PATRÍCIA ANGÉLICA DE OLIVEIRA PEZZAN

Avaliação postural da coluna lombar, dos membros inferiores, e análise da força reação do solo em adolescentes usuárias de calçados de salto alto

Dissertação apresentada a Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências

Área de Concentração: Movimento, Postura e Ação Humana

Orientadora: Profa. Dra. Sílvia Maria Amado João

Colaboradora: Profa. Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco

SÃO PAULO

2009

PATRÍCIA ANGÉLICA DE OLIVEIRA PEZZAN

Avaliação postural da coluna lombar, dos membros inferiores, e análise da força reação do solo em adolescentes usuárias de calçados de salto alto

Dissertação apresentada a Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Mestre em Ciências

Área de Concentração: Movimento, Postura e Ação Humana

Orientadora: Profa. Dra. Sílvia Maria Amado João

Colaboradora: Profa. Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco

SÃO PAULO

2009

FICHA CATALOGRÁFICA

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da

Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

Pezzan, Patrícia Angélica de Oliveira

Avaliação postural da coluna lombar, dos membros inferiores, e análise da força reação do solo em adolescentes usuárias de calçados de salto alto / Patrícia Angélica de Oliveira Pezzan. -- São Paulo, 2009.

Dissertação(mestrado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional.

Área de concentração: Movimento, Postura e Ação Humana.

Orientadora: Sílvia Maria Amado João.

Descritores: 1.Postura 2.Adolescente 3.Biomecânica 4.Marcha 5.Fotogrametria

USP/FM/SBD-216/09

AGRADECIMENTO

Agradeço imensamente a minha orientadora e amiga Profa. Sílvia por toda dedicação, carinho e ensinamentos durante toda a realização deste projeto. Muito obrigada.

A Profa. Isabel pela colaboração e ensinamentos para com este trabalho, meu muito obrigada.

Ao amigo Marcelo Branco, que tanto ajudou com incentivo e colaboração para a conclusão deste projeto, meu muito obrigada.

As colegas Isadora Kieling e Carla Cardillo pela colaboração a este trabalho, muito obrigada.

E a vocês amores de minha vida, meu PAI, minha MÃE, meu irmão LU, BRUNA, PEDROCCA e a você DANIEL amor de minha vida e pai de meu filho(a) - quero dizer que amo muito vocês.

Meus olhos se enchem de lágrimas quando lembro os momentos felizes que passamos juntos e dos momentos de tristezas quando vocês sempre estavam ao meu.

Em todos os momentos da minha vida vocês foram tudo pra mim, foram e sempre serão meu porto seguro.

Foram minhas pernas quando eu não podia andar, meus olhos quando não conseguia enxergar, minha boca quando não podia falar... Vocês tem sido um raio de esperança e motivo para muitas risadas nos momentos de alegria e até mesmo quando eu queria chorar.

PAI, MÃE, o que eu precisaria fazer para lhes agradecer por tudo isso? Seria pouco lhes dar o mar, talvez o mundo, talvez a felicidade completa. Mas tudo isso seria pouco demais perto do que merecem. Porém, eu sei que lhes dar tudo isso seria impossível, pois o que tenho a lhes oferecer em forma do meu agradecimento, seria todo o meu amor sincero, o meu sorriso e dizer que sempre estarei com vocês com toda ternura do mundo para lhe dar a minha vida se for possível.

PAI, MÃE, LU, BRUNA, PEDROCCA e meus familiares, OBRIGADA por estarem comigo e fazer de mim quem eu sou.

DANIEL, amor de minha vida que tanto procurei e agora achei OBRIGADA por me dar a felicidade jamais imaginado antes e por ser o pai desse neném lindo e tão amado por nós que está crescendo aqui.

Obrigada por todos os momentos que passamos juntos, as alegrias, as tristezas, os ensinamentos, amo vocês pelo ontem, por hoje, pelo amanhã e para sempre.

A conclusão deste trabalho e a conquista por este título não é só minha, é nossa.

OBRIGADA aos amigos que sempre me deram força e incentivo nesta jornada.

E a particularmente agradeço a Deus e seus mensageiros que estiveram ao meu lado cada dia, permitindo vocês em minha vida.

NORMALIZAÇÃO ADOTADA

Esta dissertação está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptadas da *International Committee of Medical Journals Editors* (Vancouver).

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. *Serviço de Biblioteca e Documentação. Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias*. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A.L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena.2ª ed. São Paulo: Serviço de Biblioteca e Documentação; 2005.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus.*

LISTAS DE FIGURAS E QUAROS

Figura 1 – Representa o gráfico das variáveis da Força Reação do Solo vertical e porcentagem do peso corporal (PC) pela porcentagem do tempo na fase de apoio.....39

Figura 2 – Representa a Força Horizontal ântero-posterior.....40

Figura 3 - Calçado de salto alto selecionado para o estudo.....47

Figura 4 - Pedígrafo utilizado no estudo.....48

Figura 5 - Esquema representativo do método utilizado para a tomada fotográfica.....50

Figura 6 – Representação das medidas realizadas para o calculo do Índice de Chippaux-Smirak.....56

Figura 7 – Representação das variáveis da Força Reação do Solo vertical e o tempo de apoio total.....58

Quadro 1 - Índice de massa corpórea (IMC) por idade.....44

Quadro 2 – Definição das faixas etárias de acordo com a idade.....45

Quadro 3 – Divisão dos grupos das participantes do estudo.....46

Quadro 4 – Interpretação dos ângulos posturais estudados..... 54

Gráfico 1- estão representados quais os modelos de calçados mais utilizados pelas adolescentes participantes deste estudo.....63

LISTAS DE TABELAS

Tabela 1 – Caracterização da amostra para as variáveis Idades, Peso, Altura, IMC para o grupo não usuárias (GNU) e grupo usuárias (GU).....62

Tabela 2 – Média, desvio padrão e valores de p da comparação das condições sem e com o calçado Anabela no grupo não usuárias (GNU) e grupo usuárias (GU).....65

Tabela 3 – Comparação das variáveis entre o grupo não usuárias (GNU) e grupo usuárias (GU) para a condição sem o calçado anabella.....67

Tabela 4 – Comparação das variáveis entre o grupo não usuárias (GNU) e grupo usuárias (GU) para a condição com o calçado anabella.....68

Tabela 5 – Análise de reprodutibilidade do grupo de não usuárias (GNU) entre as condições descalça e com salto das medidas dos membros inferiores.....70

Tabela 6 – Análise de reprodutibilidade do grupo de usuárias (GU) entre as condições descalça e com salto das medidas dos membros inferiores.....71

Tabela 7 – Análise da repetibilidade do grupo de não usuárias (GNU) entre as condições descalça e com salto das medidas dos membros inferiores.....72

Tabela 8 – Análise da repetibilidade do grupo usuárias (GU) entre as condições descalça e com salto das medidas dos membros inferiores.....73

Tabela 9 – Comparação dos dados antropométricos dos pés entre os grupos de usuárias e não usuárias de salto alto e a classificação do Índice de Chippaux-Smirak (ICS).....74

Tabela 10 – Apresentação das médias, desvios – padrões e os valores de p da comparação entre os grupos por condição para as variáveis da FRS (* $p < 0,05$).....75

Tabela 11 – Apresentação dos valores de p da comparação entre as condições para cada um dos grupos GNU e GU (* p < 0,05).....76

RESUMO

Pezzan. PAO. *Avaliação postural da coluna lombar, dos membros inferiores, e análise da força reação do solo em adolescentes usuárias de calçados de salto alto*[dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2009 120p.

