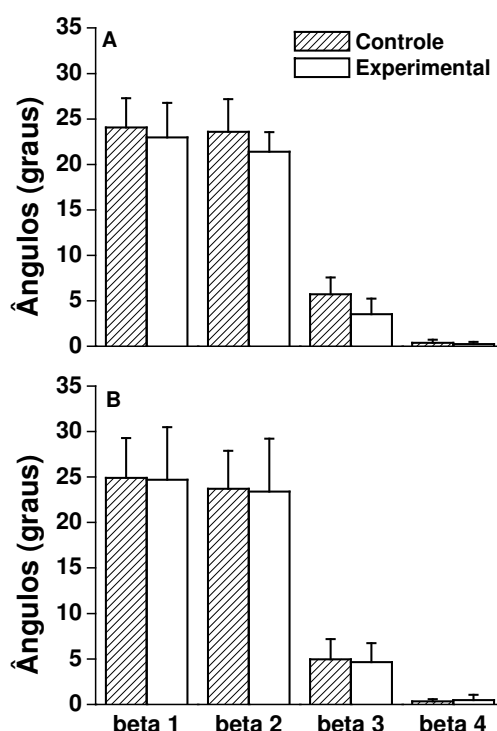


Figura 13: Médias e desvios padrão da amplitude dos ângulos beta, durante o movimento de inclinação lateral direita (A) e inclinação lateral esquerda (B) para os grupos controle e experimental, na condição sem calço, na tarefa dinâmica.

4.2.2. Com calço direito

A Figura 14 apresenta os valores médios das amplitudes dos ângulos alfa (α_1 , α_2 , α_3 e α_4) para os grupos controle e experimental, na tarefa dinâmica, sendo inclinação lateral direita na condição com calço direito baixo (A) e direito alto (B) e inclinação lateral esquerda na condição com calço direito baixo (C) e calço direito alto (D). MANOVA, envolvendo os ângulos alfa, indicou diferença para o fator Calço, Wilks' Lambda=0,484, $F(4,15)=4,003$, $p=0,021$. Análises univariadas apontaram diferenças para os ângulos alfa 1, $F(1,18)=5,86$, $p=0,026$, alfa 2, $F(1,18)=9,848$, $p=0,006$, e alfa 4, $F(1,18)=6,963$, $p=0,017$. Os valores dos ângulos alfa 1 e alfa 2 foram maiores na condição de

calço alto do que na condição de calço baixo e os valores do ângulo alfa 4 foram menores na condição de calço alto do que na condição de calço baixo.

MANOVA, envolvendo os ângulos alfa, também indicou interação entre Inclinação e Calço, Wilks' Lambda=0,471, $F(4,15)=4,21$, $p=0,018$. Análises univariadas apontaram novamente diferenças para o ângulo alfa 2, $F(1,18)=5,737$, $p=0,028$, diferença marginal para o ângulo alfa 3, $F(1,18)=4,283$, $p=0,053$, e diferença para o ângulo alfa 4, $F(1,18)=4,437$, $p=0,049$. A Figura 15 apresenta os valores destes ângulos nas condições de inclinação à direita e à esquerda para os calços baixo e alto. Teste *post hoc* indicaram que enquanto os ângulos alfa 2 e alfa 3 não foram diferentes entre as condições de inclinação à direita e esquerda para a condição de calço baixo, o ângulo alfa 2 foi maior na inclinação à direita que na inclinação à esquerda e o ângulo alfa 3 foi maior na inclinação à esquerda que na inclinação à direita no calço alto (Figura 15A e 15B). Testes *post hoc* também indicaram que enquanto o ângulo alfa 4 não foi diferente para a condição de inclinação à esquerda entre as condições de calço baixo e alto, para a condição de inclinação à direita o mesmo foi menor na condição de calço alto que na condição de calço baixo (Figura 15C).

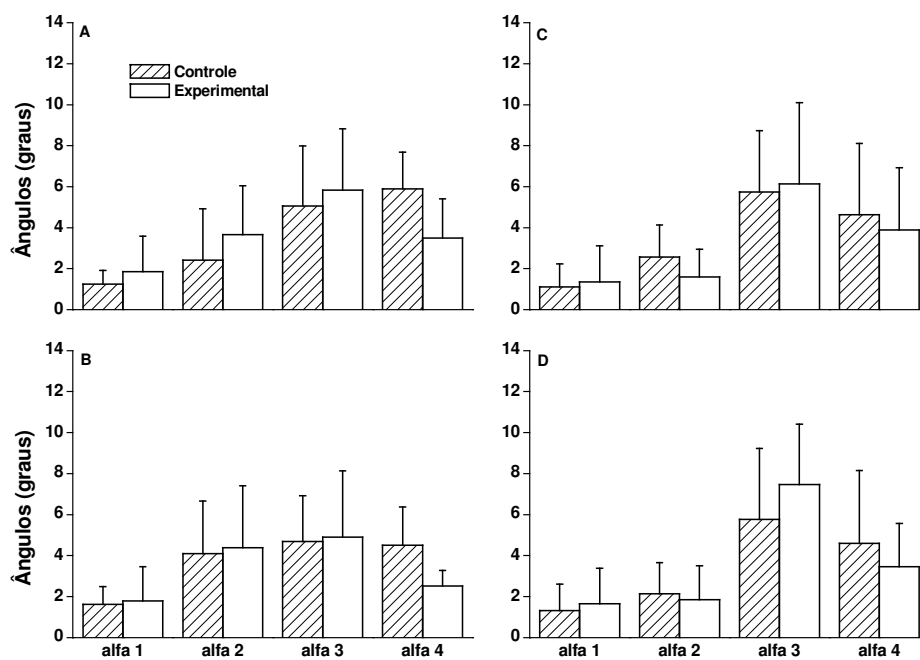


Figura 14: Médias e desvios padrão da amplitude dos ângulos alfa, durante o movimento de inclinação lateral direita com calço direito baixo (A) e direito alto (B) e inclinação lateral esquerda com calço direito baixo (C) e direito alto (D) para os grupos controle e experimental, na tarefa dinâmica.

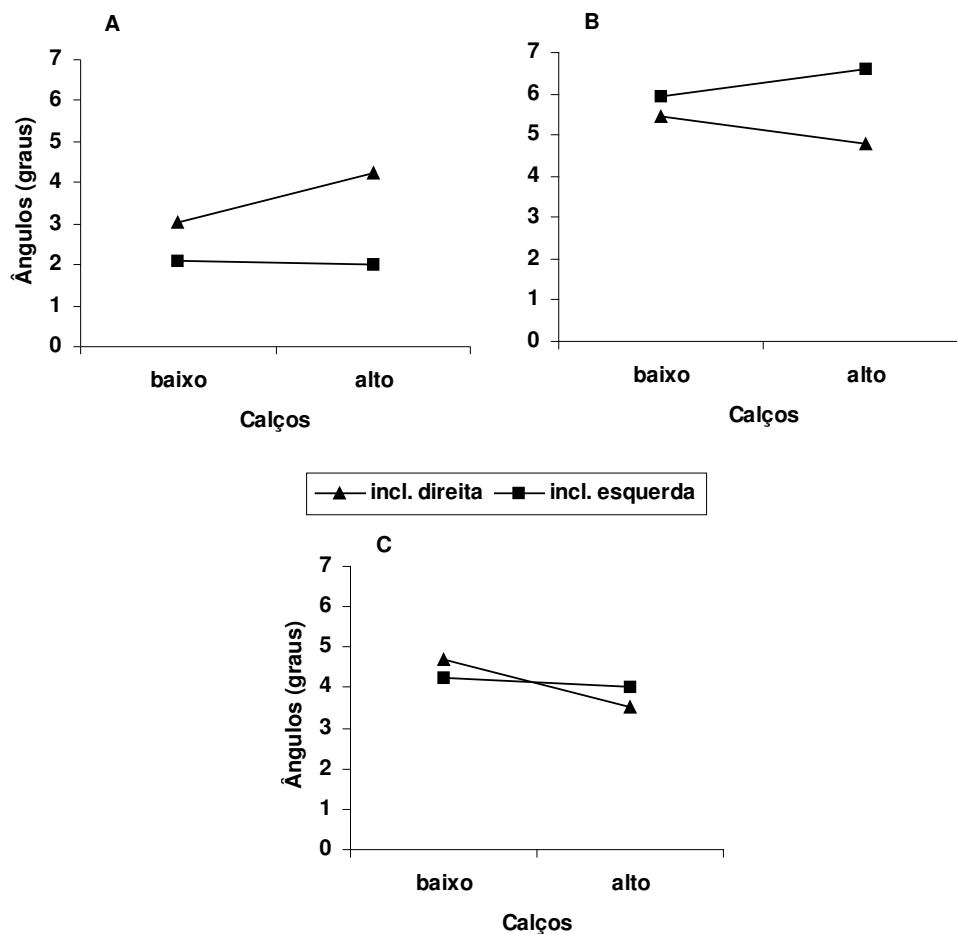


Figura 15: Médias das amplitudes dos ângulos alfa 2 (A), alfa 3 (B) e alfa 4 (C) durante o movimento de inclinação lateral direita e esquerda com calço direito baixo e alto.

A Figura 16 apresenta os valores médios das amplitudes dos ângulos beta (β_1 , β_2 , β_3 e β_4), para os grupos controle e experimental, na tarefa dinâmica, sendo inclinação lateral direita na condição com calço direito baixo (A) e calço direito alto (B) e inclinação lateral esquerda na condição com calço direito baixo (C) e calço direito alto (D). MANOVA indicou diferença para o fator Inclinação, Wilks' Lambda=0,511, $F(4,15)=3,589$, $p=0,03$. Análises univariadas indicaram diferença para o ângulo beta 4, $F(1,18)=9,064$, $p=0,008$,

sendo que o ângulo beta 4 foi menor na condição de inclinação à direita do que na condição de inclinação à esquerda.

MANOVA também indicou diferença para o fator Calço, Wilks' Lambda=0,438 $F(4,15)=4,805$, $p=0,011$. Análises univariadas indicaram diferenças para os ângulos beta 1, $F(1,18)=13,283$, $p=0,002$, e beta 2, $F(1,18)=7,881$, $p=0,012$, sendo que em ambos os casos os valores dos ângulos beta 1 e beta 2 foram maiores na condição de calço alto do que na condição de calço baixo.

Finalmente, MANOVA, envolvendo os ângulos beta, ainda indicou diferença para a interação entre Inclinação e Calço, Wilks' Lambda=0,521 $F(4,15)=3,451$, $p=0,034$. Entretanto, embora a MANOVA tenha indicado diferenças, as análises univariadas não identificaram qualquer diferença para os ângulos beta na interação Inclinação e Calço.

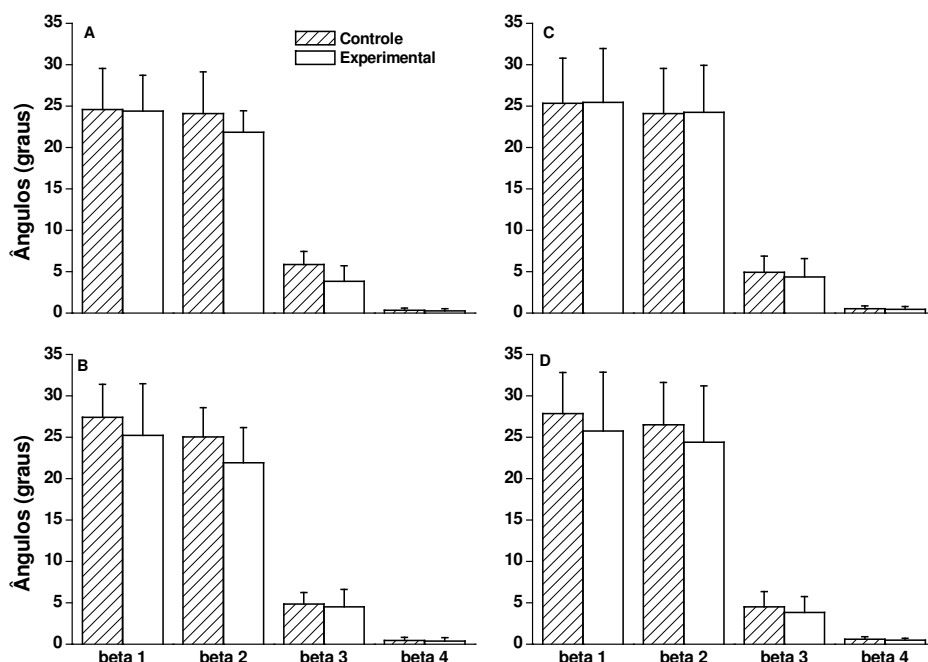


Figura 16: Médias e desvios padrão da amplitude dos ângulos beta, durante o movimento de inclinação lateral direita com calço direito baixo (A) e direito alto (B) e inclinação lateral esquerda com calço direito baixo (C) e direito alto (D) para os grupos controle e experimental, na tarefa dinâmica.

4.2.3. Com calço esquerdo

A Figura 17 apresenta os valores médios das amplitudes dos ângulos alfa (α_1 , α_2 , α_3 e α_4) para os grupos controle e experimental, na tarefa dinâmica, sendo inclinação lateral direita na condição com calço esquerdo baixo (A) e calço esquerdo alto (B) e inclinação lateral esquerda na condição com calço esquerdo baixo (C) e calço esquerdo alto (D). MANOVA, envolvendo os ângulos alfa, indicou diferença apenas marginal para o fator Calço, Wilks' Lambda=0,569, $F(4,15)=2,844$, $p=0,06$. Análises univariadas apontaram diferenças para os ângulos alfa 2, $F(1,18)=7,455$ $p=0,014$, sendo

que os valores do ângulo alfa 2 foram maiores na condição de calço alto do que na condição de calço baixo.

Ainda, MANOVA, envolvendo os ângulos alfa, indicou diferença marginal para a interação entre Inclinação e Calço, Wilks' Lambda=0,559, $F(4,15)=2,954$, $p=0,055$. Análises univariadas apontaram novamente diferenças para o ângulo alfa 2, $F(1,18)=7,196$, $p=0,015$, e para o ângulo alfa 3, $F(1,18)=6,115$, $p=0,024$. A Figura 18 apresenta os valores destes ângulos nas condições de inclinação à direita e à esquerda para os calços baixo e alto. Testes *post hoc* indicaram que enquanto os ângulos alfa 2 e alfa 3 não foram diferentes entre as condições de inclinação à direita e esquerda para a condição de calço baixo, para a condição de calço alto, o ângulo alfa 2 foi maior na condição de inclinação lateral à esquerda do que à direita e o ângulo alfa 3 foi menor na condição de inclinação lateral à esquerda do que à direita.

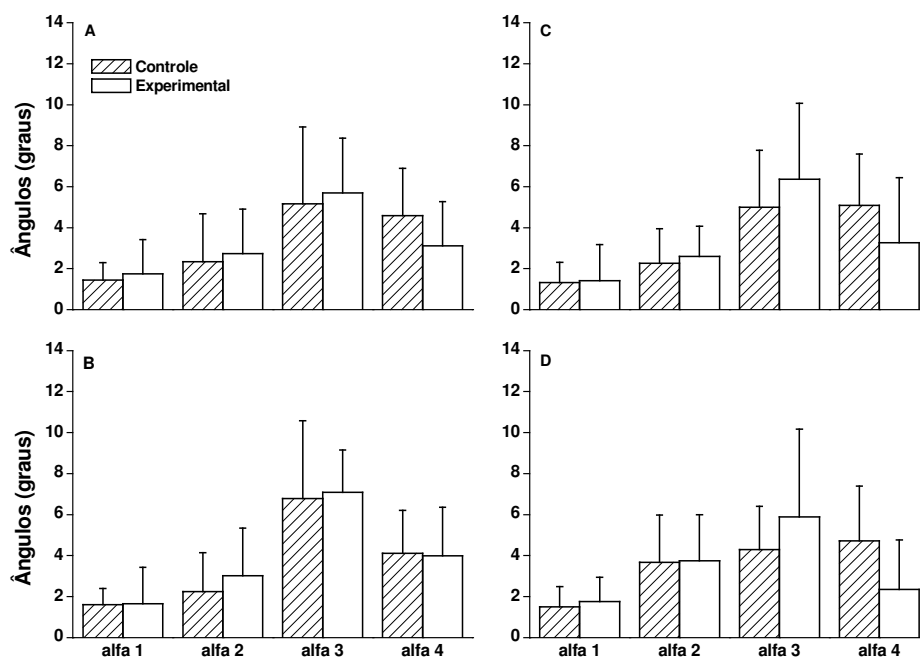


Figura 17: Médias e desvios padrão da amplitude dos ângulos alfa, durante o movimento de inclinação lateral direita com calço esquerdo baixo (A) e esquerdo alto (B) e inclinação lateral esquerda com calço esquerdo baixo (C) e esquerdo alto (D) para os grupos controle e experimental, na tarefa dinâmica.

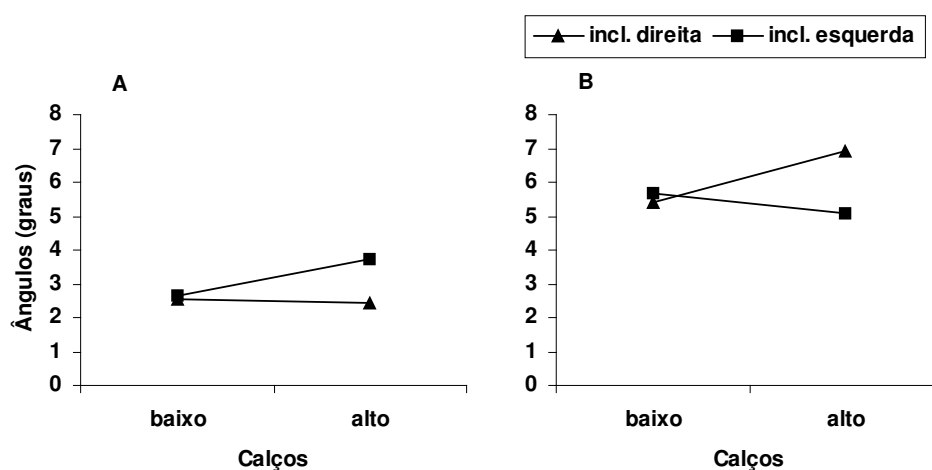


Figura 18: Médias das amplitudes dos ângulos alfa 2 (A) e alfa 3 (B) durante o movimento de inclinação lateral direita e esquerda com calço esquerdo baixo e alto.