Durante a infância e a adolescência, ocorrem várias mudanças posturais, em função dos ajustes necessários para a estruturação e definição da postura. A postura sofre mudanças por causa da influência hormonal que ocorre com o início da puberdade e com o crescimento musculoesquelético. Sendo assim, as fases pré puberal e puberal, são cruciais para o desenvolvimento de uma boa postura. Além disso, alterações de sobrecarga durante esta fase, podem interferi no desempenho do aparelho locomotor. Dentre os fatores, que influenciam essas variáveis, está o uso dos calçados de salto alto que vêm se tornando cada vez mais precoce e freqüente nesta população. O objetivo, deste estudo foi avaliar a influência dos calçados de salto alto na postura e na marcha de adolescentes ente 13 a 20 de idade. Foi realizado com adolescentes do sexo feminino, para o estudo postural e impressão plantar avaliadamos 50 adolescentes do grupo não usuárias (GNU) de calçados de salto alto e 50 do grupo usuárias (GU). O estudo postural foi feito por fotografias nas condições descalça e com salto anabella e analisadas pelo *software* SAPO. Os ângulos medidos foram: lordose lombar, alinhamento horizontal da pelve, ângulo do joelho, ângulo tíbio tarsico, ângulo frontal do membro inferior direito (D) e esquerdo (E), ângulo Q (D) e (E) e ângulo do retropé (D) e (E). Através da impressão plantar analisamos o Índice de Chippaux-Smirak. O estudo da marcha foi realizado com 11 adolescentes no GNU

e 9 do GU. Através da plataforma de força analisamos a força reação do solo nas condições descalça e com o salto. Os dados foram submetidos a análises descritivas. Foi adotado um nível de significância de 5%. Na comparação entre as condições, encontramos com o uso do salto no GNU: retificação lombar, retroversão pélvica, aumento do ângulo tíbio-társico, aumento do valgo de joelhos e patelar e varo de retropé. Já para GU, encontramos as mesmas modificações que no GNU, porém com variações diferentes e com exceção apenas para o ângulo lombar que apresentou hiperlordose e ângulo pélvico com anterversão. Na comparação entre os grupos, observamos na condição descalça que o GU apresentou menor ângulo da lordose lombar, maior anteversão, menor ângulo tíbio társico, maior valgismo de joelho e patela. Já na condição com o salto o GU apresentou o ângulo de lordose lombar menor, ângulo pélvico com postura inversa ao do GNU, acentuação do valgismo patelar que manteve os grupos diferentes e embora ambos tenham apresentado varo de retropé, o GU mostrou um valor maior. O arco longitudinal se mostrou diferente com valores menores para o GU e classificadas com pés normais enquanto que o GNU foi classificado com pés intermediários. Na marcha, o tempo de apoio total e menor força vertical na comparação entre os dois grupos se apresentaram menor para GU nas duas condições. A taxa de crescimento do segundo pico foi maior na condição descalça para GU e a taxa de crescimento do pico passivo foi maior na condição descalça em ambos os grupos. A variável pico passivo apresentou-se em ambos os grupos nas duas condições. Concluímos que o calçado de salto rígido influenciou de forma significante os ângulos posturais, tanto na observação aguda no GNU, como na observação de uso crônico como no GU, assim como, observado no arco plantar e em algumas variáveis da força reação do solo vertical.

Palavras chaves: Postura, adolescente, biomecânica, marcha e fotogrametria.

SUMMARY

Pezzan. PAO. *Posture assessment of the lumbar spine, lower limbs, and analysis of ground reaction force in adolescent users of high-heeled shoe* [dissertation]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2009 120p.

During childhood and adolescence, there are several posture changes depending on the settings necessary for the structuring and definition of posture. The posture change because of the hormonal influence that occurs with the onset of puberty and the musculoskeletal growth. Thus, the pre pubertal and pubertal stages are crucial for the development of good posture. Moreover, changes of overload during this phase, may interfere with the performance of the locomotor system. Among the factors that influence these variables, is the use of high-heeled shoes that are becoming increasingly early and frequent in this population. The objective of this study was to evaluate the influence of high-heeled shoes in posture and pace of adolescents between 13 to 20 of age. Was conducted with female adolescents in the study posture and printing plant of the group evaluated 50 adolescents not using (GNU) of high-heeled shoes and 50 of the group users (GU). The study was done by photos at the postural conditions barefoot and Anabella heeland analyzed by software SAPO. The angles were measured: lumbar lordosis, horizontal alignment of the pelvis, knee angle, tepid-tarsus angle, frontal angle of the right lower limb (D) and left (E), angle Q (D) and (E) and angle of the hindfoot (D) and (E). By printing plant we analyzed the index of Chippaux-Smirak. The study of the march was conducted with 11 adolescents in the GNU and 9 of GU. Through the platform of force to analyze the ground reaction force in accordance with the barefoot and with the heel. The data

were submitted to descriptive analysis. Was adopted a significance level of 5%. In the comparison between conditions, we find with the heel using in the GNU: lumbar adjustment, pelvic retroversion, increase of the tepid-tarsus angle, increase in the valgus knees and patellar varus and hindfoot of. For GU, we find the same changes as in GNU, but with different variations and except only for the lumbar angle that showed hyperlordosis and pelvic angle with anterversion. In the comparison between groups, we observed in the barefoot condition that the GU had smaller angle of lumbar lordosis, increased anteversion, lower tepid-tarsus angle, more the knee and patella valgus. Already provided with the heel, GU had a lower lumbar lordosis angle, pelvic angle with the inverse posture of the GNU, stress of the patellar valgus that kept the difference between the groups and although both have made the hindfoot varus, the GU has a higher value. The longitudinal arch was different with lower values for the GU and classified with normal feet while GNU was classified with intermediaries feet. In pace, the time of support and lower total vertical force in the comparison between the two groups presented lower for GU in the two conditions. The growth rate of the second peak was higher in the barefoot condition for GU and the growth rate peak was higher in the passive condition barefoot in both groups. The variable peak liabilities is presented in both groups in both conditions. We conclude that the footwear heel hard to significantly influence the postural angles, both in acute observation in GNU, and the observation of chronic use as in GU, as well as observed in the plantar arch and some variables of the vertical ground reaction force.

Descriptors: Posture, adolescent, biomechanics, pace and photogrammetry.

SUMÁRIO

Lista de abreviaturas

Lista de figuras, quadro e tabelas

Resumo

Summary

1 INTRODUÇÃO.....14

2 OBJETIVOS.....20

3 REVISÃO E ATUALIZAÇÃO DA LITERATURA.....21

3.1 Postura.....21

3.1.1 Crescimento e Desenvolvimento Humano.....24

3.1.2 Crescimento e Desenvolvimento dos Pés e de seus Arcos.....25

3.2 Influência dos Calçados de Salto Alto Sobre a Postura e a Marcha.....27

3.3 Métodos de Avaliação.....33

3.3.1 Fotogrametria e Postura.....33

3.3.2 Antropometria e Impressão Plantar.....35

3.3.3 Métodos de Medição em Biomecânica (Força Reação do Solo).....37

4 CASUÍSTICA E METODOLOGIA.....43

4.1 Casuística.....43

4.2 Local.....46

4.3 Materiais.....46

4.4 Procedimentos.....49

4.4.1 Ficha de Avaliação.....49

4.4.2 Avaliação Postural.....50

4.4.3 Impressão Plantar.....55

4.4.3.1 Análise dos Dados.....56

4.4.4 Análise da Marcha (Força Reação do Solo).....56

4.4.5 Análise Estatística.....58

4.4.5.1 Análise Estatística da Postura.....59

4.4.5.1.1 Confiabilidade Inter-Avaliador (Reprodutibilidade) e Intra-Avaliador (Repetibilidade).....59

4.4.5.2 Análise Estatística da Impressão Plantar.....60

4.4.5.3 Análise Estatística da Marcha.....60

5 RESULTADOS.....62
5.1 Análise Descritiva.....62
5.2 Resultados Posturais da Coluna Lombar, Pelve e Membros Inferiores.....64
5.2.1 Comparação das Variáveis Estudadas para as Condições Sem e Com o Salto Alto entre os Grupos.....64
5.2.2 Comparação entre os Grupos para Cada Variável Estudada em Ambas as Condições Sem e Com o Salto Alto.....66
5.2.3 Confiabilidade.....69
5.3 Resultados da Impressão Plantar.....74
5.4 Resultados da Marcha.....75
6 DISCUSSÃO.....78
6.1 Análise Posturais.....78
6.2 Confiabilidade.....85
6.2.1 Análise da Reprodutibilidade.....85
6.2.2 Análise da Repetibilidade.....86
6.3 Análise da Impressão Plantar.....86
6.4 Análise da Marcha.....87
7 CONCLUSÃO.....93
8 ANEXOS.....95
9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....103

1 INTRODUÇÃO

Depois que o homem passou a utilizar apenas dois membros para se locomover e manter a postura ereta ou postura bipodal, várias foram as mudanças fisiológicas sofridas durante toda sua evolução até os dias de hoje, onde a postura estática e a ação muscular da coluna vertebral sobrepôs toda a ação gestual e dinâmica dos membros. A vantagem se fez pelo fato de que, com esta postura, os membros superiores se tornaram livres e, com os olhos agora distantes do chão, houve um aumento de seu campo de visão[1]. Além da liberação dos membros anteriores para que fosse realizada a coleta de alimentos através da preensão, enquanto os membros posteriores passaram a sustentar todo o peso do corpo[2,3]. Como desvantagem, incluiu-se um aumento da força para a coluna vertebral e para os membros inferiores[1].

Com as adaptações que se deram a partir da mudança para o apoio bipodal, a locomoção foi modificada e, com isso, a função dos membros. A bipedestação, desta forma, permitiu algumas vantagens, como o aumento do campo de visão e a liberação dos membros superiores para outras habilidades como a preensão práxica[3]. Segundo Borges Filho et al[4], além das mudanças no pé, a evolução do modo de caminhar bípede a passos largos aumentou a necessidade de reorganização na estrutura e função da pelve e dos ossos da perna e de seus músculos associados. Assim, com a posição do corpo mantida de forma ereta na marcha, houve um acréscimo de sobrecarga na coluna e nos membros inferiores[3].

Essas mudanças ganham a denominação de postura corporal, que é um termo usado para descrever não apenas o alinhamento dos diferentes segmentos corporais, mas descreve também a orientação do corpo no ambiente[5].

A postura correta é descrita como uma posição ou atitude do corpo, um arranjo relativo das diferentes partes do corpo na formação de uma atitude específica, ou uma maneira característica de alguém sustentar o seu corpo[6].

Dessa forma as atividades são realizadas com menor gasto de energia, sendo necessário menor trabalho muscular. Para manter a postura é necessário um complexo sistema neuromuscular integrado com vários proprioceptores em músculos, tendões, articulações e receptores vestibulares e visuais[7].

Para Kendall et al[8], a boa postura é o estado de equilíbrio muscular e esquelético que protege as estruturas de suporte do corpo contra lesão ou deformidade progressiva, independentemente da atitude (ereta, deitada, agachada, encurvada), nas quais essas estruturas estão trabalhando ou repousando.

Segundo Magge[9], postura é a composição da posição das diferentes articulações do corpo em um dado momento e define como alinhamento postural ideal uma linha reta (linha da gravidade), vista de perfil, que passe através do lóbulo da orelha, do corpo das vértebras cervicais, da extremidade da articulação do ombro, no meio da coluna torácica, no corpo das vértebras lombares, levemente posterior a articulação do quadril, levemente anterior ao eixo da articulação do joelho e exatamente anterior ao maléolo lateral. Nesta condição, o mínimo de estresse é aplicado em cada articulação e mínima atividade muscular é necessária para manter a posição.

No entanto, inúmeras situações da vida cotidiana, do trabalho e fora dele, podem dar origem a disfunções em toda a coluna vertebral[10] e, além dessas,

alterações sobre as outras estruturas corporais se farão presentes. Essas alterações irão comprometer a adolescência e a vida adulta, pois os padrões posturais assumidos durante a fase escolar adquirem resultados que se tornam permanentes na fase adulta[11].

Existem fatores intrínsecos e extrínsecos que podem influenciar a postura de um indivíduo, tal como a hereditariedade, o meio ambiente ou condições físicas, nível socioeconômico, fatores emocionais, obesidade e alterações físicas devido ao desenvolvimento e crescimento humano[12,13].

Briguett e Bankoff[14], descreveram que a organização tônico-postural, aquela que se traduz na atitude da postura em pé, sintetiza sobre o plano somático toda a história do sujeito, ao mesmo tempo em que expressa o que é a pessoa em certo momento nas suas comunicações com o meio. Isso traduz a formação do esquema corporal que se inicia durante a infância, através das experiências motoras adquiridas nesta fase e como um desequilíbrio tônico-postural adquirido na infância e/ou adolescência, que pode perdurar por toda vida adulta.

A incidência de desvios posturais em crianças é bastante significativa devido às situações vulneráveis em que permanecem nas escolas, em posturas inadequadas, tais como, o uso de mochilas escolares com pesos excessivos[14, 15], manutenção da posição sentada por tempo prolongado e uso de mobílias inadequadas[15-20], o que pode ser observado durante esta fase. Sobre este prisma, revisões recentes da literatura apontam uma em torno de 20% a 51% para incidência de dor lombar e de ocorrências dolorosas em outras regiões musculoesquelética em escolares[17,21-27].

As posturas de crianças de 07 a 12 anos sofrem transformações na busca de equilíbrio às novas proporções do seu corpo e seus hábitos posturais bons ou maus terão reflexo no futuro[28].

Além da postura corporal descrita pelos autores já citados, os pés são uma estrutura complexa, que combina flexibilidade com estabilidade, devido à grande quantidade de ossos, bem como as formas que eles possuem e suas fixações[29], e podem também apresentar alterações em sua conformação devido a esses maus hábitos do dia-a-dia.

Sabe-se que o pé é uma estrutura em evolução contínua e que não completa seu desenvolvimento até a maturação total do indivíduo[30], sofrendo diversas mudanças em suas dimensões e formas. Um bebê ao nascer possui apenas o calcâneo e o tálus ossificados, e, às vezes, o cubóide. Com os esforços e cargas impostos, o pé passa por alterações estruturais até chegar em seu desenvolvimento completo[31].