A Figura 19 apresenta os valores médios das amplitudes dos ângulos beta (β_1 , β_2 , β_3 e β_4), para os grupos controle e experimental, na tarefa dinâmica, sendo inclinação lateral direita na condição com calço esquerdo baixo (A) e calço esquerdo alto (B) e inclinação lateral esquerda na condição com calço esquerdo baixo (C) e calço esquerdo alto (D). MANOVA indicou diferença apenas para o fator Calço, Wilks' Lambda=0,385, $F(4,15)=5,986$, $p=0,004$. Análises univariadas indicaram diferença apenas para o ângulo beta 1, $F(1,18)=16,629$, $p=0,001$, sendo que os valores do ângulo beta 1 são maiores na condição de calço alto do que na condição de calço baixo.

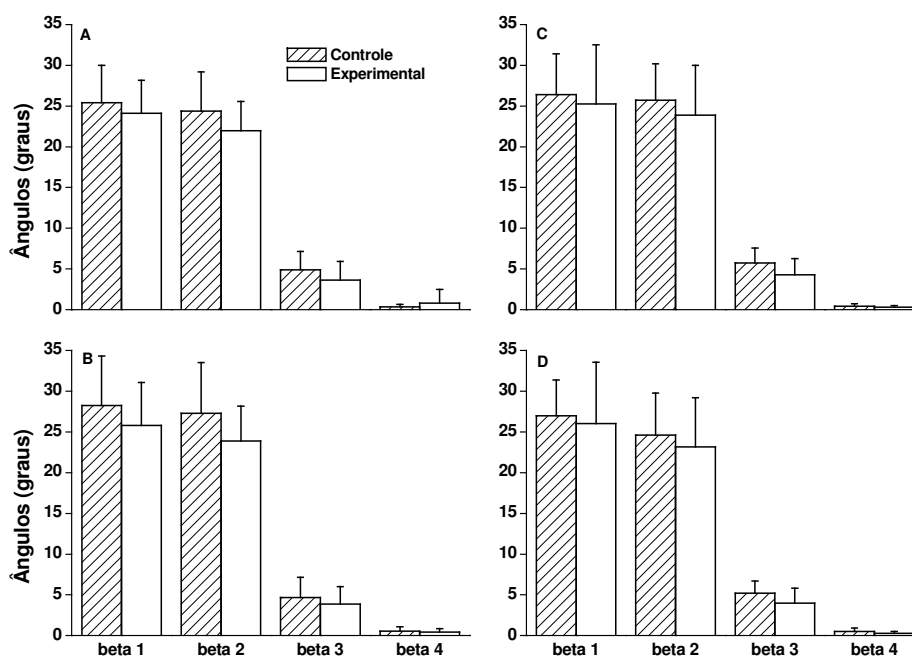


Figura 19: Médias e desvios padrão da amplitude dos ângulos beta, durante o movimento de inclinação lateral direita com calço esquerdo baixo (A) e esquerdo alto (B) e inclinação lateral esquerda com calço esquerdo baixo (C) e esquerdo alto (D) para os grupos controle e experimental, na tarefa dinâmica.

CAPÍTULO 5.

DISCUSSÃO

O objetivo proposto no presente estudo foi avaliar as alterações da coluna vertebral durante a manutenção da posição ortostática e a realização de movimentos de inclinação lateral, com mudanças unilaterais de calços associadas ou não aos movimentos de inclinação lateral. Uma análise tridimensional foi estabelecida utilizando o *software* APAS, onde os ângulos posturais da coluna vertebral (α_1 , α_2 , α_3 e α_4) e os ângulos segmentares dos ombros, escápulas, pelves e joelhos (β_1 , β_2 , β_3 e β_4 , respectivamente) foram mensurados para verificar como a posição estática, o movimento de inclinação lateral e a mudança unilateral dos calços (baixo e alto) eram alterados na escoliose idiopática e comparar com um grupo controle.

Nos grupos avaliados, o grupo controle foi selecionado levando em conta a avaliação postural e as medidas da gibosidade, considerando que todos os participantes não apresentaram assimetrias ou quando presentes eram mínimas e as medidas de gibosidade também eram mínimas, ou seja,

menores que 5 mm, pois nestes casos foram classificados como sem escoliose (DUVAL-BEAUPÈRE, 1992, 1996; FERREIRA; DEFINO, 2001; GIMENEZ et al., 2005; NISSINEN et al., 1989, 1993; SALATE; ARONI; FERREIRA, 2003; SOUCACOS et al., 1997; SUGUIKAWA; FERREIRA, 2001; VERCAUTEREN et al., 1982). Os grupos foram selecionados tentando garantir homogeneidade entre os parâmetros morfométricos, como observado na Tabela 1.

O grupo experimental foi composto por participantes com escoliose dupla, ou seja, apresentavam duas curvas ao longo da coluna vertebral. Esta opção por selecionar somente este tipo de escoliose se justifica pela proposta do estudo que determinou tarefas e condições que procuravam manipular as informações considerando os dois lados: direito e esquerdo, tanto estático como dinamicamente. Na literatura alguns estudos optam por escolioses de curva única e muitas vezes de um único lado (direito ou esquerdo) o que já parte de uma grande diferença quando se compara com o grupo controle (ALLARD et al., 2004; BEAULIEU et al., 2009; BRUYNEEL et al., 2009; DALLEAU et al., 2007) em outros estudos os tipos de escolioses são diversos ou o lado não é especificado (BENNETT, ABEL, GRANATA, 2004; FEIPEL et al., 2002; WONG et al., 2008; CHOW et al., 2006; WILK et al., 2006; MAHAUDENS; THONNARD; DETREMBLEUR, 2005; ZABJEK et al., 2005). Apenas um participante era do sexo masculino, fato este que não influenciou no objetivo do estudo, pois a incidência de escoliose no sexo masculino é menor, ou seja, nas escolioses severas (curvas $\geq 30^\circ$) a proporção é de 10 mulheres para 1 homem (DICKSON; LEATHERMAN, 1988; OBERKLAID et

al., 2002) ou 5,5 mulheres para 1 homem (SOUCACOS et al., 2000) e neste caso a escoliose era severa (torácica direita 38° e lombar esquerda 31°).

Quanto aos tipos de escoliose, no grupo experimental, foi observado um predomínio das curvas duplas sendo torácicas direita e lombar esquerda (n=7) em relação às curvas torácica esquerda e lombar direita (n=3), sendo que as maiores curvas escolióticas também estavam presentes no primeiro grupo, como observado na Tabela 2. Os tipos mais freqüentes de escoliose são as torácicas ou tóraco-lombares direita, as escolioses duplas constituem <20% das escolioses observadas na população (SOUCACOS et al., 2000). Estudos com este tipo de escoliose são escassos na literatura e a incidência e prevalência destas na população brasileira ainda não estão estabelecidas.

Investigar o comportamento de manipulações bilaterais nas escolioses que apresentam curvas ao longo da coluna buscando o equilíbrio por meio de compensações foi um dos propósitos deste estudo. Curvas duplas na escoliose idiopática demonstram a tentativa da coluna vertebral de buscar o equilíbrio tanto estático como dinâmico e representam as curvas com mais chances de progressão (GREINER, 2002; SOUCACOS et al., 2000).

A posição estática tem sido a forma mais comum de avaliação da escoliose tanto na literatura mais antiga (BETHUNE et al., 1986; FROBIN; HIERHOLZER, 1981, 1983a,b; JEFRIES et al., 1980; NISSINEN et al., 1989; SAHLSTRAND; ÖRTENGREN; NACHEMSON, 1978; SARASTE; ÖSTMAN, 1986; STOKES; MORELAND, 1987; TURNER-SMITH et al., 1988) como na mais recente (ALLARD et al., 2004; BEAULIEU et al., 2009; BENNETT; ABEL;

GRANATA, 2004; CHOW et al., 2006; DALLEAU et al., 2007; DÖHNERT; TOMASI, 2008; FERNANDES; FERREIRA, 2007; GIMENEZ et al., 2005; HACKENBERG et al., 2006; MASTELARI; CARDOSO; CARREGARO, 2006; MÍNGUEZ et al., 2007; OVADIA et al., 2007; PENHA et al., 2005; ZABJEK et al., 2005; ZUBOVIC et al., 2008).

As avaliações dinâmicas da escoliose idiopática têm ocorrido basicamente em adolescentes, pois é nesta fase do crescimento que acontece a maior progressão das curvas (NAULT et al. 2002; SMITH, DICKSON, 1987; VELDHUIZEN; WEVER, WEBB, 2000). Poucos estudos foram realizados para avaliação da escoliose na idade intermediária entre o final da adolescência e o início da idade jovem adulta (FERNANDES; FERREIRA, 2007; FERREIRA; DEFINO, 2001; GIMENEZ et al., 2005; HACKENBERG et al., 2003, 2006; MÍNGUEZ et al., 2007; OVADIA et al., 2007; SALATE; ARONI; FERREIRA, 2003; WILK et al., 2006; WONG et al., 2007), pois nesta fase o crescimento já está em fase final, conseqüentemente, a maturidade óssea está se completando e a flexibilidade na coluna diminui significativamente com o aumento da idade e a magnitude da curva (DEVIREN et al., 2002; HAWES, O'BRIEN, 2006).

Por outro lado, a escoliose adulta é uma deformidade mais rígida do que a EIA (escoliose idiopática do adolescente) e curvas maiores são geralmente menos flexíveis do que curvas menores; entretanto, a associação quantitativa entre a flexibilidade da curva e fatores incluindo idade e magnitude da curva ainda não estão bem estabelecidos (DEVIREN et al., 2002; LAMARRE et al., 2009). Segundo Stehbens (2003), a EIA pode ser

diagnosticada depois dos 10 anos até a maturidade óssea dos 18 aos 20 anos de idade, sendo que mais de 70% dos casos são descobertos entre 11 e 20 anos. Neste estudo a opção por esta faixa etária foi baseada na possibilidade de avaliar a fase onde a maturidade óssea ainda está ocorrendo e/ou logo após a sua finalização, pois segundo Hawes e O'Brien (2006), uma vez que o crescimento ósseo está completo, a deformidade vertebral persiste ao longo da vida. Entretanto, em relação a deformidade no ápice da curvatura, outras partes da coluna permanecem flexíveis e podem ainda ser corrigidas com a inclinação lateral. Portanto, baseado na escassez da literatura sobre estudos nesta faixa etária e na flexibilidade residual após a maturidade óssea na coluna de escolióticos, a amostra deste estudo foi determinada.

Estudos com avaliações na posição estática em pacientes com escoliose idiopática são muitos, mas poucos investigaram a influência da mudança da base de suporte, palmilhas ou calços (BEAUDOIN et al., 1999; HAWES; O'BRIEN, 2006; IRVIN, 1991; NAKAJIMA et al. 2009; NAULT et al., 2002; ZABJEK et al., 2001). Diferenças no comprimento dos membros inferiores até 1,5 cm são consideradas fisiológicas e não estão relacionadas com a etiologia das escolioses (HOIKKA; YLIOSKI; TALLROTH, 1989; VERCAUTEREN et al., 1982). Porém as discrepâncias nos membros inferiores podem estar relacionadas a vários fatores como: assimetria ou obliquidade pélvica, posição antálgica, espasmos e encurtamentos musculares, rotação assimétrica na coxa ou perna, deformidade assimétrica no joelho ou pé (HAWES; O'BRIEN, 2006; SOUCHARD; OLLIER, 2001). Estas discrepâncias podem provocar alterações posturais como a escoliose e o uso de calços para

compensar estes desequilíbrios também podem provocar ajustes na postura (BEAUDOIN et al., 1999; IRVIN, 1991; NAKAJIMA et al. 2009; NAULT et al., 2002; ZABJEK et al., 2001).

Por outro lado, as avaliações dinâmicas na escoliose idiopática estão relacionadas à análise da marcha (BRUYNEEL et al, 2009; CHEN et al., 1998; ENGSBERG et al., 2003; LENKE et al., 2001; MAHAUDENS; THONNARD; DETREMBLEUR, 2005; QUERVAIN et al., 2004; SCHIZAS et al., 1998; WONG et al., 2008) ou em situações específicas como: na posição sentada (BENNETT; ABEL; GRANATA, 2004; CHOLEWICKI; POLZHOFFER; RADEBOLD, 2000; GILLEARD; CROSBIE; SMITH, 2008; GRAM; HASAN, 1999), durante a inclinação lateral (FEIPEL et al., 2002; GOMBATTO et al., 2007; SHIRADO et al., 1995) ou na mensuração de movimentos (ENGSBERG et al., 2002; GRACOVETSKY et al., 1995; LIU et al., 1997; LOU et al., 2000; MANNION et al., 2004; WILK et al., 2006). Porém, na literatura não há registros, até o momento, de estudos na escoliose idiopática com a associação de avaliações estáticas e dinâmicas com a utilização de calços.

Na tentativa de elucidar estes fatos não abordados na literatura o presente estudo foi realizado e os resultados de uma forma geral mostraram diferenças entre os grupos controle e experimental nas avaliações estáticas e dinâmicas com a utilização de calços baixo e alto. Para melhor discutir os vários aspectos deste estudo e confrontar com a literatura, os resultados serão abordados em tópicos separados.

5.1. SITUAÇÃO ESTÁTICA SEM CALÇO

Os resultados apontaram diferenças significativas entre os grupos para os ângulos posturais alfa 3 e 4 e para o ângulo segmentar beta 1 (Figura 7). O ângulo alfa 3 corresponde à medida obtida na região tóraco-lombar (T10T12-T12L2) e o ângulo alfa 4 corresponde a medida na região lombar (L2L4-L4S1). Estas diferenças indicaram que estes ângulos na posição estática, sem qualquer interferência ou manipulação, são os que apresentaram as maiores modificações em relação aos grupos. Embora as curvas duplas nos pacientes com escoliose afetavam toda a coluna, as regiões que melhor apresentaram as diferenças foram às regiões tóraco-lombar e lombar para os ângulos posturais e para os ângulos segmentares foi o ângulo do alinhamento dos ombros (beta 1). Estes resultados demonstram que mesmo nas escolioses duplas, consideradas compensadas, estes ângulos ainda refletem uma assimetria importante no tronco de pacientes com escoliose. As medidas destes ângulos também se mostraram mais confiáveis para comparações entre grupos, embora alguns aspectos importantes necessitam ser considerados.

O estudo de Bunnell (1993) utilizou um escoliômetro para medir o ângulo da gibosidade durante o teste de Adams e indicou um critério de referência para avaliação deste ângulo de rotação do tronco como sendo de 7° para qualquer nível da coluna. Este critério de referência não foi confirmado no estudo de Huang (1997) e a credibilidade do escoliômetro foi questionada no estudo de Côté et al. (1998). O estudo de Hackenberg et al. (2006) também registrou que o teste de Adams aumenta em média 3,2° o ângulo de rotação do

tronco em relação à posição ortostática, mas o desvio padrão era quase duas vezes maior ($6,1^\circ$). Os resultados do presente estudo, conforme apresentado na Figura 7, mostraram que no grupo experimental a média dos dois ângulos alfa que apresentaram diferenças significativas eram também maiores que 7° . Podemos sugerir, portanto, que diferenças maiores que 7° para os ângulos posturais alfa, especialmente na região tóraco-lombar e lombar, devem ser consideradas significativas, pois podem refletir com maior credibilidade a assimetria na coluna vertebral provocada pela escoliose.

Outro importante aspecto a ser considerado é que a Sociedade de Pesquisa em Escoliose, em 1976, sugeriu que apenas as curvas com ângulo de Cobb maior que 7° deveriam ser definidas como escoliose. Em 1977, este limite foi ajustado para 10° , entretanto, em alguns estudos, curvas com ângulo de Cobb maior que 5° também são consideradas como escoliose (STOKES; ARMSTRONG; MORELAND, 1988; XIONG et al., 1994). Embora estas duas formas de medir escoliose (escoliômetro e ângulo de Cobb) sejam diferentes das medidas dos ângulos posturais utilizadas no presente estudo, elas podem ser relacionadas, pois também usam medidas em ângulos, identificando as assimetrias da coluna vertebral na escoliose.

Gram e Hasan (1999) usaram um sistema com duas câmeras infravermelhas e marcadores colocados nas vértebras superiores e inferiores em relação ao ápice da curva escoliótica para medir, no plano frontal, o ângulo no ápice da curva e registraram médias de $4,6^\circ (\pm 3,8)$ na posição de pé para os 19 pacientes com escoliose idiopática. Esta média alterava para $3,5^\circ (\pm 3,2)$ na posição sentada relaxada, para $4,2^\circ (\pm 3,6)$ na posição sentada ereta e

finalmente para $4,3^{\circ}(\pm 3,6)$ quando sentado escrevendo. Esta medida foi realizada em pacientes com vários tipos de escoliose quanto à localização e lado das curvas. Os valores médios apresentados se aproximam dos valores observados no ângulo alfa 2 do presente estudo (Figura 7), porém esta medida poderia ou não estar relacionada com o ápice da curva escoliótica, pois o ângulo alfa 2 correspondia a uma medida pré-estabelecida na região torácica média (T6T8-T8T10). Os resultados não indicaram diferença significativa entre as médias dos ângulos no ápice para as quatro posturas testadas neste estudo de Gram e Hasan (1999).

O controle do equilíbrio estático no estudo de Gauchard et al. (2001) estava mais afetado em pacientes com curvas baixas maiores em relação às curvas mais altas, como observamos neste estudo as diferenças também se apresentaram nas curvas mais baixas (ângulos alfa 3 e 4), porém as curvas maiores estavam nas regiões mais altas da coluna (ângulos alfa 1 e 2). Beaulieu et al. (2009) também observaram que pacientes com curvas maiores eram menos estáveis na posição estática, indicando uma maior instabilidade postural. Já a estratégia para manter o controle na posição sentada estática, segundo Bennett, Abel e Granata (2004), não se altera com o desenvolvimento da escoliose, ou seja, nas curvas maiores, mas se adapta com a diminuição dos movimentos para manter o tronco em uma região onde ele pode permanecer “passivamente” estável. Quando uma carga é acrescentada na posição de pé estática o equilíbrio na direção médio-lateral é mais afetado em pacientes com escoliose idiopática quando comparados com um grupo controle (CHOW et al., 2006), mas no estudo recente de Dalleau et

al. (2007) a variabilidade do centro de pressão na direção antero-posterior foi mais pronunciada no grupo escoliótico em relação ao controle na posição estática.

Medidas de ângulos na coluna vertebral por meio da topografia de superfície são consideradas medidas válidas para monitorar pacientes e podem ser usadas no lugar de radiografias, particularmente em casos de curvas suaves e moderadas (OVADIA et al., 2007; ZUBOVIC et al., 2008). Goldberg et al. (2001) estudaram pacientes com escoliose idiopática e a correlação da medida do ângulo de Cobb com o ângulo topográfico maior pelo sistema Quantec foi 0,812. Mínguez et al. (2007) quantificaram a deformidade na superfície do tronco por um método não invasivo por meio de projeção de luz e também observaram uma correlação alta entre as variáveis topográficas (índice de simetria posterior do tronco e índice de deformidade no plano axial) com a medida do ângulo de Cobb ($r=0,66$ e $r=0,70$, respectivamente). Leroux et al. (2000) também mediram ângulos na superfície do tronco em pacientes com escoliose e os resultados mostraram correlação forte com ângulos radiológicos das medidas da cifose torácica e da lordose lombar ($r=0,89$, $r=0,84$, respectivamente), mas os limites dos valores foram muito grandes (-11° a 27° e -27° a 22° , respectivamente), no presente estudo os valores altos do desvio padrão, conforme observados na Figura 7, também indicam uma grande variabilidade das medidas dos ângulos, principalmente nos ângulos alfa 3 e 4 e o ângulo beta 2 na posição estática. Uma revisão da literatura realizada por Mastelari, Cardoso e Carregaro (2006), sobre mensuração da lordose lombar na posição ortostática por diferentes meios de avaliação como o visual, a

fotografia, a classificação de postura, o instrumento-escala, a régua flexível, o goniômetro, os programas de computador e a radiografia, também mostrou uma variação entre 23° e 66° para o ângulo da lordose lombar.

Estes valores maiores do desvio padrão na posição estática têm relação com a oscilação dos participantes, e os desvios maiores foram observados em pacientes com escoliose idiopática. Na literatura vários autores também observaram maior oscilação na posição estática em pacientes com escoliose idiopática (BEAULIEU et al., 2009; CHOW et al., 2006; DALLEAU et al., 2007; NAULT et al., 2002; SAHLSTRAND; ÖRTENGREN; NACHEMSON, 1978; YAMADA et al., 2004), porém poucos relatos discordaram desta questão (BYL et al., 1997; BYL; GRAY, 1993; HERMAN et al., 1985), mas o aumento da oscilação indica um déficit do equilíbrio estático nas escolioses, embora as curvas duplas parecem compensar melhor e mostraram menos anomalias no controle postural (GAUCHARD et al., 2001).

Zabejk et al. (1998) quantificaram na posição ortostática a orientação dos ombros e pelve em relação a uma base de suporte padrão em pacientes com escoliose e um grupo controle e as medidas de inclinação da pelve nos dois grupos variou entre $0,4^{\circ}$ e $5,5^{\circ}$ e nos ombros entre 0° e $4,9^{\circ}$ (não foram apresentados valores da média e do desvio padrão). A média do ângulo beta 1 (ângulo segmentar dos ombros) e do ângulo beta 3 (ângulo segmentar da pelve) no grupo experimental (Figura 7) ficou próxima à variação observada no estudo acima citado, principalmente quando se considera o valor do desvio padrão como os extremos. Zabejk et al. (2005) observaram diferença significativa entre os grupos no ângulo de rotação da escápula em relação a

uma base de suporte e a pelve, mas não houve diferença nos ângulos de inclinação do ombro e da pelve.

O estudo de Masso e Gorton III (2000) também registrou ângulos similares nos ombros e pelve no grupo controle, sem escoliose, e observou médias inferiores nos ângulos dos ombros $1,0^{\circ} (\pm 1,0)$ com limites de $-4,0^{\circ}$ a $0,0^{\circ}$ e da pelve $2,0^{\circ} (\pm 1,0)$ com limites de $-4,0^{\circ}$ a $4,0^{\circ}$ em relação aos valores dos ângulos beta 1 e 3 do grupo controle deste estudo. No grupo pré-operatório com escoliose constatou médias nos ombros de $3,0^{\circ} (\pm 3,0)$ com limites de $-2,0^{\circ}$ a $10,0^{\circ}$, com valores similares aos do presente estudo e da pelve $1,0^{\circ} (\pm 2,0)$ com limites de $-2,0^{\circ}$ a $4,0^{\circ}$, neste caso os valores foram menores em relação aos apresentados neste estudo. O valor da inclinação pélvica no estudo de Thometz et al. (2000b) foi de $-1,85^{\circ} (\pm 1,57)$ com limites de $0,0^{\circ}$ a $4,0^{\circ}$ em participantes sem escoliose, concordando com os valores do presente estudo.

Os valores observados por Nault et al. (2002) foram similares ao do presente estudo, indicando diferenças significativas entre pacientes com escoliose e indivíduos do grupo controle do ângulo formado pelos acrômios, no plano frontal, similar ao ângulo beta 1, e também não mostrou diferença no ângulo da pelve, similar ao ângulo beta 3, estes ângulos também foram mensurados na posição ortostática padronizada (calcanhares separados por 20 cm e rodados externamente em 15°).

Pereira (2003) apresentou uma tabela com medidas de um participante (a amostra era de participantes com ou sem desvios na coluna vertebral) com valores do ângulo biacromial de $2,59^{\circ}$, do ângulo da linha escapular inferior de $-1,14^{\circ}$ (valor negativo indica inclinação para a esquerda),

do ângulo da pelve de $-4,96^\circ$ e do ângulo na linha bipoplíteia de $-1,14^\circ$. Estes valores se aproximam dos valores das médias dos ângulos beta 1, 2, 3 e 4 do grupo controle neste estudo, embora na pelve (ângulo beta 3) a média tenha sido menor a do presente estudo.

De forma geral, com relação à situação estática, podemos verificar no presente estudo que os ângulos mensurados são considerados válidos e apresentam boa relação com a literatura confrontada, pois as médias são similares ou se aproximam dos resultados destes estudos. Diferenças maiores que 7° nos ângulos alfa, principalmente em curvas baixas (tóraco-lombar e lombar) apontam assimetrias importantes na coluna vertebral de pacientes com escoliose. Estas curvas mais baixas eram também as curvas menores, mais instáveis, com maior oscilação pelos valores médios do desvio padrão, indicando uma adaptação para equilibrar as curvas maiores mais altas, buscando nas curvas menores (não estruturais) um efeito compensatório devido a sua maior flexibilidade residual. Com relação aos ângulos segmentares beta, estes parecem estar equilibrados nas escolioses duplas, mas o ângulo que mais sofre a influência das curvas alta, no caso o beta 1, ainda indica um desequilíbrio importante neste tipo de escoliose.

5.2. SITUAÇÃO ESTÁTICA COM CALÇO

Para analisar a situação estática com os calços baixo e alto se faz necessário dividir em calços colocados sob o pé direito e sob o pé esquerdo, pois as escolioses eram de curvas duplas e um dos objetivos deste estudo era

observar a influência destes calços nos dois componentes das curvas direita e esquerda, ou seja, na curva principal e na curva secundária (ou compensatória). Segundo Hawes e O'Brien (2006) as curvas secundárias ou compensatórias seriam mais flexíveis e poderiam apresentar maiores alterações quando submetidas a manipulações por calços ou com movimentos.

Os valores apresentados na Figura 8 mostram que os calços baixo e alto, colocados sob o pé direito dos participantes, provocaram apenas uma diferença marginal entre os grupos controle e experimental. As curvas maiores, como relatado anteriormente, eram curvas torácicas (Tabela 2), e conseqüentemente, estas tinham mais chances de serem as curvas principais, logo os maiores efeitos dos calços eram esperados nas curvas mais baixas (IRVIN, 1991) nos ângulos alfa 3 e 4. O ângulo alfa 3 foi mensurado na transição da região torácica e lombar (T10T12-T12L2). Nas curvas duplas este ângulo apresenta componentes das duas curvas torácica e lombar, de modo que a influência do calço neste local foi menor. Porém o estudo de Zabjek et al. (2001) indicou que a implementação de palmilhas, independentemente do tipo de curva e amplitude diminui significativamente o ângulo de Cobb.

Na situação com calços, baixo e alto, colocados sob o pé esquerdo (Figura 10), foi observada diferença entre os grupos para o ângulo alfa 3, sendo maior para o grupo experimental em relação ao grupo controle. Mais uma vez o ângulo mais baixo da curvatura da coluna vertebral sofreu alteração maior e foi diferente em relação ao controle. As curvas maiores estavam do lado direito e o calço colocado sob o pé esquerdo mostrou maior influência nas curvas tóraco-lombares, que estão na transição das regiões torácica e lombar,

portanto apresentam vértebras que acompanham a curva torácica e vértebras que acompanham a curva lombar, indicando que esta região poderia ser mais flexível por ser menos afetada pela deformidade das vértebras no ápice da curva principal (HAWES; O'BRIEN, 2006; MODI et al., 2008).

Estes resultados são semelhantes aos apresentados no estudo de Irvin (1991), que observou que o calço colocado sob o calcanhar para corrigir um desnível na base do sacro (média = 6,7 mm) e uma inclinação lateral na coluna lombar (média = 7,5°) diminuiu significativamente o desnível na base do sacro (média = 2,6 mm) e o ângulo de inclinação da coluna lombar (média = 5,3°) em 42 adultos.

Segundo Dickson e Leatherman (1988), a curvatura vertebral pode ser completamente corrigida com o uso de uma palmilha com elevação do calçado para equilibrar uma discrepância no membro inferior em uma escoliose funcional. Mesmo depois que a curvatura vertebral tenha evoluído dentro da deformidade na coluna vertebral, ela pode ainda ser revertida, se a assimetria for removida, enquanto permanece um crescimento residual, e segundo Stehbens (2003), este crescimento pode chegar até a idade dos 20 anos.

As Figuras 9 e 11 mostram que os ângulos beta 3 e 4 também apresentaram diferenças significativas para os calços, baixo e alto, quando colocados sob o pé direito ou esquerdo dos participantes. Estes resultados concordam com os observados por Zabjek et al. (2001), que observou diferença significativa do ângulo de inclinação da pelve em indivíduos com escoliose e obliquidade pélvica, com ou sem diferença no comprimento dos membros inferiores (não comparou com um grupo controle) que usaram palmilhas de

diferentes alturas (0,5; 1,0 e 1,5 cm). Estes autores concluíram que o uso de palmilhas resultou em adaptações posturais agudas que especificamente alteraram a coluna vertebral e a posição tridimensional e orientação da pelve e da escápula. Porém, no presente estudo os participantes não apresentaram diferença no comprimento dos membros inferiores.

Beaudoin et al. (1999) também identificaram adaptações posturais sistemáticas induzidas por palmilhas de 1,5 cm de altura em participantes controle e associações positivas entre as mudanças na curvatura vertebral e a correção da desigualdade no comprimento do membro inferior. A diferença significativa só foi encontrada para o ângulo de inclinação da pelve quando a palmilha era colocada do lado direito ou do lado esquerdo, quando comparado com o grupo controle sem palmilha. A posição dos pés nas 3 situações sem palmilha, com palmilha do lado direito e com palmilha do lado esquerdo também foi padronizada. A desigualdade no comprimento dos membros inferiores interfere diretamente na deformidade da coluna vertebral tanto na posição ortostática como no teste de Adams e deve ser compensada acuradamente, principalmente, quando a diferença é maior que 1 cm (HACKENBERG et al., 2006).

De maneira geral, quando o calço é colocado sob um dos pés, podemos verificar que a maior influência ocorre nos ângulos posturais alfa mais baixos, ou seja, os ângulos alfa 3 e 4. As diferenças foram principalmente em relação aos grupos, mostrando que estes ângulos eram sempre maiores no grupo experimental. Este resultado confirma os estudos acima citados e indica que o calço tem efeito nas regiões mais baixas da coluna vertebral, menos

afetada pela deformidade no ápice das curvas escolióticas. Neste caso, com mais chances de serem influenciadas pelo efeito corretivo dos calços na escoliose funcional. Nos ângulos segmentares beta, os calços também influenciaram os ângulos mais baixos da pelve e do joelho. Estes resultados também são semelhantes, em parte, com aqueles de estudos até então realizados, principalmente em relação a pelve, mostrando que a diferença de altura nos calços teve uma maior influência, pois o calço alto aumentou significativamente os ângulos beta da pelve e joelho. Este resultado sugere que nas escolioses duplas qualquer alteração na base de apoio que modifica a simetria do tronco pode provocar reorganização das estruturas e busca de um novo arranjo do equilíbrio ou ajuste compensatório nos outros segmentos do tronco.

5.3. SITUAÇÃO DINÂMICA SEM CALÇO

O movimento de inclinação lateral da coluna vertebral é usado no teste radiológico para verificar a flexibilidade da coluna em pacientes com escoliose, pois quando a inclinação é realizada para o lado da convexidade da curva, a deformidade na curva escoliótica pode ser corrigida (BEUERLEIN et al., 2003; DEVIREN et al., 2002; HAWES; O'BRIEN, 2006; LAMARRE et al., 2009; YAZICI et al., 2001).

Baseada neste princípio, a terapia de inclinação lateral foi introduzida no tratamento da escoliose, buscando o alinhamento das curvas e conseqüentemente a correção da escoliose (BOER et al., 1999; EL-SAYYAD;

CONINE, 1994; FEIPEL et al., 2002; HARRINGTON, 1976; HAWES, 2003; MARUYAMA et al., 2002, 2003; MEHTA, 1986; MODI et al., 2008; SHIRADO et al., 1995; STEHBENS; COOPER, 2003). Ainda baseado neste princípio, o colete inclinado de Brasília foi confeccionado e testado por Haje et al. (2008) e mostrou resultados satisfatórios no tratamento da escoliose idiopática. Ainda reforçando a utilização de exercícios no tratamento da escoliose, Danielsson, Romberg e Nachemson (2006) mostraram que pacientes com EIA tratados com *brace* e cirurgicamente apresentavam mobilidade e força reduzidas na coluna lombar, mesmo depois de 20 anos de completado o tratamento.

No presente estudo, quando se utilizou o movimento de inclinação lateral para a direita e esquerda, sem a manipulação dos calços, os resultados indicaram não haver diferença significativa para os ângulos alfa e beta entre os grupos (Figuras 12 e 13). Este resultado aponta um efeito similar do movimento nos dois grupos, ou seja, a amplitude de movimento de inclinação lateral na coluna vertebral pelos ângulos posturais alfa foi igual ou muito próxima no grupo controle em relação ao grupo experimental. Isso indica que a coluna de pacientes com escoliose, mesmo na fase de finalização do crescimento e em curvas duplas, consideradas equilibradas ou compensadas, ainda apresenta flexibilidade residual nas várias regiões da coluna (torácica alta, torácica média, tóraco-lombar e lombar) com médias das amplitudes similares a apresentada pelo grupo controle, confirmando o fato que a inclinação lateral pode ser uma forma de manipulação corretiva utilizada como tratamento nas escolioses.

Confirmando este conceito de alinhamento das curvas na escoliose, Schmidt e Gassel (1994) concluíram que o alinhamento tridimensional da escoliose deveria ser considerado em ambos os tratamentos conservador e cirúrgico. Este alinhamento das curvas na escoliose indica a direção para uma força de correção necessária ser estimada com mais exatidão. Os autores concluíram que obter uma informação adicional pela avaliação de controles, provavelmente será útil no futuro para definir mais exatamente o alinhamento tridimensional nos casos com escoliose.

Gracovetsky et al. (1995) utilizaram um método não-invasivo e mediram o movimento de inclinação lateral direita e esquerda, sem restrição, na coluna tóraco-lombar e lombar por marcadores colocados na superfície do tronco em indivíduos sem escoliose e observaram valores médios nos segmentos T12-L1 de 4,64°; L1-L2 de 7,71°; L2-L3 de 9,94°; L3-L4 de 10,32°; L4-L5 de 9,0° e L5-S1 de 9,01°. Estes valores, que mostram a mobilidade intersegmentar na inclinação lateral total para a direita e esquerda, são similares aos valores observado no presente estudo, tanto no grupo controle como no grupo experimental quando verificamos os ângulos alfa 3 e 4.