O contorno do arco longitudinal medial é resultado de uma especialização ocorrida devido ao contato do pé com o solo. Este propiciou um bom equilíbrio durante a postura estática, uma vantagem mecânica suficiente para que os flexores plantares conseguissem impulsionar o peso do corpo durante a marcha[32], e também a capacidade de absorção de impactos[29].

A adolescência é a fase de transição entre a infância e o estado adulto. É nela que ocorrem os processos de crescimento, desenvolvimento e maturação do sistema musculoesquelético, influenciados por fatores internos (hormonais) e fatores externos (cargas compressivas, tracionais, etc), sendo esta crucial no desenvolvimento de uma boa postura durante a fase adulta. Assim, as alterações da sobrecarga podem

influenciar no desenvolvimento do aparelho locomotor durante a puberdade, podendo levar a desvios posturais que se tornarão irreversíveis posteriormente[33].

Nos dias atuais, nota-se que vários fatores externos influenciam a postura de adolescentes, o que resulta em um desequilíbrio corporal através do qual surgem às patologias por alterações posturais, e dentre os fatores externos observados encontramos os calçados de salto alto. Sendo que seu uso vem se tornando cada vez mais precoce e freqüente entre as adolescentes, gerando alterações de ordem postural e na marcha[15,34-39]. Assim, se não corrigidas, as alterações adquiridas na infância podem se agravar na adolescência e na vida adulta.

A marcha pode ser comprometida com o aumento da flexão plantar, associada ao uso de salto alto, uma vez que ocorrem mudanças na pronação e supinação dos pés durante o andar[40,41]. Com a área de suporte do salto reduzida ocorre uma perturbação do equilíbrio na posição ortostática, que é expressa no aumento da carga de choque no contato do salto[41]. Além disso, a marcha com o calçado de salto alto altera a função das articulações das extremidades inferiores[42].

Na literatura é de comum acordo que o uso do calçado de salto alto leva a diversos problemas no sistema musculoesquelético, principalmente devido às compensações que alguns segmentos, como coluna lombar, joelho e pés[43].

A presença de dor na coluna lombar é relatada por inúmeras jovens, porém sua possível causa mostra-se contraditória. Enquanto para alguns autores[44,45,46] isso seria uma conseqüência de um aumento da curvatura da coluna, levando a uma sobrecarga gerada pela hiperlordose lombar, para Opila-Correia[37] o uso do salto alto leva a uma retificação deste segmento da coluna.

Apesar de existirem alguns estudos a respeito do uso do salto alto, há ainda poucos que descrevam a dinâmica da marcha, sendo a maioria realizada com posturas estáticas[47]. Grande parte dos artigos encontrados na literatura foi realizada em uma população adulta. Isso indica uma necessidade de maiores estudos quantitativos e investigações clínicas na população adolescente, já que o uso desse tipo de calçado torna-se cada vez mais popular e precoce.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar a influência dos calçados de salto alto na postura e na marcha de adolescentes ente 13 a 20 de idade.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

2.2.1 Avaliar e comparar quantitativamente a postura (coluna lombar, pelve e MMII) de adolescentes usuárias e não usuárias de calçados de salto alto.

2.2.2 Analisar e comparar o arco longitudinal plantar das adolescentes usuárias e não usuárias de calçados de salto alto.

2.2.3 Analisar e comparar as respostas da Força Reação do Solo durante a marcha de adolescentes usuárias e não usuárias de calçados de salto alto.

3 REVISÃO E ATUALIZAÇÃO DA LITERATURA

Nesta revisão de literatura serão apresentados tópicos referentes à postura (definição, desenvolvimento da postura durante a fase de crescimento e à influência dos calçados de salto alto sobre a mesma), impressão plantar e marcha humana (força reação do solo).

As bases de dados utilizadas na pesquisa foram: Medline, Lilacs, Portal Capes e Pubmed.

As palavras chaves utilizadas foram: postura, fotogrametria, pé, impressões plantares, marcha, adolescente, biomecânica e força reação do solo (FRS).

Foram selecionados e citados 161 artigos para esta dissertação.

3.1 Postura

Kendall et al[8], descreve a postura como a posição do corpo que envolve o mínimo de estiramento e de stress das estruturas corporais com o menor gasto energético para se obter o máximo de eficiência no uso do corpo.

Para Penha et al[48,49] postura é freqüentemente definida como o arranjo relativo das partes do corpo, e uma boa postura é o estado de equilíbrio muscular e esquelético que protege as estruturas do corpo contra lesões ou deformidades progressivas independente da atitude nas quais essas estruturas estão trabalhando ou repousando.

Dessa forma, a postura de referência pode ser definida pela relação entre a linha de gravidade e os segmentos corporais[50]. O equilíbrio permitido pelo bom

alinhamento, por sua vez, é definido como a capacidade de manter o centro de massa do corpo projetado dentro dos limites de sua base de apoio[51]. Assim, se o corpo se desviar da condição de equilíbrio, forças restauradoras agem sobre o mesmo, buscando recuperar o equilíbrio perdido[8,17,52,53].

A boa postura pode, portanto, ser definida como o estado de equilíbrio muscular e esquelético que protege as estruturas de suporte do corpo contra lesões ou deformidades progressivas independentemente da condição ereta, agachada, deitada ou encurvada, nas quais essas estruturas estão trabalhando ou repousando[8].

A postura ereta tanto em condição estática como dinâmica é obtida pelo equilíbrio entre as forças que agem puxando o corpo anteriormente para o chão e a força dos músculos posteriores da coluna vertebral e membros inferiores, que fazem esforço em sentido contrário[54].

Empiricamente, o padrão de referência postural simétrico proposto por Kendall et al[8] não ocorre na população em geral e mesmo pessoas que não referem dores no sistema musculoesquelético apresentam alterações posturais. No entanto, não existe um padrão postural de referência que se aproxime da realidade em termos de alinhamento postural, o que acaba gerando dificuldades na comparação dos dados encontrados em uma determinada avaliação postural de um paciente e sua evolução fisioterapêutica com um padrão de referência confiável e validado.

A má postura é aquela onde existe uma falha na relação entre as várias partes corporais, o que produz um aumento de tensão nas estruturas suportadas e resulta em um equilíbrio menos eficiente do corpo sobre suas bases de sustentação[8].

A condição de má postura pode evoluir para deformações das curvaturas fisiológicas da coluna, acometendo, principalmente e precocemente crianças e

adolescentes durante a fase de crescimento[15]. Com essas alterações nas curvaturas fisiológicas, ocorrem mudanças no eixo de carga da coluna, onde a distribuição de peso transfere-se do disco, que é o órgão amortecedor de cargas, para a faceta articular, que é o órgão direcionador. O que, segundo Rebelatto, et al[15], faz com que essa sobrecarga traga processos inflamatórios e dores, favorecendo o processo degenerativo articular. Essas alterações irão comprometer a adolescência e a vida adulta, pois os padrões posturais assumidos durante a fase escolar adquirem resultados que se tornam permanentes na fase adulta[11].

Penha et al[49] mostram, num estudo qualitativo da postura, uma alta incidência de alterações posturais em crianças em idade escolar, entre 07 a 10 anos, e sugerem que essas alterações podem estar relacionadas com as mobílias inadequadas, hábitos sedentários e hábito de carregar mochilas pesadas. Essas cargas exageradas transportadas nas mochilas são descritas por Briguett e Bankoff[14] como um importante fator causal de má postura. Além do uso de calçados inadequados[11,14,15,49].