Os ângulos segmentares do ombro, escápula, pelve e joelhos (ângulos beta 1, 2, 3 e 4, respectivamente) também não apresentaram diferenças significativas entre os grupos. Na posição estática sem calço esta diferença estava presente apenas no ângulo beta 1, mas o fato de não apresentar diferença nos outros ângulos segmentares pode estar relacionada ao tipo das escolioses com curvas duplas e o uso do calço fez com que os segmentos buscassem o equilíbrio, compensando as assimetrias nos

segmentos superiores, pois afetou mais os segmentos inferiores. Os ajustes posturais no tronco, representado pelos ângulos segmentares beta, foram semelhantes nos dois grupos, com exceção do ângulo beta 1, o que pode estar relacionado ao equilíbrio ou compensação nas curvas duplas (GAUCHARD et al., 2001; GREINER, 2002; SOUCACOS et al., 2000).

A orientação do posicionamento do tronco nos planos frontal e axial, em participantes sem escoliose, foi estudada por McGlashen et al. (1991) e estes sugeriram que a magnitude do momento de inclinação lateral do tronco, que ocorre perto do ápice da curva escoliótica (devido à gravidade), não afeta significativamente a orientação do posicionamento do tronco. Esta sugestão está de acordo com os resultados observados no presente estudo, sendo que a a inclinação lateral pode afetar a curva no ápice, com magnitude igual à do grupo controle, entretanto não altera a posição do tronco, observado no presente estudo utilizando os ângulos segmentares beta. Mais ainda, McGlashen et al. (1991) sugeriram que é improvável que a mera presença de uma curva escoliótica *por si* cause déficit na propriocepção da coluna vertebral e produza um re-orientação do posicionamento dos segmentos, sugestão essa que é corroborada pelos resultados observados no presente estudo.

Chen et al. (1998) observaram que o padrão da marcha é similar quando se compara escolióticos com controles, pois a amplitude de movimento do ombro nos planos transversal e frontal, da pelve no plano frontal e da coluna no plano sagital não foram estatisticamente significativos. Somente a amplitude de movimento da pelve, no plano transversal, e da coluna, no plano frontal, foi menor nos pacientes com escoliose. Na dinâmica da marcha poucos

parâmetros de amplitude de movimento dos segmentos são diferentes e, segundo os autores, a explicação plausível para este fenômeno seria que os pacientes com escoliose necessitam restringir seu movimento da pelve e da coluna para manter o equilíbrio da parte superior do tronco por causa da geometria assimétrica pela deformidade vertebral em direção lateral e o mau-alinhamento dos músculos vertebrais. No presente estudo, o fato de não ter sido observada diferença entre os grupos na situação dinâmica pode ser também devido à restrição da amplitude de movimento pelas escalas, pois todos os participantes deslocaram sua coluna dez centímetros para o lado direito e dez centímetros para o lado esquerdo.

No estudo de Mahaudens, Thonnard e Detrembleur, (2005) a inclinação pélvica foi avaliada em dois grupos, controle e experimental, na posição estática e durante a marcha e não foram observadas diferenças significativas entre os grupos, com os valores médios, no exame estático, do ângulo da pelve no plano frontal variando de $-0,02^{\circ} (\pm 4,0)$ no grupo controle e de $6,5^{\circ} (\pm 14,0)$ no grupo experimental. Segundo Bruyneel et al. (2009), o início da passada na marcha deve ser considerado como um paradigma relevante para analisar as interações entre a influência do plano e as estratégias posturais adaptativas na EIA que freqüentemente apresenta uma deformidade do tronco predominantemente no plano frontal.

Na posição sentada, Shirado et al. (1995) mostraram que a inclinação lateral apresenta diferenças padrões entre sujeitos sem escoliose e pacientes com escoliose idiopática. Os pacientes transferem menos peso

lateralmente do que os sujeitos sem escoliose durante movimentos randômicos rápidos e lentos.

Engsberg et al. (2002) mediram a amplitude do movimento de inclinação lateral por meio de ângulos na coluna vertebral de pacientes com escoliose no pré operatório. Durante a inclinação lateral para a direita, o ângulo formado entre os marcadores T4T7-T7T10 mostrou valores médios de $-2,7^{\circ}$ ($\pm 10,9$) em uma região sem fusão e o ângulo formado pelos marcadores C7T4-T4T10 de $5,5^{\circ}$ ($\pm 9,7$) em uma região que foi, posteriormente, submetida à fusão na cirurgia para correção da escoliose. Os valores das médias para a inclinação lateral esquerda foram significativamente diferentes, sendo para o ângulo T4T7-T7T10 de $11,8^{\circ}$ ($\pm 8,8$) e o ângulo formado pelos marcadores C7T4-T4T10 de $10,1^{\circ}$ ($\pm 9,4$). Estes ângulos também apresentaram diferenças significativas quando comparados com os valores médios no pós-operatório de 12 e de 24 meses, com redução da amplitude de movimento nestas regiões da coluna. O tratamento cirúrgico reduziu significativamente a amplitude de movimento, reforçando a importância, como mostrou o presente estudo, de manter a flexibilidade na coluna de escolióticos, mesmo após a maturidade óssea.

Com relação a amplitude de movimento durante a marcha, Engsberg et al. (2001) observaram em 3 grupos analisados (grupo controle, grupo primário que foi operado pela primeira vez para correção de escoliose e grupo com revisão da primeira cirurgia, ou seja operado pela segunda vez) que houve diminuição dos movimentos durante a marcha para ambos os grupos

comparados com o controle, com diferença significativa da amplitude de movimento do grupo revisado em relação ao controle.

Os resultados destes estudos e os apresentados no presente estudo quanto à influência do movimento na escoliose nos levam a concordar com a sugestão de que a manutenção da flexibilidade normal da coluna vertebral tanto quanto seja possível deveria, entretanto, ser de fundamental importância em qualquer procedimento para correção de uma deformidade, em especial a escoliose (CRUICKSHANK; KOIKE; DICKSON, 1989).

5.4. SITUAÇÃO DINÂMICA COM CALÇO

Finalmente, as duas manipulações do presente estudo foram aplicadas nos grupos controle e experimental, com o movimento de inclinação lateral associado às mudanças na base de suporte, representada pelos calços baixo e alto. Como já relatado anteriormente, até o presente momento não foi encontrado na literatura estudos que manipularam a postura associando calços e movimento. Portanto, as descobertas no presente estudo são inéditas e não poderão ser contrastadas com resultados da literatura. Então, estes resultados serão discutidos a partir de uma visão mais geral do efeito dos calços e do movimento nas escolioses como forma de avaliar e ao mesmo tempo corrigi-las.

Os resultados, inicialmente, mostram a influência dos calços baixo e alto colocados sob o pé direito nos ângulos posturais alfa durante os movimentos de inclinação lateral para direita e esquerda (Figura 14). As

diferenças foram apontadas para o fator calço em todos os ângulos alfa, com exceção do alfa 3. Este ângulo alfa 3 é um ângulo tóraco-lombar e, como citado anteriormente, esta parte da coluna dos pacientes com escoliose apresenta vértebras que acompanham a curva torácica (direita ou esquerda) e vértebras que acompanham a curva lombar (direita ou esquerda). Embora não tivessem sido realizadas medidas no plano sagital, a literatura tem mostrado que a cifose torácica e a lordose lombar podem sofrer alterações na coluna escoliótica (MAC-THIONG et al., 2003, 2004; SOUCHARD; OLLIER, 2001). Inclusive a transição tóraco-lombar no plano sagital apresenta-se como um segmento reto em indivíduos sem escoliose, portanto as alterações posturais nesta região da coluna vertebral em pacientes com escoliose ainda não é bem entendida.

A medida da gibosidade durante o teste de Adams é obtida na superfície do tronco e o estudo de Ferreira e Defino (2001) correlacionou esta medida com medidas radiológicas. Os resultados indicaram uma fraca correlação na região tóraco-lombar e indicando que medidas na superfície do tronco, realizadas nesta região, podem ser influenciadas e dificultadas pela inversão das curvas no plano sagital que afetam esta região. Neste caso, a coluna torácica apresenta uma cifose com forte componente de deformidade para uma retificação ou até mesmo inversão da cifose e a coluna lombar com a presença de uma lordose lombar com chances de incremento.

Mais uma vez não houve diferença significativa entre os grupos o que reforça a idéia de que os efeitos das manipulações de calços e dos movimentos de inclinação são similares nos ângulos posturais. Estes resultados podem ser observados pelos valores das médias das amplitudes

nos dois grupos (Figura 14). Maruyama et al. (2002) acompanhou, durante aproximadamente 4 anos, pacientes com escoliose idiopática que foram tratados com exercícios de inclinação lateral depois da maturidade óssea e constatou que este tratamento pode ser útil, pois houve redução da curva, mesmo após a maturidade esquelética.

Os resultados do presente estudo também indicaram interação entre calço e inclinação, mostrando que a associação destes alteraram os ângulos posturais alfa. Neste caso, os ângulos alfa 2, 3 (marginal) e 4 apresentaram diferenças. O ângulo alfa 2 foi maior na condição de inclinação à direita do que à esquerda e o ângulo alfa 3 foi maior na condição de inclinação à esquerda do que à direita para a condição de calço alto (Figura 15A e 15B). Estes valores indicam que a amplitude média dos ângulos alfa 2 e 3 para o calço alto foi afetada diferentemente quando o movimento de inclinação lateral ocorreu para o lado direito ou esquerdo. Um fator que deve ser considerado, neste caso, é o lado e a magnitude das curvas escolióticas, pois sete pacientes apresentavam curvas torácica direita e lombar esquerda e com magnitudes diversas. O movimento de inclinação para o lado esquerdo busca corrigir as curvas com convexidade para o mesmo lado, ou seja, as curvas lombares, mas como o calço foi colocado sob o pé direito as maiores alterações foram nas curvas intermediárias onde estavam presentes as curvas direitas. O estudo de Matsumoto et al. (1997) mostrou que, sob a influência da tração em pacientes com escoliose, a proporção de correção pela medida do ângulo de inclinação foi praticamente a mesma nas curvas torácicas e lombares, mas pela medida do ângulo rotacional a proporção foi maior nas curvas lombares. Porém o

estudo de Feipel et al. (2002) mostrou interação entre grupo e lado da inclinação, sendo que a maior assimetria foi encontrada durante a inclinação lateral para a esquerda.

O ângulo alfa 4 também apresentou alteração diferente e menor em relação ao calço alto durante a inclinação para a direita, mas esta alteração foi, proporcionalmente, muito similar nos dois grupos. O calço baixo media 1 cm e as discrepâncias nos membros inferiores são consideradas causa e efeito nas escolioses a partir de 1,5 cm (BEAUDOIN et al., 1999), confirmando a hipótese que uma palmilha com 1,5 cm de altura induzia a inclinação na pelve e que este ajustamento postural foi acompanhado por modificações da posição e orientação de todos os segmentos corporais. Nos casos de deformidade vertebral ocorrendo em correlação com discrepâncias dos membros inferiores, a magnitude da curvatura pode ser reduzida, mas não corrigida, pelo uso de palmilhas (HAWES; O'BRIEN, 2006; ZABEJK et al., 2001).

Durante a inclinação para o lado direito (Figura 14A e B), foi observado que o comportamento dos ângulos torácico e tóraco-lombar (ângulos alfa 1, 2 e 3) apresentam um aumento linear, tanto no grupo controle como no grupo experimental, mostrando que os valores das médias das amplitudes eram maiores no grupo experimental, com exceção do ângulo alfa 4. Porém, durante a inclinação lateral esquerda (Figura 14B e C) foi observado comportamento diferente dos ângulos alfa, pois os ângulos alfa 1 e 3 ainda apresentam um comportamento crescente e linear, muito similar ao apresentado durante o movimento de inclinação para o lado direito, mas os ângulos alfa 2 e 4 não apresentaram este comportamento nem para calço

baixo ou para calço alto e foram estes ângulos que mostraram reais diferenças em relação aos calços e em relação à interação no *post hoc* (Figura 15A e C).

Algumas alterações observadas no presente estudo são sistemáticas, com adaptações posturais tais como as alterações nos ângulos alfa 1 e 3 (crescente e linear) ou a inclinação pélvica no estudo de Beaudoin et al. (1999) foram notadas de uma maneira geral, enquanto outras adaptações posturais são mais variáveis entre indivíduos e tem características direcionais e amplitudes únicas. Portanto, a avaliação da geometria postural estática e dinâmica de um paciente antes e depois da aplicação de uma palmilha ou calço é recomendada até que as mudanças posturais induzidas sejam reconhecidas e o potencial do seu impacto seja avaliado.

Quando comparamos os resultados do efeito dos calços baixo e alto sob o pé direito na situação dinâmica (Figura 14) com a situação estática (Figura 8), constatamos que só o ângulo alfa 4 apresentou diferença significativa, tanto para o fator principal grupo como para o fator principal calço. O grupo experimental apresentou média de amplitude deste ângulo maior que a do grupo controle e o calço alto alterou mais o mesmo ângulo, o que nos leva a deduzir que as maiores adaptações posturais ocorreram no grupo experimental com calço alto, indicando um possível mecanismo corretivo na escoliose. Reforçando esta dedução Zabejk et al. (2001) declararam que a palmilha pode promover uma correção na base da coluna vertebral (sacro na horizontal), melhorando assim a efetividade de qualquer outro tratamento proposto, seja *brace*, cirúrgico ou mesmo o exercício, como a inclinação lateral. Nesta situação estática, quando o movimento de inclinação foi associado ao

uso de calços, as diferenças foram encontradas em praticamente todos os ângulos alfa (1, 2 e 4). Irvin (1991) também observou que calços sob o calcanhar corrigiram desnível na base do sacro e escoliose na região lombar.

Em relação aos ângulos beta os resultados mostraram diferenças significativas para o fator inclinação no ângulo beta 4 (Figura 16). Este ângulo foi menor durante a inclinação para o lado direito, e neste caso devemos considerar que a amplitude de movimento nos joelhos (ângulo beta 4) durante a inclinação lateral é mínima e o fato de, mesmo assim, apresentar diferença significativa, pode ser devido a alguns fatores como: a orientação para os participantes era de permanecer com os joelhos estendidos durante a realização do movimento de inclinação lateral, mas quando o calço foi colocado sob o pé direito, alguns flexionavam um pouco os joelhos e isto, provavelmente, alterava as medidas nos marcadores; como a altura do joelho direito era aumentada, pela colocação do calço, isto por si só, já diminuía o ângulo de inclinação do joelho para o lado direito. Outra possibilidade foi a seqüência de tentativas que era randômica, assim o movimento de inclinação lateral para a direita pode ter sido realizado com mais freqüência no início ou no final das coletas quando os participantes ou estavam mais atentos ou mais cansados; outro fato relatado por alguns participantes era que percebiam que a inclinação lateral para um dos lados era realizada com mais facilidade do que para o outro o que pode indicar a dominância lateral e a maior flexibilidade do lado dominante (todos os participantes eram destros).

Ainda com relação aos ângulos beta, as análises também indicaram diferenças para o fator calço, sendo que os ângulos beta 1 e 2

(ângulos segmentares do ombro e escápula, respectivamente) eram maiores nas condições com calço alto (Figura 16). Quando comparamos estes resultados com a situação estática com calço a direita (Figura 9), observamos que foram os ângulos beta 3 e 4 que apresentaram diferenças significativas também para o fator calço. O que podemos deduzir é que as adaptações posturais quando o movimento foi associado ao calço alterou significativamente os ângulos segmentares porém em regiões diferentes do tronco. Estas alterações posturais tanto estáticas como dinâmicas buscam o equilíbrio do tronco e constatamos que os segmentos superiores são mais influenciados na condição dinâmica com calços enquanto que na condição estática os segmentos inferiores são mais influenciados pelos calços baixo e alto.

O único estudo que verificou o uso de diferentes tipos de palmilhas em situação dinâmica, no caso a marcha, foi de Nakajima et al. (2009). Palmilhas de diferentes configurações alteraram os ângulos nas articulações do pé e joelho durante a marcha e os autores sugerem que um arco de suporte na palmilha com 0,5 cm de altura e 6° de inclinação lateral permitiu aos sujeitos, sem escoliose, caminhar de uma maneira mais “natural”, enquanto aumentava o efeito da palmilha inclinada em reduzir a adução do joelho. Este efeito de modificar uma deformidade no joelho também pode ter ocorrido no ângulo beta 4 com a utilização dos calços no presente estudo.

Na situação dinâmica, quando os calços foram colocados sob o pé esquerdo, as análises mostraram apenas diferença marginal para o calço no ângulo alfa 2 (Figura 17) e os valores médios da amplitude foram maiores na condição com calço alto. Quando comparamos com a condição estática a

diferença foi para o fator grupo no ângulo alfa 3. Mas uma vez observamos que a condição estática com calço alterou mais o ângulo postural baixo (alfa 3) com os maiores valores no grupo experimental, enquanto que a condição dinâmica alterou mais o ângulo postural alto (alfa 2) com os valores maiores com calço alto no grupo experimental. Esta tendência também estava presente nos ângulos segmentares beta com os calços sob o pé direito. As adaptações posturais variáveis e sistemáticas observadas na presença da palmilha podem refletir uma única restrição do sistema músculo esquelético, sugerindo que o impacto global da palmilha sobre a postura do paciente deveria ser também considerado durante o tratamento (BEAUDOIN et al. 1999).

Frigo et al. (2003) também analisaram os movimentos do segmento superior do corpo durante a marcha em jovens do sexo feminino por meio de análise cinemática e mostraram, no plano frontal, uma deformação dinâmica da coluna, na qual o tronco inclinava, contralateralmente, em relação ao pé de apoio, enquanto os ombros permaneciam estáveis. Os autores apontam que a relevância destes estudos está no entendimento destas desordens de movimentos e das estratégias de compensação que emergem em muitas patologias, inclusive nas escolioses.