Todas essas alterações adquiridas na infância podem, se não corrigidas, agravarem-se, principalmente durante a adolescência, quando associadas a outros fatores, sendo um deles o uso de calçados inadequados, que por sua vez causam alterações no estado normal dos pés. Isso se deve ao fato de que durante a adolescência ocorrem muitas adaptações posturais em função do crescimento. A avaliação postural estática é importante para o entendimento dos desequilíbrios musculares implicados em muitas patologias e, portanto, um instrumento indispensável na prática clínica para a programação do tratamento, pois indica quais músculos estão em posição alongada e quais estão em posição encurtada e em retração[8]

3.1.1 Crescimento e Desenvolvimento Humano

O crescimento humano geralmente se estende desde a concepção até, aproximadamente, os 20 anos de idade, quando cessa o crescimento, sendo que as estruturas do corpo humano revelam um crescimento físico, segundo a idade, em diferentes intensidades. Tanto as crianças como os adolescentes não crescem de modo contínuo, mas por saltos e a velocidade deste diminui constantemente até a idade adulta. Ocorre uma aceleração passageira na época pubertária, que em geral ocorre entre 11 e 13 anos nas meninas e entre 13 e 15 anos nos meninos. Esse padrão de crescimento acarreta uma modificação das proporções corporais características de cada um dos períodos do desenvolvimento[55].

Durante a adolescência, a postura sofre mudanças por causa da influência hormonal que ocorre com o começo da puberdade e com o crescimento musculoesquelético. Durante este período o crescimento é acompanhado pela maturação sexual que ocorre nas mulheres entre 08 e 14 anos de idade e nos homens entre 09 e 16 anos. É nesta fase que as diferenças corporais entre mulheres e homens surgem[9].

Essas mudanças nas proporções e no crescimento necessitam de ajustamentos do corpo à gravidade. A inclinação pélvica pode diminuir cerca de vinte cinco ou trinta graus e os joelhos são muitas vezes flexionados levemente. Assim, na escola primária a criança tem um período de intensa mobilidade, na faixa de menor idade (a partir de 06 anos), e um período mais estático, na faixa de idade elevada (10 anos para as meninas e 11 anos para os meninos), esse período coincide com o estirão de

crescimento. A estabilização do padrão postural está se dando vagarosamente e se ajustando definitivamente à gravidade[56].

A fase pré-puberal e puberal são cruciais para a formação e estruturação da postura, em função das adaptações necessárias que ocorrem pela mudança do corpo, cuja função seria aumentar a resistência à carga e oferecer elasticidade necessária ao movimento, tornando a coluna mais resistente e maleável e, com isso, a formação de uma boa postura. Pode-se dizer, então, que é também nessas fases que a grande maioria das alterações posturais surge, o que resultará na chamada má postura, que tem como principais causas, os vícios posturais por maus hábitos diários e desequilíbrios musculares[10].

3.1.2 Crescimento e Desenvolvimento dos Pés e de seus Arcos

Os arcos do pé são inexistentes durante o nascimento[57] devido à presença de uma grande quantidade de tecido subcutâneo gorduroso e de uma frouxidão das articulações[58,59]. Segundo Cailliet[60], o surgimento do arco longitudinal medial (ALM) se dará quando houver uma diminuição do coxim adiposo na planta do pé, uma ossificação dos ossos navicular e cuneiforme que formam o ápice do arco e quando os músculos e ligamentos estiverem totalmente formados.

Para Volpon[61], grande parte desse desenvolvimento ocorre entre os 2 e 6 anos de idade. Após os 6 anos não ocorrem grandes modificações[62]. Já para Magee[9], o pé adquire forma semelhante à do adulto por volta dos 2 anos de idade e, para Donatelli e Wolf[63], isso ocorre entre os 6 e 8 anos, enquanto para Norkin e Levangie[29], em torno dos 5 anos a maioria das crianças já desenvolveu o arco longitudinal medial.

Podem ocorrer atrasos no desenvolvimento do ALM, porém isto geralmente não causa problemas no futuro[64].

Segundo Napoli[65], existe um consenso sobre a evolução de pés planos estáticos (posturais). Ele acredita que 65% irão se corrigir de maneira espontânea até os 6 anos de idade; 30% não se corrigem completamente, mas mesmo assim são funcionais; 5% chegam à adolescência muito planos, sendo que 3% destes se tornam não funcionais e bastante doloridos.

Echarri e Forriol[66] descreveram alguns fatores predisponentes para o pé plano. Entre eles é possível citar a idade, o sexo, o tipo de calçado utilizado, além do seu uso ou não. Rao e Joseph[67] avaliaram as impressões plantares de 2300 crianças e observaram que o uso de sapatos fechados na infância estava diretamente relacionado à predisposição de pés planos. Quanto mais cedo iniciavam seu uso, maior a chance de apresentarem arcos rebaixados. Também observaram que o uso de sandálias diminui tal predisposição e que aqueles que não usavam calçado algum quando crianças apresentavam pés mais próximos de cavo. Este resultado está de acordo com o encontrado no trabalho de Sachithananda e Joseph[68], onde foram analisados 1846 indivíduos adultos.

Já o arco elevado se mostra pouco comum, principalmente durante a infância, tornando-se mais freqüente aos 10 anos de idade[61], quando se inicia a puberdade.

Estudos recentes mostram uma possível relação entre um arco medial longitudinal elevado ou rebaixado com a presença de lesões. James et al[69] concluiu, em seu trabalho, que o pé cavo não é bem adaptado para absorver o impacto durante corridas de longa distância, o que é comprovado pelo trabalho de Giladi et al[70], que mostra uma maior incidência de fraturas por estresse em soldados com arcos

elevados. Estas lesões por estresse ocorrem mais comumente em tíbia e fêmur naqueles que apresentam um arco elevado, e em metatarsos nos que possuem um arco rebaixado[71]. A presença de pés planos também pode gerar dores na região dos calcanhares, hálux valgo, calosidades e até mesmo dores no quadril e na região da coluna[72].

Porém estes resultados discordam com os encontrados por Lees e Klenerman[73], onde a altura do arco longitudinal medial não aparenta ter grandes repercussões na capacidade funcional do pé em absorver impactos durante a corrida. Cashmere et al[74] também afirma que medidas estáticas do arco longitudinal medial não predizem como este irá se comportar durante o andar e, conseqüentemente, como estará à função do pé durante esta atividade.

3.2 Influência dos Calçados de Salto Alto Sobre a Postura e Marcha

Por milhares de anos os calçados foram usados com o intuito principal de proteger os pés do ambiente[40]. Porém, a partir da época de Louis XIV, visando satisfazer o desejo de se tornarem mais elegantes, as mulheres começaram a usar calçados de salto alto[75]. Já nos dias de hoje é possível notar que esse pensamento vem ocorrendo cada vez mais cedo entre as adolescentes.

Assim, o uso de calçados de salto alto se faz presente desde a antiguidade, modificando-se através dos tempos, e hoje podem ser encontrados calçados de vários tipos com modelos e salto de alturas variadas[76].

Num estudo realizado por Frey et al[77], visando investigar a compra de calçados e os hábitos de seleção de 672 mulheres jovens entre 10 e 18 anos de idade, foi

observado que a idade média de escolha do próprio calçado é de aproximadamente 8 anos, sendo que, para 53% das participantes, o estilo do calçado era o fator mais importante na hora da escolha do mesmo.

Os calçados de salto alto são grandes aliados das mulheres, pois as deixam mais esbeltas, elegantes e altas[76]. O problema é que muitas mulheres fazem o uso indevido desse acessório e acabam comprometendo a saúde de seus pés, pernas e coluna.

Um estudo realizado com um calçado de salto com altura média do salto de 6,4 cm observou que o calçado de salto alto favorece o deslocamento do centro de gravidade[35]. Neste estudo foi possível verificar que, com o uso do calçado de salto alto, além do deslocamento da linha da gravidade ocorrem uma série de adaptações posturais em função deste deslocamento. A coluna torácica e coluna lombar ficam posicionadas mais posteriormente à linha da gravidade, o joelho fica mais fletido e o tornozelo se apresenta com aumento da flexão plantar.

A presença de dor na coluna lombar é relatada por inúmeras jovens, porém sua possível causa mostra-se contraditória. Enquanto para alguns autores[44,45,46] isso seria uma conseqüência de um aumento da curvatura da coluna, levando a uma sobrecarga gerada pela hiperlordose lombar, para Lateur et al[38], que estudou a influência dos calçados na postura, a angulação da coluna lombar parece não aumentar.

Essa observação é explicada por Opila et al[35], através do estudo do alinhamento postural na condição descalça e com calçados de salto alto, verificando que, durante o tempo de uso para o teste, ocorreu uma compensação momentânea para a manutenção do equilíbrio e, nesta, a lordose lombar aplainou, em associação com uma retroversão pélvica. No entanto, esse achado é contrário aos encontrados na clínica e, segundo a própria autora, ocorre porque há compensação da musculatura

abdominal e posteriores da coluna, que se tornam fadigados e com redução do tônus devido a um longo tempo na postura de inclinação posterior da pelve, é possível que , com o tempo de uso deste calçado, a coluna venha a tornar-se hiperlordótica.

Esta mesma autora também estudou o deslocamento da linha do centro de gravidade, comparando as condições descalça e com calçados de salto alto, e observou que com este calçado a linha do centro de gravidade se aproximou do maléolo lateral cerca de 6 mm[35]. Dessa forma, foi possível analisar e quantificar as mudanças por compensações que os diversos segmentos corporais adquiriram.

A utilização dos calçados de salto reduz a participação do calcanhar na sustentação do corpo, assim aumentando proporcionalmente a participação da ponta dos pés. O que também foi visto por Opila et al[35] e outros[36,37], observando que sobre os calçados de salto alto os pés ficavam posicionados mais em flexão plantar. Nesta posição, a sobrecarga é transferida para o antepé e o tríceps sural, torna-se mais encurtado, o que resultará em uma menor capacidade de desenvolver grande força contrátil.

O aumento de sobrecarga no antepé é o responsável pela freqüência de relatos de dores nos pés[44,45,46]. Isso pode levar ao aparecimento de calos sob as cabeças dos metatarsos, em especial do 2º ao 4º. Outra causa para o aparecimento de calos é o colapso de um ou mais arcos plantares.

Yung-Hui[78] descreve que em adição às mudanças nos picos de pressões, a força gerada no contato inicial com o solo durante a marcha com o salto alto é transmitida para o esqueleto como uma onda de choque. Esta parece causar danos aos tecidos moles, o qual pode resultar em queixa de dores nas pernas e na coluna e segundo Kerrigan (apud Yung-Hui)[78], eventualmente leva a desordem articular degenerativa.

Gastwirth et al[79] ao estudar a marcha de 43 mulheres na condição descalça e compará-la com o calçado de salto baixo e com o salto alto sugeriram que o aumento da carga no antepé das usuárias de salto alto é o responsável pelo surgimento de patologias nos pés, que podem estar relacionadas com o aparecimento de problemas em joelho, quadril e coluna lombar nessas mulheres.

Por influenciar a postura estática e dinâmica[35,37,38], o salto alto é capaz de gerar desequilíbrios corporais em suas usuárias. Tais desequilíbrios podem acarretar possíveis alterações no sistema musculoesquelético e/ou postural que, conseqüentemente, podem resultar em efeitos biomecânicos deletérios e talvez irreversíveis, quando usados de forma indiscriminada[80]. No entanto, alterações nos padrões normais da marcha podem vir a prejudicar a eficiência do deslocamento do corpo e até causar danos ao aparelho locomotor[80].

Como parte do processo de iniciação da marcha, uma variedade de ajustes posturais são necessários: como, p. ex., os ajustes antecipatórios posturais que deslocam o peso lateralmente para o membro inferior, permitindo o impulso do membro inferior contralateral, favorecendo, com isso, a propulsão do corpo à frente e deslocando-o de um apoio bipodal para unipodal; e, os ajustes integrativos posturais, que devem ser ativados para que o equilíbrio seja estabilizado durante toda a fase de impulso da marcha[81].

O aparelho locomotor é suficientemente capaz de suportar os estresses mecânicos impostos às estruturas dos membros inferiores e de otimizar suas respostas dinâmicas, transformando a locomoção numa habilidade altamente eficiente[82, 83]. No entanto, estudos prévios[35,36,37,79] destacam que o uso do salto alto provoca mudanças biomecânicas durante a marcha, especificamente nas varáveis

cinemáticas, com aumento flexão de joelho na fase de apoio[35,37,84], aumento da flexão plantar[35,36], diminuição da flexão do joelho e do quadril durante a fase de balanço[37] e diminuição da velocidade de extensão do joelho durante a fase de balanço[36]. Bem como, mudanças nas variáveis cinéticas, como na Força Reação do Solo[36,84,85,86].

Estas adaptações compensatórias têm a finalidade de proteger as estruturas musculotendíneas e ligamentares. Porém, ao longo do tempo podem resultar em disfunções nas articulações do quadril, joelho e coluna lombar[36, 84, 85, 86].

Opila-Correia[37] descreve em seu estudo que, durante a marcha com salto alto, os sujeitos caminharam mais lentamente e com comprimento do passo mais curto, quando comparado com a marcha sem salto[36,37]. Em seus achados, observou também que, durante o contato do salto com o solo, a flexão do joelho era maior com o uso do salto alto (5,4º) do que sem (2,1º) e, durante a fase de apoio com o salto (22,6º) e sem (19,2º). Já durante a impulsão dos dedos a flexão do joelho foi menor com o uso do salto alto (60,5º) do que sem (66,9º) e durante a fase de balanço, com o salto (66,1º) e sem o salto (72,1º). Da mesma forma ocorreu com a flexão do quadril durante a fase de balanço, com o salto alto (33,5º) e sem o salto (34,8º)[35,36].

Analisando o ângulo do joelho com diferentes alturas de salto, Snow et al[36] encontrou uma maior flexão do joelho durante a fase de balanço com salto baixo do que com salto médio e alto, o que também ocorreu com relação à velocidade de extensão do joelho.

Kerrigan, Todd e Riley[42] sugerem, ainda, que com a modificação da função normal do tornozelo causada pelo calçado de salto alto, maiores compensações para manter a estabilidade e progressão durante o andar ocorrem na articulação do joelho,

tais como sobrecargas no joelho, além de favorecer a postura em varo, que são relevantes para o desenvolvimento e/ou progressão da osteoartrose de joelhos.