Ainda com o calço sob o pé esquerdo, foi observada interação marginal entre inclinação e calço (Figura 18), sendo que os ângulos alfa 2 e 3 apresentaram diferenças significativas e o teste *post hoc* indicou que o ângulo alfa 2 para a condição de calço alto foi maior na condição de inclinação lateral à esquerda do que à direita e o ângulo alfa 3 foi menor na condição de inclinação lateral à esquerda do que à direita. Estes resultados indicam um

efeito compensatório dos ângulos posturais na coluna vertebral, na medida em que o calço sob o pé esquerdo, durante a inclinação para o mesmo lado afetou mais o ângulo alfa 2 e de maneira inversa ou compensatória afetou com menor intensidade o ângulo alfa 3. Este resultado pode ser explicado pela flexibilidade da coluna vertebral, que apresenta dois diferentes fenômenos: a reducibilidade e o colapso e que não estão correlacionados. O primeiro é um processo de elasticidade que pode ser previsto, e o segundo é um processo mais complexo, maior nas curvas tóraco-lombares e lombares, e para as curvas menores ele é também um indicativo da evolução e da efetividade do tratamento nas escolioses (DUVAL-BEAUPÈRE; LESPARGOT; GROSSIORD, 1985). Podemos assim deduzir que o ângulo alfa 2 sofreu mais os efeitos da reducibilidade enquanto que o ângulo alfa 3 mostrou melhor o efeito do colapso.

Finalmente, os resultados indicaram diferença para o calço somente no ângulo segmentar do ombro (beta 1), conforme pode ser observado na Figura 19. Quando comparada com a situação estática, novamente foi observada que a associação do movimento com o calço altera mais os segmentos superiores do tronco enquanto que a posição estática altera mais os segmentos inferiores (Figura 11, ângulos beta 3 e 4), fato também observado na condição com calço à direita na postura estática (Figura 9) e dinâmica (Figura 16).

Estes resultados são semelhantes em parte com os resultados do estudo de Feipel et al. (2002), porém devemos destacar que os tipos de escoliose eram variados, todos eram maiores que 45° (média = 56°) e os

pacientes já tinham indicação cirúrgica. Diferente do presente estudo, a inclinação lateral era realizada até a amplitude máxima, sem qualquer restrição ou padronização da amplitude e os marcadores eram colocados em locais diferentes nos dois grupos, no experimental eles acompanhavam a(s) curva(s) da escoliose e no controle eram em locais pré-estabelecidos. Diferente dos resultados do presente estudo, foi observada interação entre grupo e lado da inclinação, com maiores assimetrias na inclinação para o lado esquerdo, mas não apresentando interação entre grupo e tarefas (diferentes formas de realizar a inclinação lateral). A conclusão dos autores foi que as modificações cinemáticas e da atividade muscular no tronco consecutivas a um tratamento particular, seja ele ortótico, cirúrgico ou com exercícios, requer mais estudos, incluindo a evolução a longo prazo, do efeito em curvas menores na escoliose idiopática e instrumentos de medidas com eficiência funcional.

Instrumentos seguros de medidas para acompanhar as alterações dos ângulos na coluna e no tronco de pacientes com escoliose são muitos, porém, a técnica de aplicação e tempo dispensado ainda são complexos, dispendiosos e demorados. Neste sentido, um sistema de medida eletromagnético foi criado com o propósito de avaliar a postura de forma contínua em adolescentes com escoliose idiopática nas suas atividades de vida diária (LOU et al., 1999). O sistema foi projetado para medir características topográficas do tronco e treinar os pacientes a corrigir sua postura à distância por mecanismo de *feedback*. No presente estudo, o sistema utilizado apresentou vantagens com o uso de matérias de fácil acesso como câmeras de vídeo, marcadores de isopor encapados com fita refletiva, holofotes, tempo

relativamente curto de coleta (aproximadamente 1 hora); e desvantagens: tempo de processamento dos dados e custo elevado do *software* APAS, necessidade de rotinas específicas criadas no *software* Matlab.

Os resultados encontrados no presente estudo mostraram que calços e movimento de inclinação lateral, associados ou não, têm influência em pacientes com escoliose idiopática. Portanto, tratamentos que se baseiam nestas manipulações para buscar adaptações posturais e mecanismos de compensações nas deformidades da coluna vertebral são importantes e seus efeitos a curto e longo prazo devem ser mais explorados em estudos, inclusive nos diferentes tipos de escoliose quanto a localização das curvas (escolioses de curva única nas regiões torácica, tóraco-lombar e lombar). Neste contexto, alguns estudos com estas manipulações corretivas estão sendo desenvolvidos e aplicados em pacientes com escoliose, buscando enfatizar a sua importância, justificando a sua utilização no presente estudo e a sua aplicação como forma de tratamento.

A terapia por inclinação lateral (*side-shift therapy*) vem sendo enfatizada e utilizada por alguns autores (BOER et al., 1999; HARRINGTON, 1976; HAWES, 2003; HAWES; O'BRIEN, 2006; MARUYAMA et al. 2002, 2003; MEHTA, 1986; STEHBENS; COOPER, 2003; WEISS et al., 2006), pois apresenta as vantagens de ser um exercício de fácil aprendizado e pode ser realizado como terapia domiciliar. A inclinação lateral pode ser realizada na posição ortostática, na posição sentada, em decúbito dorsal ou ventral ou ainda sobre bolas, rolos ou mesas inclinadas, mas a posição em decúbito dorsal foi a que mostrou melhores resultados (STEBBENS; COOPER, 2003).

Estes estudos utilizaram o movimento de inclinação lateral para o lado da convexidade da curva como forma de tratamento na escoliose idiopática e como acontece no teste de flexibilidade da coluna vertebral, pela radiografia, esta terapia pode corrigir a curva, principalmente, nos locais que, mesmo após a maturidade do esqueleto, ainda mantêm uma flexibilidade residual (HAWES; O'BRIEN, 2006). Nas escolioses duplas, este efeito pode corrigir uma curva (principal ou primária), mas acentuar a outra curva (secundária ou compensatória) ou vice-versa, ou seja, promove correção de parte da deformidade, mas deterioração de outra (SARASTE; ÖSTMAN, 1986).

Buscando uma melhor aplicação destas manipulações corretivas na escoliose com curva dupla, Maruyama et al. (2003) utilizaram a terapia por inclinação lateral para corrigir a curva torácica com um movimento discreto (amplitude reduzida, como um deslocamento lateral), pois quando a inclinação lateral é máxima ou realizada na amplitude total, o maior efeito de correção vai ser na região lombar. Para corrigir as curvas lombares ou tóraco-lombares sem deterioração das curvas torácicas, os autores indicaram um exercício traduzido como “deslocamento para cima” (*hitch exercise*), que em um paciente, como exemplo, com escoliose tóraco-lombar esquerda seria realizado da seguinte forma: o paciente permanece na posição neutra de pé, eleva alguns centímetros seu calcanhar esquerdo enquanto estende o joelho do mesmo lado e contrai seus músculos paravertebrais e em seguida vai abaixando seu calcanhar até o solo enquanto mantém a contração dos músculos paravertebrais. Podemos observar que este exercício simula a utilização de um calço e as adaptações posturais que ele provoca são mantidas pela ação

muscular dos extensores da coluna vertebral. Desta forma, os autores aplicaram condições muito semelhantes às utilizadas neste estudo para o tratamento da escoliose idiopática com curva dupla.

Este tratamento, conservador no estudo de Maruyama et al. (2003) associado ao *brace* foi realizado por pacientes com EIA que tinham no mínimo 10 anos de idade na primeira consulta, com ângulo de Cobb de 10° no mínimo e acompanhadas até depois dos 15 anos de idade ou até a maturidade esquelética. Vinte pacientes apresentaram progressão da curva e foram submetidos a cirurgia para correção da escoliose, porém os 308 pacientes restantes, não mostraram nenhum aumento significativo da magnitude das curvaturas. O fato do tratamento conservador ter mantido a magnitude das curvas significa que estes pacientes tinham um bom prognóstico evitando uma progressão dramática na vida adulta.

Recentemente, Haje et al. (2008) indicaram uma órtese inclinada de uso contínuo associada a exercícios, para cada tipo de curva, no tratamento da escoliose idiopática e os resultados foram efetivos no controle da progressão de escolioses lombares e tóraco-lombares. As descobertas deste estudo preliminar justificam a continuidade da investigação.

Outras formas de tratamento da escoliose são baseados em programas de reabilitação intensiva associados ou não a correção da escoliose no plano sagital (exercício “físio-lógico”) (WEISS; KLEIN, 2006; WEISS; WEISS; PETERMANN, 2003), combinação de exercícios e manipulação (MORNINGSTAR; WOGOON; LAWRENCE, 2004), técnicas de *iso-stretching* e manipulações osteopáticas (OLIVEIRAS; SOUZA, 2004), associação de

fisioterapia respiratória, hidroterapia, RPG (Reeducação Postural Global) e natação (RAMOS; REIS; ESTEVES, 2006), terapia pelo RPG (FREGONESI et al., 2007) tração e exercícios diários (STEBENS; COOPER, 2003) entre outros. Em todos os programas, propostos a base fundamental é a flexibilidade e os reajustes posturais não somente na coluna vertebral, mas do corpo como um todo. Estes fatores também foram fundamentais no presente estudo e os resultados mostraram que as manipulações corretivas utilizadas tinham como objetivos alcançá-los, portanto, elas também devem ser incluídas nas formas de tratamento das escolioses idiopáticas. Manter um programa de exercícios durante a adolescência e depois da maturidade óssea é uma importante indicação deste estudo, embora crianças mais velhas são mais capazes de entender a necessidade de qualquer forma de auto-correção.

As análises foram limitadas a um tipo específico de escoliose, as curvas duplas, portanto, mais estudos necessitam ser executados para verificar o efeito destas manipulações corretivas nas escolioses com curva única, e o acompanhamento destas como forma de tratamento por períodos mais longos.

CAPÍTULO 6.

CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com base nos resultados obtidos no presente estudo é possível concluir que:

- Pacientes com escoliose apresentam assimetrias posturais importantes que necessitam ser consideradas em qualquer processo de intervenção. Estas diferenças estão presentes principalmente nas curvas baixas (tóraco-lombar e lombar), evidenciadas neste estudo por diferenças maiores de sete graus nos ângulos posturais (alfa). Embora o posicionamento dos segmentos corporais esteja equilibrado no caso de escolioses duplas, o posicionamento do ombro sofre forte influência, indicando um desequilíbrio importante no posicionamento segmentar neste tipo de escoliose;
- A utilização de calços (baixo e alto) promove re-arranjo postural maior nas regiões mais baixas da coluna vertebral, menos afetada pela deformidade no ápice das curvas escolióticas. Desta forma, o uso de

calço pode promover alterações corretivas e influenciar a escoliose funcional;

- O uso de calço alto aumentou significativamente os ângulos segmentares da pelve e joelho, indicando que nas escolioses duplas alteração na base de apoio que modifica a simetria do tronco pode provocar ajustes compensatórios e nova orientação entre as estruturas;
- Apesar das alterações posturais e segmentares na orientação, pacientes com escoliose, mesmo na fase de finalização do crescimento e em curvas duplas, ainda apresentam flexibilidade residual nas várias regiões. Sendo assim, o uso de inclinação lateral pode ser uma forma de manipulação corretiva utilizada como tratamento nas escolioses;
- O movimento associado ao calço altera, praticamente, todos os ângulos posturais. O movimento de inclinação provocou alterações corretivas nas curvas com convexidade para o mesmo lado com maior efeito nas curvas altas (torácicas). Com o calço sendo colocado sob um dos pés, as alterações foram mais notadas nas curvas baixas, tanto na condição estática como na condição dinâmica;
- Ainda nesta associação de manipulações, os ângulos segmentares mais altos foram mais afetados (ombros e escápulas), e com isso os segmentos superiores foram mais influenciados na condição dinâmica com calços baixo e alto. Diferentemente, na condição

estática, os segmentos inferiores são mais influenciados pela utilização de calços baixo e alto.

Com base nas constatações apontadas acima, o uso de calços e movimento de inclinação lateral, associados ou não, em pacientes com escoliose idiopática são manipulações que provocam adaptações posturais e mecanismos de compensações nas deformidades da coluna vertebral. Desta forma, estes efeitos podem ser utilizados como forma de tratamento, a curto e longo prazo.

Nos programas de reabilitação, a base fundamental é a flexibilidade e os reajustes posturais para buscar o alinhamento da coluna vertebral e de todo o corpo. Estas manipulações corretivas também devem ser incluídas nas formas de tratamento das escolioses idiopáticas, durante a adolescência ou mesmo depois da maturidade óssea. Claramente os resultados deste estudo indicaram que mesmo nos casos com escoliose, há flexibilidade e adaptação e, portanto, a re-organização postural e segmentar seria susceptível a estas manipulações.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS²

ALLARD, P.; CHAVET, P.; BARBIER, F.; GATTO, L.; LABELLE, H.; SADEGHI, H. Effect of body morphology on standing balance in adolescent idiopathic scoliosis. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.83, n.9, p.689-697, 2004.

AMENDT, L.E.; AUSE-ELLIAS, K.L.; EYBERS, J.L.; WADSWORTH, C.T.; NIELSEN, D.H.; WEINSTEIN, S.L. Vality and reliability of the scoliometer. **Physical Therapy**, v.70, n.2, p.56/ 108-65/117, 1990.

ARAÚJO, A.G.N.; ANDRADE, L.M.; BARROS, R.M.L. Sistema para análise cinemática da marcha humana baseado em videogrametria. **Fisioterapia e Pesquisa**, v.11, n.1, p.3-10, 2005.

ARDRAN, G.M.; COATES, R.; DICKSON, R.A.; DIXON-BROWN, A.; HARDING, F.M. Assessment of scoliosis in children: low dose radiographic technique. **British Journal of Radiology**, v.53, p.146-147, 1980.

² De acordo com as normas da ABNT-6023 – NBR 14724/2002.

ARKIN, A.M. The mechanism of rotation in combination with lateral deviation in the normal spine. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v.32-A, n.1, p.180-188, 1950.

ASHER, M.A.; BURTON, D.C. Adolescent idiopathic scoliosis: natural history and long-term treatment effects. **Scoliosis**, v.1, n.2, 2006. Disponível em: <<http://www.scoliosisjournal.com/content/1/1/2>>. Acesso em: 04 de julho de 2007.

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

BASMAJIAN, J.V. **Terapêutica por exercícios**. 3. ed. São Paulo: Manole, 1987. p.557-579.

BEAUDOIN, L.; ZABJEK, K.F.; LEROUX, M.A.; COLLARD, C.; RIVARD, C.H. Acute systematic and variable postural adaptations induced by orthopaedic shoe lift in control subjects. **European Spine Journal**, v.8, p.40-45, 1999.

BEAULIEU, M.; TOULOTTE, C.; GATTO, L.; RIVARD, C-H.; TEASDALE, N.; SIMONEAU, M.; ALLARD, P. Postural imbalance in non-treated adolescent

idiopathic scoliosis at different periods of progression. **European Spine Journal**, v.18, p.38-44, 2009.

BEGG, R.K.; RAHMAN, S.M. A method for the reconstruction of ground reaction force-time characteristics during gait from force platform recordings of simultaneous foot falls. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v.47, n.4, p.547-551, 2000.

BENNETT, B.C.; ABEL, M.F.; GRANATA, K.P. Seated postural control in adolescents with idiopathic scoliosis. **Spine**, v.29, n.20, p.E449-E454, 2004.

BETHUNE, D.D. BROEKHOVEN, L.H.; KUNG, E.; SNEWING, D.G. Statistical method for evaluating human thoracolumbar spinal curves in the sagittal plane: a preliminary report. **Archives Physical Medicine and Rehabilitation**, v.67, p.590-594, 1986.

BEUERLEIN, M.J.; RASO, V.J.; HILL, D.L.; MOREAU, M.J.; MAHOOD, J.K. Changes in alignment of the scoliotic spine in response to lateral bending. **Spine**, v.28, n.7, p.693-698, 2003.

BOER, W.A.; ANDERSON, P.G.; LIMBEEK, J.V.; KOOIJMAN, M.A.P. Treatment of idiopathic scoliosis with side-shift therapy: an initial comparison with a brace treatment historical cohort. **European Spine Journal**, v.8, p.406-410, 1999.

BONFIN, T.R.; BARELA, J.A. Controle postural após a reconstrução do ligamento cruzado anterior. **Fisioterapia e Pesquisa**, v.11, n.1, p.11-18, 2005.

BROOKS, H.L.; AZEN, S.P.; GERBERG, E.; BROOKS, R.; CHAN, L. Scoliosis: a prospective epidemiological study. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v.57-B, n.7, p.968-972, 1975.

BRUYNEEL, A-V; CHAVET, P.; BOLLINI, G.; ALLARD, P.; BERTON, E.; MESURE, S. Dynamical asymmetries in idiopathic scoliosis during forward and lateral initiation step. **European Spine Journal**. v.18, p.188-195, 2009.

BUNNELL, W.P. Outcome of spinal screening. **Spine**, v.18, n.12, p.1572-1580, 1993.

BYL, N.N.; GRAY, J.M. Complex balance reactions in different sensory conditions: adolescents with and without idiopathic scoliosis (abstract). **Journal of Orthopaedics Research**, v.11, p.215-227, 1993.

BYL, N.N.; HOLLAND, S.; JUREK, A.; HU, S.S. Postural imbalance and vibratory sensitivity in patients with idiopathic scoliosis: implications for treatment (abstract). **Journal of Orthopaedics Sports and Physical Therapy**, v.26, p.60-68, 1997.

BYRD III, J.A. Current theories on the etiology of idiopathic scoliosis. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n.229, p.114-119, 1988.

CASTELEIN, R.M.; van DIEËN, J.H.; SMIT, T.H. The role of dorsal shear forces in the pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis – a hypothesis. **Medical Hypotheses**, v.65, p.501-508, 2005.