Com a manutenção da postura de flexão plantar imposta pelo salto alto e o conseqüente aumento da sobrecarga transferida para o antepé, o tríceps sural torna-se, ao longo do tempo de uso do salto encurtado[35,36]. Levando isso em consideração e o fato da área de suporte do salto deste tipo de calçado ser mais reduzida, observa-se uma instabilidade durante a fase de apoio na marcha[78,87,88,89] tendo como conseqüência o aumento das sobrecargas ao contato do salto com o solo.

Das componentes da Força Reação do Solo (horizontal e vertical), o comportamento da força vertical é descrita, no estudo biomecânico da marcha humana, como a grandeza que melhor representa os efeitos do ambiente, velocidade, calçado e de doenças na marcha humana[90]. Alguns estudos mostram que o uso agudo do calçado de salto alto modifica algumas variáveis da Força Reação do Solo, particularmente o aumento do primeiro e segundo pico da força vertical e do ponto de redução da força vertical (força mínima)[36,85,86,90,91], além de um menor tempo de propulsão[79,87] e redução no comprimento do passo[35,92].

Os estudos biomecânicos em usuárias de calçados de salto alto são geralmente realizados em grupos de mulheres com faixas etárias diversas e não apenas em uma faixa etária específica, como neste estudo, no qual a população alvo é adolescente e, portanto, encontra-se em uma fase de adaptação do sistema musculoesquelético em função do crescimento e desenvolvimento. Deste modo, é relevante a verificação dos parâmetros da Força Reação do Solo para melhor fundamentar a adaptação biomecânica ocorrida em função do uso prolongado (crônico) de calçados de salto alto nesta população.

Outro parâmetro também estudado é o ritmo e velocidade da marcha, onde, à medida que o tamanho do salto é aumentado a velocidade para percorrer a mesma distância diminui. Foi o que verificou Réssio[76] em um estudo realizado com mulheres usando salto de 9,6 cm, no qual as mesmas levaram 2 décimos de segundos a mais para dar um passo do que levam para dar um passo com salto de 3 cm.

Para identificar os hábitos adotados por crianças e adolescentes e as alterações posturais e na marcha que freqüentemente são adquiridos e para que se possa prevenir e tratar os mesmos, um sistema de avaliação eficaz e fidedigno se faz necessário[28].

3.3 Métodos de Avaliação

3.3.1 Fotogrametria e Postura

A avaliação através da Fotogrametria, também denominada Biofotogrametria, desenvolveu-se através da aplicação dos princípios fotogramétricos às imagens fotográficas obtidas de movimentos corporais. A essas imagens foram aplicadas bases apropriadas de fotointerpretação, gerando-se uma nova ferramenta no estudo da cinemática, que no Brasil teve início em torno de 1984 e quantificavam as amplitudes de movimento das diversas articulações[93]. Em 1999 foi descrito que é um algoritmo matemático que transforma pontos de imagens em eixos coordenados cartesianos e os quantifica. Com isso, conseguimos quantificar a postura com exatidão a partir de uma imagem capturada[94]. A fotogrametria a curta distância é utilizada na arquitetura, medicina, indústria, engenharia, e pressupõe a proximidade

entre a câmera e o objeto a ser fotografado. A fotogrametria médica trata das aplicações desta no campo da medicina, normalmente para extrair medidas da forma e dimensões do corpo humano[95].

O exame clínico de coluna classicamente começa com a avaliação postural, incluindo a inspeção visual, que é uma abordagem de avaliação qualitativa e esta deve constar da avaliação da cabeça, pescoço, cintura escapular, coluna torácica, coluna lombar, pelve e membros inferiores[96]. No entanto, de acordo com Normand et al[97], as pesquisas são freqüentemente baseadas nessa avaliação qualitativa da postura, que permite detectar, na maioria das vezes, apenas os desvios que são clinicamente visualizados e significativos, o que dificulta a comparação dos resultados obtidos com os tratamentos.

Pereira[98] descreve o uso da Fotogrametria como uma forma de avaliação postural das assimetrias corporais e compara com a avaliação visual de 50 indivíduos, relatando boa coerência entre os resultados. No entanto, este autor não quantificou essas assimetrias.

Já a avaliação postural de forma quantitativa não é um método utilizado freqüentemente nas clínicas e escolas de fisioterapia, apesar de sua importância para a documentação pré e pós- tratamento, por permitirem a observação e comparações de pequenas alterações e modificações na postura que possam ocorrer com os tratamentos[96].

A literatura também descreve alguns métodos quantitativos como o inclinômetro descrito por Zepa et al[99] e, por Lundon e Bibershtein[100], que estudaram a cifose dorsal em mulheres. Youdas et al[101] quantificaram através do inclinômetro o ângulo pélvico e lordose lombar. Outro recurso também descrito para a avaliação da coluna

é o estadiômetro descrito por Rodacki et al[102], que permite quantificar comprimento crânio-caudal da coluna. A tradicional radiografia pode também ser utilizada para quantificar os ângulos das curvaturas da coluna e posição da cabeça como nos trabalhos de Visscher et al[103], johson[104], Tüsün et al[105].

No entanto, esta é uma técnica que requer vários cuidados metodológicos como a distância da máquina do sujeito, a altura do tripé, a marcação correta dos pontos anatômicos, bem como, o posicionamento do sujeito e, com isso, padronizar as fotos e evitar defeitos de distorção[106]. Erros na tomada das fotos implicam em alterações na imagem fotográfica, que podem causar uma impressão enganosa da postura do indivíduo, por isso esses cuidados são necessários[107].

3.3.2 Antropometria e Impressão Plantar

Sendo o pé o órgão fundamental para a locomoção humana e, conseqüentemente para a execução de tarefas independentes diárias, além de ser o ponto de sustentação do corpo, a partir do estudo de diferentes populações quanto aos seus aspectos estruturais e antropométricos do pé, podem-se estabelecer as características do crescimento e desenvolvimento humano em função de determinados hábitos culturais, idade ou características morfológicas e antropológicas específicas[55].

O método atualmente mais utilizado para a avaliação específica do arco longitudinal medial é a impressão plantar, pois se trata de um procedimento de fácil obtenção e leitura; é rápido, barato, não invasivo e não causa nenhum dano a saúde[108,109]. É um método de registro permanente da análise da área e da forma do

contato do pé no chão[110], permitindo a medição quantitativa do arco longitudinal medial.

As medidas antropométricas são, então, determinadas a partir da impressão plantar, podendo ser utilizado para isso um instrumento chamado pedígrafo, que favorece medidas de comprimentos e larguras, desta forma, é possível se calcular o índice do arco plantar e através deste estabelecer a classificação do tipo de pé[55]. Ele é composto por duas superfícies planas e de mesmo tamanho. A parte inferior é rígida e serve de apoio para um pedaço de cartolina onde será registrará a impressão plantar. Já a superior é formada por uma tira de borracha onde se passa tinta em sua face interna, ficando a mesma em contato com a cartolina quando o individuo ficar em apoio unipodal[55].

Dependendo do tipo de arco plantar encontrado, podem estar presentes algumas alterações posturais que, com o auxílio deste método de mensurações, pode ser possível analisá-las[55].

Existem diversos parâmetros de medição na impressão plantar para caracterizar o arco longitudinal medial, sendo um deles o índice de Chippaux-Smirak[111].