CHEN, P-Q.; WANG, J-L.; TSUANG, Y-H.; LIAO, T-L.; HUANG, P-I.; HANG, Y-S. The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents. **Clinical Biomechanics**, v.13, s.n.1, p.S52-S58, 1998.

CHEUNG, J.; HALBERTSMA, J.P.K.; VELDHUIZEN, A.G.; SLUITER, W.J.; MAURITS, N.M.; COOL, J.C.; van HORN, J.R. A preliminary study on electromyographic analysis of the paraspinal musculature in idiopathic scoliosis. **European Spine Journal**, v.14, p.130-137, 2005.

CHOLEWICKI, J.; POLZHOFFER, G.K.; RADEBOLD, A. Postural control of trunk during unstable sitting. **Journal of Biomechanics**, v.33, p.1733-1737, 2000.

CHOW, D.H.K.; KWOK, M.L.Y.; CHENG, J.C.Y.; LAO, M.L.M.; HOLMES, A.D.; AU-YANG, A.; YAO, F.Y.D.; WONG, M.S. The effect of backpack weight on the standing of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls. **Gait & Posture**, v.24, p.173-181, 2006.

CLOSKEY, R.F.; SCHULTZ, A.B. Rib cage deformities in scoliosis: spine morphology, rib cage stiffness, and tomography imaging. **Journal of Orthopaedic Research**, v.11, n.5, p.730-737, 1993.

COILLARD, C.; RIVARD, C.H. Vertebral deformities and scoliosis. **European Spine Journal**, v.5, p.91-100, 1996.

CÔTÉ, P.; KREITZ, B.G.; CASSIDY, J.D.; DZUS, A.K.; MARTEL, J. A study of the diagnostic accuracy and reliability of the scoliometer and Adam's forward bend test. **Spine**, v.23, n.7, p.796-803, 1998.

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

CRUICKSHANK, J.L.; KOIKE, M.; DICKSON, R.A. Curve patterns in idiopathic scoliosis: A clinical and radiographic study. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v.71-B, n.2, p.259-263, 1989.

DALLEAU, G.; ALLARD, M.S.; BEAULIEU, M.; RIVARD, C-H.; ALLARD, P. Free moment contribution to quiet standing in able-bodied and scoliotic girls. **European Spine Journal**, v.16, p.1593-1599, 2007.

DANIELSSON, A.J.; ROMBERG, K.; NACHENSON, A.L. Spinal range of motion, muscle endurance, and back pain and function at least 20 years after

fusion or brace treatment for adolescent idiopathic scoliosis. **Spine**, v.31, n.3, p.275-283, 2006.

DEACON, P.; FLOOD, B.M.; DICKSON, R.A. Idiopathic scoliosis in three dimensions. A radiographic and morphometric analysis. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v.66-B, n.4, p.509-512, 1984.

DEL SEL, J.M. **Ortopedia y traumatologia**. 2. ed. Buenos Aires: Lopez Libreros, 1976. p. 75-77.

DEVIREN, V.; BERVEN, S.; KLEINSTUECK, F.; ANTINNES, J.; SMITH, J.A.; HU, S.S. Predictors of flexibility and pain patterns in thoracolumbar and lumbar idiopathic scoliosis. **Spine**, v.27, n.21, p.2346-2349, 2002.

DICKSON, R.A. Scoliosis in the community. **British Medical Journal**, v.286, p.615-618, 1983.

DICKSON, R.A. The aetiology of spinal deformities. **The Lancet**, v.21, p.1151-1154, 1988.

DICKSON, R.A.; LEATHERMAN, K.D. **The management of spinal deformities**. London: Wright, 1988. p.1-54.

DICKSON, R.A.; LEATHERMAN, K.D. Spinal deformities. In: DICKSON, R.A. **Spinal surgery: science and practice**. London: Butterworths, 1990. p.368-435.

DÖHNERT, M.B.; TOMASI, E. Validade da fotogrametria computadorizada na detecção de escoliose idiopática adolescente. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v.12, n.4, p.290-297, 2008.

DOODY, M.M.; LONSTEIN, J.E.; STOVALL, M.; HACKER, D.G.; LUCKYANOV, N.; LAND, C.E. Breast cancer mortality after diagnostic radiography. **Spine**, v.25, n.16, p.2052-2063, 2000.

D'OSUALDO, F.; SCHIERANO, S.; IANNIS, M. Validation of clinical measurement of kyphosis with a simple instrument, the arcometer. **Spine**, v.22, n.4, p. 408-413, 1997.

DRERUP, B. Principles of measurement of vertebral rotation from frontal projections of the pedicles. **Journal of Biomechanics**, v.17, p.923-935, 1984.

DRERUP, B.; HIERHOLZER, E. Automatic localization of anatomical landmarks on the back surface and construction of a body-fixed coordinate system. **Journal of Biomechanics**, v.20, n.10, p.961-970, 1987.

DRERUP, B.; HIERHOLZER, E. Evaluation of frontal radiographs of scoliotic spines: Part I. Measurement of position and orientation of vertebrae and assessment of clinical shape parameters. **Journal of Biomechanics**, v.25, n.12, p.1443-1450, 1992a.

DRERUP, B.; HIERHOLZER, E. Evaluation of frontal radiographs of scoliotic spines: Part II. Relations between lateral deviation, lateral tilt and axial rotation of vertebrae. **Journal of Biomechanics**, v.25, n.11, p.1357-1362, 1992b.

DRISCOLL, D.M.; NEWTON, R.A.; LAMB, R.L.; NOGI, J. A study of postural equilibrium in idiopathic scoliosis. **Journal of Pediatric Orthopaedic**, v.4, p.677-681, 1984.

DUONG, L.; MAC-TIONG, J-M.; LABELLE, H. Real time noninvasive assessment of external trunk geometry during surgical correction of adolescent idiopathic scoliosis. **Scoliosis**. v.4, n.5, 2009. Disponível em: <<http://www.scoliosisjournal.com/content/4/1/5>>. Acesso em: 23 de março de 2009.

DUVAL-BEAUPÈRE, G.; LESPARGOT, A.; GROSSIORD, A. Flexibility of scoliosis. What does it mean? Is this terminology appropriate? **Spine**, v.10, n.5, p.428-432, 1985.

DUVAL-BEAUPÈRE, G. Rib hump and supine angle as prognostic factors for mild scoliosis. **Spine**, v.17, n.1, p.103-107. 1992.

DUVAL-BEAUPÈRE, G. Threshold values for supine and standing Cobb angles and rib hump measurements: prognostic factors for scoliosis. **European Spine Journal**, v.5, p.79-84, 1996.

ELAD, D.; EINAV, S. Three-dimensional measurement of biological surfaces. **ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing**, v.45, n.4, p.247-266, 1990.

EL-SAYYAD, M.; CONINE, T.A. Effect of exercise and electrical surface stimulation on idiopathic scoliosis: a preliminary study (abstract). **International Journal of Rehabilitation Research**, v.17, n.1, p.70-74, 1994.

ENGSTBERG, J.R.; BRIDWELL, K.H.; REITENBACH, A.K.; UHRICH, M.L.; BALDUS, C.; BLANKE, K.; LENKE, L.G. Preoperative gait comparisons between adults undergoing long spinal deformity fusion surgery (thoracic to L4, L5, or sacrum) and controls. **Spine**, v.26, n.18, n.2020-2028, 2001.

ENGSTBERG, J.R.; LENKE, L.G.; REITENBACH, A.K.; HOLLANDER, K.W.; BRIDWELL, K.H.; BLANKE, K. Prospective evaluation of trunk range of motion in adolescents with idiopathic scoliosis undergoing spinal fusion surgery. **Spine**, v.27, n.12, p.1346-1354, 2002.

ENGSTBERG, J.R.; BRIDWELL, K.H.; WAGNER, J.M.; UHRICH, M.L.; BLANKE, K.; LENKE, L.G. Gait changes as the result of deformity reconstruction surgery in a group of adults with lumbar scoliotics. **Spine**, v.28, n.16, p.1836-1843, 2003.

FAIRBANK, J. Historical perspective. William Adams, the forward bending test, and the spine of Gideon Algernon Mantell. **Spine**, v.29, n.17, p.1953-1955, 2004.

FEIPEL, V.; AUBIN, C.-E.; CIOLOFAN, O.C.; BEAUSÉJOUR, M.; LABELLE, H.; MATHIEU, P.A. Electromyogram and kinematic analysis of lateral bending in idiopathic scoliosis patients. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v.40, p.497-505, 2002.

FERNANDES, C.G.; FERREIRA, D.M.A. **Análise das curvaturas da coluna vertebral no plano sagital por meio de método não-invasivo em indivíduos com escoliose idiopática**. Presidente Prudente: Trabalho acadêmico (Graduação em Fisioterapia) – Departamento de Fisioterapia, Universidade Estadual Paulista, 2007. 62p.

FERREIRA, D.M.A.; DEFINO, H.L.A. Avaliação quantitativa da escoliose idiopática: concordância das mensurações da gibosidade e correlações com medidas radiológicas. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.5, n.2, p.73-86, 2001.

FREGONESI, C.E.P.T.; VALSECHI, C.M.; MASSELLI, M.R.; FARIA, C.R.S.; FERREIRA, D.M.A. Um ano de evolução da escoliose com RPG. **Fisioterapia Brasil**, v.8, n.2, p.140-142, 2007.

FRIGO, C.; CARABALONA, R.; DALLA MURA, M.; NEGRINI, S. The upper body segmental movements during walking by young females. **Clinical Biomechanics**, v.18, p.419-425, 2003.

FROBIN, W.; HIERHOLZER, E. Rasterstereography: a photogrammetric method for measurement of body surfaces. **Photogrammetric Engineering and Remote Sensing**, v.47, n.12, p.1717-1724, 1981.

FROBIN, W.; HIERHOLZER, E. Automatic measurement of body surfaces using rasterstereography: Part I. **Photogrammetric Engineering and Remote Sensing**, v.49, n.3, p.377-384, 1983a.

FROBIN, W.; HIERHOLZER, E. Automatic measurement of body surfaces using rasterstereography: Part II. **Photogrammetric Engineering and Remote Sensing**, v.49, n.10, p.1443-1452, 1983b.

FROBIN, W.; HIERHOLZER, E. Video rasterstereography : a method for on-line measurement of body surfaces. **Photogrammetric Engineering and Remote Sensing**, v.57, n.10, p.1341-1345, 1991.

GAUCHARD, G.C.; LASCOMBES, P.; KUHNAST, M.; PERRIN, P.P. Influence of different types of progressive idiopathic scoliosis on static and dynamic control. **Spine**, v.26, n.9, p.1052-1058, 2001.

GHEZ, C. Posture. In: KANDEL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSELL, T.M. **Principles of neural science**. 3. ed. Norwalk: Appleton & Lange, 1991. p.596-607.

GILLEARD, W.; CROSBIE, J.; SMITH, R. Rising to stand from a chair: symmetry, and frontal and transverse plane kinematics and kinetics. **Gait & Posture**, v.27, p.8-15, 2008.

GIMENEZ, G.R.M.R.; FERREIRA, D.M.A.; TATEISHI, C.A.; PACHONI, C.A.S. **A escoliose e sua relação com o estado emocional de adolescentes na fase pré e pós-vestibular**. Presidente Prudente: Trabalho acadêmico (Graduação em Fisioterapia) – Departamento de Fisioterapia, Universidade Estadual Paulista, 2005. 65p.

GISSOT, A.S.; BARBIERI, G.; IACOBELIS, M.; PAINDAVOINE, M.; PÉRENNOU, D. Measuring trunk orientation with a CMOS camera: feasibility and accuracy. **Gait & Posture**, v.23, p.603-606, 2007.

GOLDBERG, C.J.; FOGARTY, E.E.; MOORE, D.P.; DOWLING, F.E. Scoliosis and developmental theory: adolescent idiopathic scoliosis. **Spine**, v.22, n.19, p.2228-2237, 1997.

GOLDBERG, C.J.; KALISZER, M.; MOORE, D.P.; FOGARTY, E.E.; DOWLING, F.E. Surface topography, Cobb angles, and cosmetic change in scoliosis. **Spine**, v.26, n.4, p.E55-E63, 2001.

GOMBATTO, S.P.; COLLINS, D.R.; SAHRMANN, S.A.; ENGSBERG, J.R. Patterns of lumbar region movement during trunk lateral bending in 2 subgroups of people with low back pain. **Physical Therapy**, v.87, n.4, p.441-454, 2007.

GONZALEZ, C.F.M.; EIXEA, I.L.; AGUADO, J.G.; VIDAL, E.M.P. A low cost stereo vision system for vertebral column measures. In: INTERNET WORLD CONGRESS FOR BIOMEDICAL SCIENCES – INABIS. 6., 2000, Valencia. **Anais eletrônicos....** Valencia: Universitat de Valencia, 2000. Disponível em: <<http://www.uclm.es/INABIS2000/posters/files/036/session.htm>>. Acesso em: 24 de março de 2000.

GONZALEZ, L.J.; SREENIVASAN, S.V.; JENSEN, J.L. A procedure to determine equilibrium postural configurations for arbitrary locations of the feet. **Journal of Biomechanical Engineering**, v.121, p.644-649, 1999.

GRACOVETSKY, S.; NEWMAN, N.; PAWLOWSKY, M.; LANZO, V.; DAVEY, B.; ROBINSON, L. A database for estimating normal spinal motion derived from noninvasive measurements. **Spine**, v.20, n.9, p.1036-1046, 1995.

GRAM, M.C.; HASAN, Z. The spinal curve in standing and sitting postures in children with idiopathic scoliosis. **Spine**, v.24, n.2, p.169-177, 1999.

GREINER, K.A. Adolescent idiopathic scoliosis: radiologic decision-making. **American Family Physician**, v.65, n.9, p.1817-1822, 2002.

HACKENBERG, L.; HIERHOLZER, E.; BULLMANN, V.; LILJENQVIST, U.; GÖTZE, C. Rasterstereographic analysis of axial back surface rotation in standing versus forward bending posture in idiopathic scoliosis. **European Spine Journal**, v.15, n.7, p.1144-1149, 2006.

HACKENBERG, L.; HIERHOLZER, E.; PÖTZL, W.; GÖTZE, C.; LILJENQVIST, U. Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after posterior correction and fusion. **Clinical Biomechanical**, v.18, p.883-889, 2003.

HAJE, S.A.; HAJE, D.P.; GUERRA, J.B.; PETRENKO JUNIOR, A.G. Órtese inclinada de uso continuo e exercícios para tratamento da escoliose idiopática: uma nova proposta. **Brasília Médica**. V.45, n.1, p.10-20, 2008.

HARRINGTON, P. Is scoliosis reversible? In vivo observations of reversible morphological changes in the production of scoliosis in mice. **Clinical Orthopedics and Related Research**, v.116, p.103-111, 1976.

HAWES, M.C. The use of exercises in the treatment of scoliosis: an evidence-based critical review of literature. **Pediatric Rehabilitation**, v.6, n.3-4, p.171-182, 2003.

HAWES, M.C.; O'BRIEN, J.P. The transformation of spinal curvature into spinal deformity pathological processes and implications for treatment. **Scoliosis**, v.1, n.3, 2006. Disponível em: <<http://www.scoliosisjournal.com/content/1/1/3>>. Acesso em: 04 de julho de 2007.

HEBERT, S.; XAVIER, R. **Ortopedia e Traumatologia: princípios e prática**. São Paulo: Artmed, 2003. p.111-149.

HERMAN, R.; MIXON, J.; FISHER, A.; MAULUCCI, R.; STUYCK, J. Idiopathic scoliosis and the central nervous system: a motor control problem (abstract). **Spine**, v.10, p.1-14, 1985.

HOIKKA, V.; YLIOSKI, M.; TALLROTH, K. Leg-length inequality has poor correlation with lumbar scoliosis. **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery**, v.108, p.173-175, 1989.

HOPPENFELD, S. **Propedêutica ortopédica: coluna e extremidades**. Rio de Janeiro: Atheneu, 1980. p.172-174.

HORAK, F.B.; MACPHERSON, J.M. Postural orientation and equilibrium. In: ROWELL, L.B.; SHEPHERD, J.T. **Handbook of physiology. Section 12: Exercise: regulation and integration of multiple systems**. New York: Oxford University Press, 1996. p.255-297.

HUANG, S-C. Cutt-off point of the scoliometer in school scoliosis screening. **Spine**, v.22, n.17, p.1985-1989, 1997.

IRVIN, R.E. reduction of lumbar scoliosis by use of a heel lift to level the sacral base. **Journal of the American Osteopathic Association**, v.91, n.1, p.34-44, 1991.

JEFFRIES, B.F.; TARLTON, M.; DE SMET, A.A.; DWYER, S.J.; BROWER, A.C. Computerized measurement and analysis of scoliosis. **Pediatric Radiology**, v.134, p.381-385, 1980.

JORDAN, K.; DZIEDZIC, K.; JONES, P.W.; ONG, B.N.; DAWES, P.T. The reliability of the three-dimensional FASTRAK measurement system in measuring cervical spine and shoulder range of motion in healthy subjects. **Rheumatology**, v.39, n.4, p.382-388, 2000.

KENDALL, F.P.; MCCREARY, E.K.; PROVANCE, P.G.. **Músculos provas e funções: com postura e dor**. 4. ed. São Paulo: Manole, 1995. p. 121-129.

KISNER, C.; COLBY, L.A. **Exercícios terapêuticos**. São Paulo: Manole, 1998. p. 520-561.

KOGUT, M.S.; WARREN, F.H.; KALMAR, J.A. Low dose imaging of scoliosis: use of a computed radiographic imaging system. **Pediatric Radiology**, v.20, p.85-86, 1989.

KOJIMA, T.; KUROKAWA, T. Quantification of three-dimensional deformity of idiopathic scoliosis. **Spine**, v.17, n.3S, p.S22-S29, 1992.

KOROVESSIS, P.G.; STAMATAKIS, M.V. Prediction of scoliotic Cobb angle with the use of the scoliometer. **Spine**, v.21, n.14, p.1661-1666, 1996.

KUO, Y-L.; TULLY, E.A.; GALEA, M.P. Skin movement errors in measurement of sagittal lumbar and hip angles in young and elderly subjects. **Gait & Posture**, v.27, p.264-270, 2008.

LAMARRE, M-E.; PARENT, S.; LABELLE, H.; AUBIN, C-E.; JONCAS, J.; CABRAL, A.; PETIT, Y. Assessment of spinal flexibility in adolescent idiopathic scoliosis. **Spine**, v.34, n.6, p.591-597, 2009.

LAPIERRE, A. **Cinesioterapia – A reeducação física**. 3. ed. São Paulo: Manole, 1982. p.93-186. v.2.

LARIVIÈRE, C.; GAGNON, D. The L5/S1 joint moment sensitivity to measurement errors in dynamic 3D multisegment lifting models. **Human Movement Science**, v.18, p.573-587, 1999.

LE BLANC, R.; LABELLE, H.; POITRAS, B.; RIVARD, C-H.; KRATZENBERG, J. 3-D evaluation of posture in normal and scoliotic adolescents (abstract). **Annales de Chirurgie**, v.50, n.8, p.631-636, 1996.

LENKE, L.G.; ENGSBERG, J.R.; ROSS, S.A.; REITENBACH, A.K.; BLANKE, K.; BRIDWELL, K.H. Prospective dynamic functional evaluation of gait and spinal balance following spinal fusion in adolescents idiopathic scoliosis. **Spine**, v.26, n.14, p.E330-E337, 2001.

LEROUX, M.A.; ZABJEK, K.; SIMARD, G.; BADEAUX, J.; COILLARD, C.; RIVARD, C. A noninvasive anthropometric technique for measuring kyphosis and lordosis – an application for idiopathic scoliosis. **Spine**, v.25, n.13, p.1689-1694, 2000.

LIU, X-C.; FABRY, L.; BERGHE, L.V.D.; AUDEKERCKE, R.V.; MOLENAERS, G.; MOENS, P. A new technique for the three-dimensional study of the spine in

vitro and in vivo by using a motion-analysis system. **Journal of Spinal Disorders**, v.10, n.4, p.329-338, 1997.

LIU, S-L.; HUANG, D-S. Scoliosis in China. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n.323, p.113-118, 1996.

LOPEZ-SOSA, F.; GUILLE, J.T.; BOWEN, J.R.. Rotation of the spine in congenital scoliosis. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v.15, n.4, p.528-534, 1995.

LOU, E.; DURDLE, N.G.; RASO, V.J.; HILL, D.L. A low-power posture measurement system for the treatment of scoliosis. **IEEE Transactions Instrumentation and Measurement**, v.49, n.1, p.108-113, 2000.

LOU, E.; HILL, D.L.; RASO, V.J.; DURDLE, N.G. Continuous assessment of posture in adolescent idiopathic scoliosis. In: PROCEEDINGS OF THE IEEE CANADIAN CONFERENCE ON ELECTRICAL AND COMPUTER ENGINEERING. 1999, Alberta, **Anais...**, Alberta: Shaw Conference Center, 1999. p.1511-1515.

MAC-THIONG, J-M.; LABELLE, H.; CHARLEBOIS, M.; HUOT, M-P.; GUISE, J.A. Sagittal plane analysis of the spine and pelvis in adolescent idiopathic scoliosis according to the coronal curve type. **Spine**, v.28, n.13, p.1404-1409, 2003.

MAC-THIONG, J-M.; BERTHONNAUD, E.; DIMAR, J.R.; BETZ, R.R.; LABELLE, H. Sagittal alignment of the spine and pelvis during growth. **Spine**, v.29, n.15, p.1642-1647, 2004.

MAHAUDENS, P.; THONNARD, J-L; DETREMBLEUR, C. Influence of structural pelvic disorders during standing and walking in adolescents with idiopathic scoliosis. **The Spine Journal**, v.5, p.427-433, 2005.

MANNION, A.F.; KENECHT, K.; BALABAN, G.; DVORAK, J.; GROB, D. A new skin-surface device for measuring the curvature and global and segmental ranges of motion of the spine: reliability of measurements and comparison with data reviewed from the literature. **European Spine Journal**, v.13, p.122-136, 2004.

MARUYAMA, T.; KITAGAWA, T.; TAKESHITA, K.; NAKAMURA, K. Side shift exercise for idiopathic scoliosis after skeletal maturity (abstract). **Studies in Health Technology and Informatics**, v.91, p.361-364, 2002.

MARUYAMA, T.; KITAGAWA, T.; TAKESHITA, K.; MOCHIZUKI, K.; NAKAMURA, K. Conservative treatment for adolescent idiopathic scoliosis: can it reduce the incidence of surgical treatment. **Pediatric Rehabilitation**, v.6, n.3-4, p.215-219, 2003.

MASSO, P.D.; GORTON III, G.E. Quantifying changes in standing body segment alignment following spinal instrumentation and fusion in idiopathic scoliosis using an optoelectronic measurement system. **Spine**, v.25, n.4, p.457-462, 2000.

MASTELARI, H.J.Z.; CARDOSO, J.R.; CARREGARO, R.I. Mensuração da lordose lombar em posição ortostática: revisão da literatura. **Fisioterapia e Pesquisa**, v.13, n.2, p.50-57, 2006.

MATSUMOTO, T.; KITAHARA, H.; MINAMI, S.; TAKAHASHI, K.; YAMAGATA, M.; MORIYA, H. TAMAKI, T. Flexibility in the scoliotic spine: three-dimensional analysis (abstract). **Journal of Spinal Disorders**, v.10, n.2, p.125-131, 1997.

McGLASHEN, K.; ASHTON-MILLER, J.A.; GREEN, M.; SCHULTZ, A.B. Trunk positioning in the frontal and sagittal planes. **Journal of Orthopaedics Research**, v.9, n.4, p.576-583, 1991.

MEHTA, M.H. Active auto-correction for early adolescent idiopathic scoliosis (abstract). **Journal of Bone and Joint Surgery**, v.68, p.682, 1986.

MÍNGUEZ, M.F.; BUENDÍA, M.; CIBRIÁN, R.M.; SALVADOR, R.; LAGUÍA, M.; MARTÍN, A.; GOMAR, F. Quantifier variables of the back surface deformity obtained with a noninvasive structured light method: evaluation of their

usefulness in idiopathic scoliosis diagnosis. **European Spine Journal**, v.16, p.73-82, 2007.

MIOR, S.A.; KOPANSKY-GILES, D.R.; CROWTHER, E.R.; WRIGTH, J.G. A comparison of radiographic and electrogoniometric angles in adolescent idiopathic scoliosis. **Spine**, v.21, n.13, p.1549-1555, 1996.

MIRAMAND, Y. Princípios e técnica de reeducação tridimensional da escoliose idiopática debutante. **Revista Coluna Fisioterápica**, v.1, n.1, p.2-9, 2001.

MODI, H.N.; SUH, S.W.; SONG, H-R; YANG, J-H; KIM, H-J.; MODI, C.H. Differential wedging of vertebral body and intervertebral disc in thoracic and lumbar spine in adolescent idiopathic scoliosis – a cross sectional study in 150 patients. **Scoliosis**, v.3, n.11, 2008. Disponível em: <<http://www.scoliosisjournal.com/content/3/1/11>>. Acesso em: 23 de março de 2009.

MORNINGSTAR, M.W.; WOGOON, D.; LAWRENCE, G. Scoliosis treatment using a combination of manipulative therapy: a retrospective case series. **BMC Músculo Skeletal Disorders**, v.5, n.32, 2004. Disponível em: <<http://www.biomedcentral.com/1471-2474/5/32>>. Acesso em: 06 de março de 2006.

MUNHOZ, M.P.; VILARTA, R.; BRENIKOFE, R.; BARROS, R.M.L. Aplicação da análise tridimensional no estudo das adaptações da coluna em condições de sobrecarga unilateral. In: CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA DA USP, 4., 1992. São Paulo. **Anais...** São Paulo: Universidade de São Paulo, 1992. p.64-68.

MURRELL, G.A.C.; COONRAD, R.W.; MOORMAN, C.T.; FITCH, R.D. An assessment of the reliability of the scoliometer. **Spine**, v.18, n.6, p.709-712, 1993.

NAKAJIMA, K.; KAKIHANA, W.; NAKAGAWA, T.; MITOMI, H.; HIKITA, A.; SUZUKI, R.; AKAI, M.; IWAYA, T.; NAKAMURA, K.; FUKUI, N. Addition of an arch support improves the biomechanical effect of a laterally wedged insole. **Gait & Posture**. v.29, p.208-213, 2009.

NAULT, M.L.; ALLARD, P.; HINSE, S.; Le BLANC, R.; CARON, O.; LABELLE, H. SADEGHI, H. Relations between standing stability and posture parameters in adolescents idiopathic scoliosis. **Spine**, v.27, n.17, p.1911-1917, 2002.

NASH, C.L.; GREGG, E.C.; BROWN, R.H.; PILLAI, K. Risks of exposure to x-rays in patients undergoing long-term treatment for scoliosis. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v.61-A, n.3, p.371-374, 1979.

NEGRINI, S.; ANTONINI, G.; CARABALONA, R.; MINOZZI, S. Physical exercises as a treatment for adolescent idiopathic scoliosis. A systematic review. **Pediatric Rehabilitation**, v.6, n.3-4, p.227-235, 2003.

NEWTON, I. Medical Photogrammetry. In: ATKINSON, K. B. **Developments in close range photogrammetry - 1**. London: Applied Science Publishers, 1980. p.117-148.

NISSINEN, M.; HELIÖVA, M.; TALLROTH, K.; POUSSA, M. Trunk asymmetry and scoliosis. **Acta Paediatric Scandinavic**, v.78, p.747-753, 1989.

NISSINEN, M.; HELIÖVA, M.; SEITSAMO, J.; POUSSA, M. Trunk asymmetry, posture, growth, and risk of scoliosis: a three-year follow-up of finnish prepuberal school children. **Spine**, v.18, n.1, p.8-13, 1993.

OBERKLAD, F.; WAKE, M.; HARRIS, C.; HESKETH, K.; WRIGHT, M. Child health screening and surveillance: A critical review of the evidence. In: **National Health & Medical Research Council**. Melbourne, 2002. p.137-144. Disponível em:<<http://www.nhmrc.gov.au/publications/synopses/files/ch42>>. Acesso em: 5 de setembro de 2007.

OLIVEIRAS, A.P.; SOUZA, D.E. Tratamento fisioterapêutico em escoliose através das técnicas de iso-stretching e manipulações osteopáticas. **Terapia Manual**, v.2, n.3, p.104-113, 2004.

OMKAR, S.N.; KUMAR, M.; MUDIGERE, D. Postural assessment of arbitrarily taken portrait and profile photographs using ImageJ. **Journal of Bodywork & Movement Therapies**, v.11, p.231-237, 2007.

OVADIA, D.; BAR-ON, E.; FRAGNIÈRE, B.; RIGO, M.; DICKMAN, D.; LEITNER, J.; WIENTROUB, S.; DUBOUSSET, J. Radiation-free quantitative assessment of scoliosis: a multi center prospective study. **European Spine Journal**, v.16, p.97-105, 2007.

PATERNIANI, P.E.S.; BARROS, R.M.L.; BRENIKOFE, R.; LIMA FILHO, E.C. Metodologia para reconstrução tridimensional e análise da superfície do tronco humano. **Brazilian Journal of Biomechanics**, v.2, n.3, p.51-56, 2001.

PAYNE, W. K.; OGILVIE, J.W.; RESNICK, M.D.; KANE, R.L.; TRANSFELDT, E.E.; ROBERT, W. Does scoliosis have a psychological impact and/ does gender make a difference? **Spine**, v. 22, n.12, p. 1380-1384, 1997.

PEARSALL, D.J.; REID, J.G.; HEDDEN, D.M. Comparison of three noninvasive methods for measuring scoliosis. **Physical Therapy**, v.72, n.9, p.648/35-657/44, 1992.

PEARSON, J.D.; DANGERFIELD, P.H.; ATKINSON, J.T.; GOMM, J.B.; DORGAN, J.C.; HOBSON, C.A.; HARVEY, D.M. Measurement of body surface

topography using an automated imaging system. **Acta Orthopaedica Belgica**, v.58 – suppl.I, p.73-79, 1992.

PENHA, P.J.; JOÃO, S.M.A.; CASAROTTO, R.A.; AMINO, C.J.; PENTEADO, D.C. Postural assessment of girls between 7 and 10 years of age. **Clinics**, v.60, n.1, p.9-16, 2005.

PERDRIOLLE, R.; LE BORGNE, P; DANSEREAU, J.; GUISE, J.; LABELLE, H. Idiopathic scoliosis in three dimensions: a succession of two-dimensional deformities? **Spine**, v.26, n.15, p.2719-2726, 2001.

PEREIRA, O.S. A utilização da análise computadorizada como método de avaliação das alterações posturais: um estudo preliminar. **Fisioterapia em Movimento**, v.16, p.17-25, 2003.

PETERKA, R.J.; LOUGHLIN, P.J. Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. **Journal of Neurophysiology**, v.91, p.410-423, 2004.

PLOYON, A.; LAVASTE, F.; MAUREL, N.; SKALLI, W.; GOSSELIN, R.A.; DUBOUSSET, J.; ZELLER, R. In-vivo experimental research into the pre- and post-operative behavior of the scoliotic spine. **Human Movement Science**, v. 16, p.299-308, 1997.

PLOYON, A.; LAVASTE, F.; MAUREL, N.; SKALLI, W.; DUBOUSSET, J.; ZELLER, R.; GOSSELIN, R.A. 3D experimental evaluation of global posture and motion of the spine (abstract). **The Journal of Bone & Joint Surgery (Br)**, v. 81-B- suppl.III, p.359, 1999.

QUERVAIN, I.A.K.; MÜLLER, R.; STACOFF, A.; GROB, D. STÜSSI, E. Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. **European Spine Journal**, v.13, p.449-456, 2004.

RAMOS, E.; REIS, D.C.; ESTEVES, A.C. Análise cinemática da marcha em portador de escoliose idiopática. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, v.8, n.3, p.85-92, 2006.

RICHARDS, B.S.; VITALE, M. Screening for idiopathic scoliosis in adolescents. **American Academy of Orthopaedic Surgeons**, 2007. Disponível em: <http://www.aaos.org/about/papers/position/1122.asp>. Acesso em: 23 de junho de 2008.

ROSA, G.M.M.V.; SOUZA, W.C.; PINTO, L.D.P.; GABAN, G.A.; SERAFIN, A.D.; FARIA, E.T.B. Análise da influência do estresse no equilíbrio postural. **Fisioterapia Brasil**, v.5, n.1, p.50-55, 2004.

ROSENBERGT, N.; ZELTZ, R.; ELAD, D.; SAHAR, M.; AVIDOR, J.M.; EINAV, S. Simplified remote measurement of three-dimensional surfaces: application

for biomedical engineering. **Photogrammetric Engineering and Remote Sensing**, v.56, n.9, p.1273-1280, 1990.

SAHLSTRAND, T.; ÖRTENGREN, R.; NACHEMSON, A. Postural equilibrium in adolescent idiopathic scoliosis. **Acta Orthopedics Scandinavian**, v.49, p.354-365, 1978.

SALATE, A.C.B.; ARONI, F.C.; FERREIRA, D.M.A. Estudo da evolução a curto prazo da escoliose por meio de mensurações da gibosidade, radiográficas e da dor em adolescentes e adulto jovens. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.7, n.1, p.39-44, 2003.

SARTOR, C.; ALDERINK, G.; GREENWALD, H.; ELDERS, L. Critical kinematic events occurring in the trunk during walking. **Human Movement Science**, v.18, p.669-679, 1999.

SARASTE, H.; ÖSTMAN, A. Stereophotogrammetry in the evaluation of the treatment of scoliosis. **International Orthopaedics**, v.10, p.63-67, 1986.

SCHIZAS, C.G.; QUERVAIN, I.A.K.; STÜSSI, E.; GROB, D. Gait asymmetries in patients with idiopathic scoliosis using vertical forces measurement only. **European Spine Journal**, v.7, p.95-98, 1998.

SCHMIDT, J.; GASSEL, F. Clinical use of the simple 3D-calculation in scoliosis.

Skeletal radiology, v.43, p.43-48, 1994.

SCHULTZ, A.B. The use of mathematical models for studies of scoliosis biomechanics. **Spine**, v.16, n.10, p.1211-1216, 1991.

SCUTT, N.D.; DANGERFIELD, P.H.; DORGAN, J.C. The relation between surface and radiological deformity in adolescent idiopathic scoliosis: effect of chance in body position. **European Spine Journal**, v.5, p.85-90, 1996.

SHIRADO, O.; ITO, T.; KANEDA, K.; STRAX, T.E. Kinesiologic analysis of dynamic side-shift in patients with idiopathic scoliosis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.76, p.621-626, 1995.

SKALLI, W.; LAVASTE, F.; DESCRIMES, J-L. Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis: What are the three values? **Spine**, v.20, n.5, p.546-553, 1995.

SMITH, R.M.; POOL, R.D.; BUTT, W.P.; DICKSON, R.A. The transverse plane deformity of structural scoliosis. **Spine**, v.16, n.9, p.1126-1129, 1991.

SMITH, R.M.; DICKSON, R.A. Experimental structural scoliosis. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v.69-B, n.4, p.576-581, 1987.

SMITH, T.J.; FERNIE, G.R. Functional biomechanics of the spine. **Spine**, v.16, n.10, p.1197-1203, 1991.

SMITH, L.; WEISS, E.L.; LEHMKUHL, L.D. **Cinesiologia clínica de Brunnstrom**. 4.ed. São Paulo:Manole, 1997. p.371-401.

SOUCACOS, P.N.; SOUCACOS, P.K.; ZACHARIS, K.; BERIS, A.E.; XENAKIS, T.A. School-screening for scoliosis: a prospective epidemiological study in northwestern and central Greece. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v.79-A, n.10, p.1498-1503, 1997.

SOUCACOS, P.N.; ZACHARIS, K.; SOULTANIS, K.; GELALIS, J.; XENAKIS, T.; BERIS, A.E. Risk factors for idiopathic scoliosis: review of a 6-year prospective study. **Orthopedics**, v.23, n.8, p.833-838, 2000.

SOUCHARD, P.E.; OLLIER, M.; **As escolioses**. São Paulo: É Realizações, 2001. p.15-48.

STEBBENS, W.E. Pathogenesis of idiopathic scoliosis revisited. **Experimental and Molecular Pathology**, v.74, p.49-60, 2003.

STEBBENS, W.E.; COOPER, R.L. Regression of juvenile idiopathic scoliosis. **Experimental and Molecular Pathology**, v.74, p.326-335, 2003.

STOKES, I.A.F. Biomechanics testing and scoliosis: in vivo methods. **Spine**, v.16, n.10, p.1217-1223, 1991.

STOKES, I.A.F.; ARMSTRONG, J.G.; MORELAND.M.S. Spinal deformity and back surface asymmetry in idiopathic scoliosis. **Journal of Orthopaedic Research**, v.6, n.1, p.129-137, 1988.

STOKES, I.A.F.; BIGALOW, L.C.; MORELAND, M.S. Three-dimensional spinal curvature in idiopathic scoliosis. **Journal of Orthopaedic Research**, v.5, n.1, p.102-113, 1987.

STOKES, I.A.F.; GARDNER-MORSE, M. An analysis of the interaction between vertebral lateral deviation and axial rotation in scoliosis. **Journal of Biomechanics**, v.24, n.8, p.753-759, 1991.

STOKES, I.A.F.; MORELAND, M.S. Measurement of the shape of the surface of the back in patients with scoliosis. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v.69-A, n.2, p.203-211, 1987.

STOKES, I.A.F.; MORELAND, M.S. Concordance of back surface asymmetry and spine shape in idiopathic scoliosis. **Spine**, v.14, n.1, p.73-78, 1989.

SUGUIKAWA, T.R.; FERREIRA, D.M.A. **Estudo para detectar escoliose em escolares por meio da mensuração da gibosidade**. Presidente Prudente:

Trabalho acadêmico (Graduação em Fisioterapia) – Departamento de Fisioterapia, Universidade Estadual Paulista, 2001. 54p.

SURÓS, J. **Semiologia medica y tecnica exploratoria**. Barcelona: Salvat, p. 949-968, 1977.

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

TERMINOLOGY committee of the scoliosis research society. A glossary of scoliosis terms. **Spine**, v.1, n.1, p.57-58, 1976.

THEOLOGIS, T.N.; JEFFERSON, R.J.; SIMPSON, A.H.R.W.; TURNER-SMITH, A.R.; FAIRBANK, J.C.T. Quantifying the cosmetic defect of adolescent idiopathic scoliosis. **Spine**, v.18, n.7, p.909-912, 1993.

THEOLOGIS, T.N.; FAIRBANK, J.C.T.; TURNER-SMITH, A.R.; PANTAZOPOULOS, T. Early detection of progression in adolescent idiopathic scoliosis by measurement of changes in back with the Integrated Shape Imaging System Scanner. **Spine**, v.22, n.11, p.1223-1228, 1997.

THOMETZ, J.G.; LAMDAN, R.; LIU, X.C.; LYON, R. Relationship between Quantec measurement and Cobb angle in patients with idiopathic scoliosis. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v.20, p.512-516, 2000a.

THOMETZ, J.G.; LIU, X.C.; LYON, R.; HARRIS, G.F. Variability in three-dimensional measurements of back contour with raster stereography in normal subjects. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v.20, p.54-58, 2000b.

THOMPSON, S.B.N.; EALES, W. Clinical considerations and comparative measures of assessing curvature of the spine. **Journal of Medical Engineering & Technology**, v.18, n.4, p.143-147, 1994.

TRIBASTONE, F. **Tratado de exercícios corretivos aplicados à reeducação motora postural**. São Paulo:Manole, 2001. p.213-308.

TURNER-SMITH, A.R.; HARRIS, J.D.; HOUGHTON, G.R.; JEFFERSON, R.J. A method for analysis of back shape in scoliosis. **Biomechanics**, v.21, n.6, p.497-509, 1988.

VELDHUIZEN, A.G.; WEVER, D.J.; WEBB, P.J. The aetiology of idiopathic scoliosis: biomechanical and neuromuscular factors. **European Spine Journal**, v.9, p.178-184, 2000.

VERCAUTEREN, M.; VAN BENEDEN, M.; VERPLAETSE, R.; CROENE, Ph.; UYTENDAELE, D.; VERDONK, R. Trunk asymmetries in a Belgian school population. **Spine**, v.7, n.6, p.555-562, 1982.

VILLEMURE, I.; AUBIN, C-E.; GRIMARD, G.; DANSEREAU, J.; LABELLE, H. Progression of vertebral and spinal three-dimensional deformities in adolescents idiopathic scoliosis: a longitudinal study. **Spine**, v.26, n.20, p.2244-2250, 2001.

WEISS, H-R.; KLEIN, R. Improving excellence in scoliosis rehabilitation: a controlled study of matched pairs. **Pediatric Rehabilitation**, v.9, n.3, p.190-200, 2006.

WEISS, H-R.; NEGRINI, S.; HAWES, M.C.; RIGO, M.; KOTWICKI, T.; GRIVAS, T.B.; MARUYAMA, T. Physical exercises in the treatment of idiopathic scoliosis at risk of brace treatment – SOSORT consensus paper 2005. **Scoliosis**, v.1, n.6, 2006. Disponível em: <<http://www.scoliosisjournal.com/content/1/1/6>>. Acesso em: 04 de julho de 2007.

WEISS, H-R.; WEISS, G.; PETERMANN, F. Incidence of curvature progression in idiopathic scoliosis treated with scoliosis in-patient rehabilitation (SIR): age- and sex-matched controlled study. **Pediatric Rehabilitation**, v.6, n.1, p.23-30, 2003.

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

WILK, B.; KAROL, L.A.; JOHNSTON, C.E.; COLBY, S.; HAIDERI, N. The effect of scoliosis fusion on spinal motion: a comparison of fused and nonfused patients with idiopathic scoliosis. **Spine**, v.31, n.3, p.309-314, 2006.

WING, P.; TSANG, I.; GAGNON, F.; SUSAK, L.; GAGNON, R. Diurnal changes in the profile shape and range of motion of the back. **Spine**, v.17, n.7, p.761-766, 1992.

WINTER, R.B. **Scoliosis school screening needed**. American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2000. Disponível em:
<<http://www2.aaos.org/aaos/archives/bulletin/feb00/ptvw.htm>>. Acesso em: 23 de agosto de 2007.

WITTING, D.S.; DEPRÁ, P.P.; PEGORETTI, C.; BENETTI, F.A.; CAMPOS, M.H.; BRENZIKOFER, R. Cinemática da coluna vertebral na prática do jump fit e do pular corda. **Brazilian Journal of Biomechanics**, v.6, n.10, p.11-17, 2005.

WONG, M.S.; CHENG, C.Y.; NG, B.K.W.; LAM, T.P.; SIN, S.W.; LEE-SHUM, L.F.; CHOW, H.K.; TAM, Y.P. The effect of rigid versus flexible spinal orthosis

on the gait pattern of patients with adolescent idiopathic scoliosis. **Gait & Posture**, v.27, p.189-195, 2008.

WONG, G.T.C.; YUEN, V.M.Y.; CHOW, B.F.M.; IRWIN, M.G. Persistent pain in patients following scoliosis surgery. **European Spine Journal**, v.16, n.10, p.1551-1556, 2007.

XIONG, B.; SEVASTIK, J.A.; HEDLUND, R.; SEVASTIK, B. Radiographic changes at the coronal plane in early scoliosis. **Spine**, v.19, n.2, p.159-164, 1994

YAMADA, K.; YAMAMOTO, H.; NAKAGAWA, Y.; TEZUKA, A.; TAMURA, T.; KAWATA, S. Etiology of scoliosis idiopathic (abstract). **Clinical Orthopaedics**, v.184, p.50-57, 1984.

YAZICI, M.; ACAROGLU, E.R.; ALANAY, A.; DEVIREN, V.; CILA, A.; SURTA, A. Measurement of vertebral rotation in standing versus supine position in adolescents idiopathic scoliosis. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v.21, .252-256, 2001.

YAWN, B.P.; YAWN R.A.; HODGE, D.; KURLAND, M.; SHAUGHNESSY, W.J.; ILSTRUP, D.; JACOBSEN, S.J. A population-based study of school scoliosis screening. **Journal of the American Medical Association**, v.282, n.15, p.1427-1432, 1999.

YEKUTIEL, M.; ROBIN, G.C.; YAROM, R. Proprioceptive function in children with adolescent idiopathic scoliosis. **Spine**, v.6, n.6, p.560-566, 1981.

YETTRAN, A.L.; JACKMAN, M.J. Equilibrium analysis for the forces in the human spinal column and its musculature. **Spine**, v.5, n.5, p.402-411, 1980.

ZABJEK, K.F.; LEROUX, M.A.; COILLARD, C.; MARTINEZ, X.; GRIFFET, J.; SIMARD, G.; RIVARD, C-H. Acute postural adaptations induced by a shoe lift in idiopathic scoliosis patients. **European Spine Journal**, v.10, p.107-113, 2001.

ZABJEK, K.F.; LEROUX, M.A.; COILLARD, C.; RIVARD, C-H.; PRINCE, F. Evaluation of segmental postural characteristics during quiet standing in control and idiopathic scoliosis patients. **Clinical Biomechanics**, v.20, p.483-490, 2005.

ZABJEK, K.F.; LEROUX, M.A.; De La HUERTA, F.; RIVARD, C-H. Why to consider the number of trials required for the postural geometry evaluation of scoliosis patients. In: NORTH AMERICAN CONGRESS ON BIOMECHANICS. 1998, Ontário, **Anais eletrônicos**...Ontário: Canadian Society for Biomechanics – American Society of Biomechanics, 1998. Disponível em: <<http://www.asbweb.org/conferences/1990s/1998/77/index.html>> Acesso em: 4 de julho de 2007.

ZHANG, S.; WORTLEY, M.; CLOWERS, K.; KRUSENKLAUS, J.H. Evaluation of efficacy and 3D kinematics characteristics of cervical orthoses. **Clinical Biomechanics**, v.20, p.264-269, 2005.

ZUBOVIC, A.; DAVIES, N.; BERRIMAN, F.; QURAISHI, N.; LAVY, C.; BOWDEN, G.; WILSON-MACDONALD, J.; FAIRBANK, J. New method of scoliosis deformity assessment ISIS-2 system (abstract). **The Spine Journal**. Proceedings of the NASS 23rd Annual Meeting, v.8, p.29S, 2008.

A PÊNDICE A.

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Gostaria de convidá-lo(a) ou a pessoa que está sob sua responsabilidade (com o seu devido consentimento) a participar do projeto de pesquisa “**Avaliação tridimensional da influência dos movimentos da coluna vertebral e da base de suporte na escoliose idiopática**” conduzido por Dalva Minonroze Albuquerque Ferreira no Laboratório para Estudos do Movimento (LEM) - Departamento de Educação Física - Instituto de Biociências - UNESP/Rio Claro, Av: 24-A, 1515 - Bela Vista - Rio Claro – SP, CEP: 13505-900 – Fone: (19) 3526-4108, sob a orientação do Prof. Dr. José Ângelo Barela.

Para participar deste projeto você ou a pessoa que está sob a sua responsabilidade terá que fazer uma visita ao LEM onde será submetido(a) aos seguintes procedimentos:

a) avaliação postural: você permanecerá em traje de banho, descalço e serão avaliados seu peso, altura e a medida do comprimento dos seus membros inferiores, em seguida você será colocado com os pés em uma posição indicada no chão e será avaliado(a) por meio de uma observação visual para verificar a presença ou não de assimetrias no seu corpo e você realizará um movimento de inclinação para frente do tronco para verificar a presença ou não de alguma deformidade. Você participante que não fez exame radiológico recentemente e apresentou assimetrias ou deformidades na avaliação postural será convidado a procurar um médico para solicitar uma radiografia do tronco para confirmar ou não a presença de escoliose;

b) avaliação pelo sistema de câmeras: você permanecerá com o mesmo traje da avaliação anterior e será filmado por duas câmeras de vídeo que estarão posicionadas atrás de você. Serão fixadas duas réguas nos seus ombros por meio de uma fita de velcro e também serão fixados, por meio de fita adesiva, 21 marcadores (bolinhas) no seu tronco; em seguida você será filmado(a) na posição parada sem movimentar-se. Numa segunda parte você será orientado(a) para realizar movimentos no tronco de inclinação (três vezes) e de rotação (três vezes) para os lados direito e esquerdo e durante a realização desses movimentos você não poderá flexionar os joelhos ou levantar os pés do chão. Posteriormente, será colocada uma base de suporte de 1 cm de altura embaixo do seu pé direito e uma

nova filmagem parada será realizada e em seguida você realizará os mesmos movimentos no tronco de inclinação e de rotação para ambos os lados; a base de suporte será então colocada embaixo do seu pé esquerdo para realizar os mesmos procedimentos. Uma segunda base de suporte de 3 cm de altura será colocada seguindo a mesma ordem da primeira e as filmagens serão realizadas. Você poderá descansar entre as filmagens.

O desenvolvimento deste projeto e a sua participação não proporcionarão quaisquer benefícios financeiros, sendo que este projeto tem por objetivo apenas avaliar a influência dos movimentos do tronco e da base de suporte em participantes com ou sem escoliose idiopática por meio de um sistema de câmeras. Da mesma forma, você não corre risco algum decorrente da participação neste projeto.

Durante a realização de todos os procedimentos você será auxiliado(a) pelo experimentador deste projeto. A pesquisa não trará danos ou despesas e, portanto, não haverá a necessidade de ressarcimento e/ou indenização.

Todas as informações adquiridas no estudo são confidenciais e o seu nome não será divulgado em momento algum. Ainda, toda e qualquer informação será utilizada para fins acadêmicos e, se assim você desejar, o responsável pelo estudo irá fornecer esclarecimentos, antes e/ou durante o curso da pesquisa, sobre a metodologia e também irá fornecer, em outra oportunidade, os resultados da sua participação.

A qualquer momento você poderá pedir para interromper a sua participação na realização do experimento sem que isto lhe acarrete qualquer prejuízo ou penalização.

Se você ou a pessoa que está sob sua responsabilidade estiver se sentindo totalmente esclarecido, sem nenhuma dúvida sobre esta pesquisa e sobre os responsáveis por ela, gostaria de convidá-lo(a) a assinar este Termo de Consentimento Livre e Esclarecido elaborado em duas vias, sendo que uma ficará com você e outra com a pesquisadora.

_____de_____ de 200__.

Dados do participante da pesquisa:

Nome: _____

Endereço: _____ Cidade/Estado: _____

CEP: _____ Telefone: (____) _____

RG: _____ CPF: _____

Responsável legal (quando for o caso):

Grau de parentesco (Pai, Mãe, Tutor, Curador): _____

Nome: _____

Endereço: _____ Cidade/Estado: _____

CEP: _____ Telefone: (____) _____

RG: _____ CPF: _____

Data de Nascimento: ____/____/____

**Assinatura do Participante
Responsável**_____
Assinatura do Pesquisador_____
Assinatura do Responsável Legal_____
Assinatura do Orientador

ANEXOS

ANEXO A.

**Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa do
IB/UNESP/RC**

ANEXO B.

Ficha de Avaliação Individual

ANEXO A



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

Câmpus de Rio Claro
Seção Técnica Acadêmica
Comitê de Ética em Pesquisa



Rio Claro, 28 de junho de 2007.

Ofício CEP 109/2007

Prezada Senhora,

Informamos que em reunião realizada em 26.06.2007, o Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências, UNESP, Campus de Rio Claro (CEP-IB-UNESP), aprovou o projeto de pesquisa intitulado "*Avaliação tridimensional da influência dos movimentos da coluna vertebral e da base de suporte na escoliose idiopática*", sob sua responsabilidade, protocolo 0522, datado de 01/02/2007, tendo como orientador o Prof. Dr. José Angelo Barela.

Atenciosamente,

Profa. Dra. Rosa Maria Feiteiro Cavaleri
Coordenadora do Comitê

Ilma. Sra.
DALVA MINONROZZI ALBUQUERQUE FERREIRA
Rua Mamede Matheus, 72 Parque São Matheus
19025-360 Prudente - Prudente SP

Instituto de Biociências
Av. 24-A, nº 1515 - CEP 13506-900 - Rio Claro - S.P. - Brasil
Fone: 19-3534-0008 - Fax: 19-3534-0008 - http://www.ibc.unesp.br

ANEXO B**FICHA DE AVALIAÇÃO INDIVIDUAL**

Nome: _____

Data de Nascimento: ____/____/____ Idade: _____ Sexo: M () F ()

Endereço: _____ Telefone: _____

RG (Identidade): _____

Peso: _____ Altura: _____

Comprimento dos membros inferiores: D _____ E _____

Dominância manual: _____

1. Avaliação postural

Ombros _____

Ângulo inferior da escápula _____

Linha da cintura _____

Cristas ilíacas _____

Teste de Adams _____

Conclusão: _____

2. Exame radiológico

Medida do Ângulo de Cobb: _____

3. Grupo do qual fará parte:

Experimental ()

Controle ()