Este índice relaciona a largura do pé na região do arco longitudinal medial com a largura na região do antepé. Nesta análise é traçado um segmento de reta ligando o ponto mais medial ao mais lateral na região dos metatarsos, seguimento (a) e outra reta na menor largura da região do arco longitudinal medial, seguimento (b). O segmento (b) é dividido pelo (a) e obtida uma porcentagem onde, quanto maior o valor do índice, mais plano é o pé. Com isso o arco é classificado em 5 categorias: 0% = pé de arco elevado; 0,1% a 29,9% = arco morfologicamente normal; 30% a

39,9% = arco intermediário; 40% a 44,9% = arco rebaixado; 45% ou maior = pé plano[111].

Existe ainda o Ângulo da Impressão Plantar, também conhecido como Ângulo Alfa. Para obtê-lo traça-se uma semi-reta unindo o ponto mais medial da região da cabeça dos metatarsos com o ápice da concavidade da impressão do Arco Longitudinal Medial. O ângulo alfa será aquele formado entre esta semi-reta e a tangente medial utilizada no Índice de Chippaux-Smirak. De acordo com este ângulo, o arco é classificado como: 0º a 29,9º = arco baixo; 30º a 34,9º = arco rebaixado; 35º a 41,9º = arco intermediário; 42º a 46,9º = arco normal; acima de 47º = arco elevado[112].

3.3.3 Métodos de Medição em Biomecânica (Força Reação do Solo)

A marcha humana é uma seqüência de movimentos coordenados dos segmentos corporais. Eles ocorrem a partir de uma interação dinâmica das forças internas, produzidas pela atividade muscular e pela tensão passiva exercida por tendões, cápsulas articulares, ligamentos e forças externas, como a inercial, gravitacional, friccional e a Força Reação do Solo (FRS)[29,113]. Além disso, a marcha pode ser considerada como uma das habilidades motoras fundamentais para o cumprimento de tarefas básicas do cotidiano, porém desvantagens mecânicas associadas a maus hábitos diários, a obesidade e outros, possuindo estes desvios da coluna e pés, provavelmente geram maiores dificuldades nas atividades locomotoras[114].

A Força Reação do Solo (FRS) é descrita como forças que agem sobre o corpo, sendo oposta em direção e igual em magnitude à força que o corpo aplica ao solo através do pé[115]. É composta por uma força vertical e duas forças com direção horizontal, ou de cisalhamento (ântero-posterior e médio-lateral)[29,113].

Amado-João[115] relata que a Força Reação do Solo (FRS) é uma das grandezas mais importantes na análise biomecânica do movimento, pois é uma "soma algébrica da aceleração da massa de todos os segmentos corporais, ou seja, o total líquido de todas as forças musculares e gravitacionais atuando em cada instante na fase de apoio".

Segundo Amadio et al[113] e Amado-João[115] muitos estudos biomecânicos usam a Força Reação do Solo (FRS) como uma componente descritiva primária para a indicação da sobrecarga no aparelho locomotor durante a fase de apoio. A componente que mais influencia nessa sobrecarga é a vertical. Essa variável mostrou ter um comportamento padrão constante e repetitivo independente da idade dos sujeitos, condições do solo ou velocidade da marcha. Esse padrão normal pode ser alterado por condições ambientais e do sujeito, como por exemplo, a utilização de salto alto[9,36,37,116,117].

Kotoh et al[116] descreve que o padrão dos indivíduos normais durante a marcha é diferente comparando a marcha descalça com a calçada, utilizando diversos tipos de calçados. Magee[9] também relata que o uso do calçado de salto alto altera os movimentos especialmente do joelho e tornozelo que, por sua vez, aumentam a carga vertical.

Nos adultos normais o padrão usual da carga vertical apresenta dois picos de força máxima. O primeiro pico (P1), chamado Fz 1, e é referente ao ataque do

calcanhar no solo. O segundo pico (P2), chamado de Fz 2, e é referente à propulsão do antepé[113,115,118]. O valor desses dois picos aproxima-se de 110 % do peso corporal, segundo Perry[118]. Já Amadio et al[113] descreve uma variação entre 0,5 e 1,5 vez o peso corporal. Entre Fz 1 e Fz 2 há uma depressão da curva. Neste vale chamado de Fz mínimo (Fz min) ocorre uma redução da força vertical devido ao aplainamento do pé, ou seja, há uma distribuição de forças por uma maior área do pé e também em função da eficiência do movimento da perna livre e absorção do impacto pelo músculo quadríceps durante a fase de balanço do membro contralateral[13,115] (**Figura 1**).

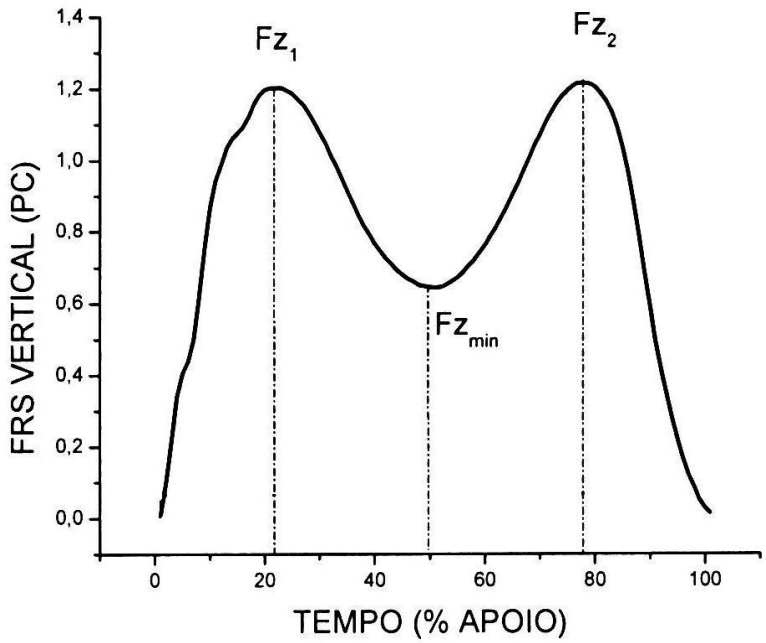

Figura 1 – Representa o gráfico das variáveis da Força Reação do Solo vertical e porcentagem do peso corporal (PC) pela porcentagem do tempo na fase de apoio

Além da força vertical, a força ântero-posterior permite interpretar a força geradora da impulsão de aceleração e desaceleração do corpo na fase de apoio da marcha[115,119]. Essa componente possui dois picos distintos: um primeiro pico

(Fx mín) refere-se à fase de acomodação do peso, ou seja, a fase de aplainamento do pé, quando a velocidade vertical para baixo está sendo freada; e um segundo pico (Fx max), correspondente a fase de propulsão do corpo e aceleração para cima do centro de gravidade, tendo como propósito incrementar a velocidade no sentido contrário a gravidade[115]. Já a força médio-lateral indica a transferência de peso do corpo de um membro para o outro. Segundo Amado-João[115], esta componente representa movimentos de supinação (inversão) e pronação (eversão) do pé. Perry[118] relata que as forças horizontais são importantes, pois "sem o atrito adequado entre a interface pé/solo, estes padrões de cisalhamento resultariam em deslizamento e potencial ameaça para a estabilidade" (**Figura 2**).

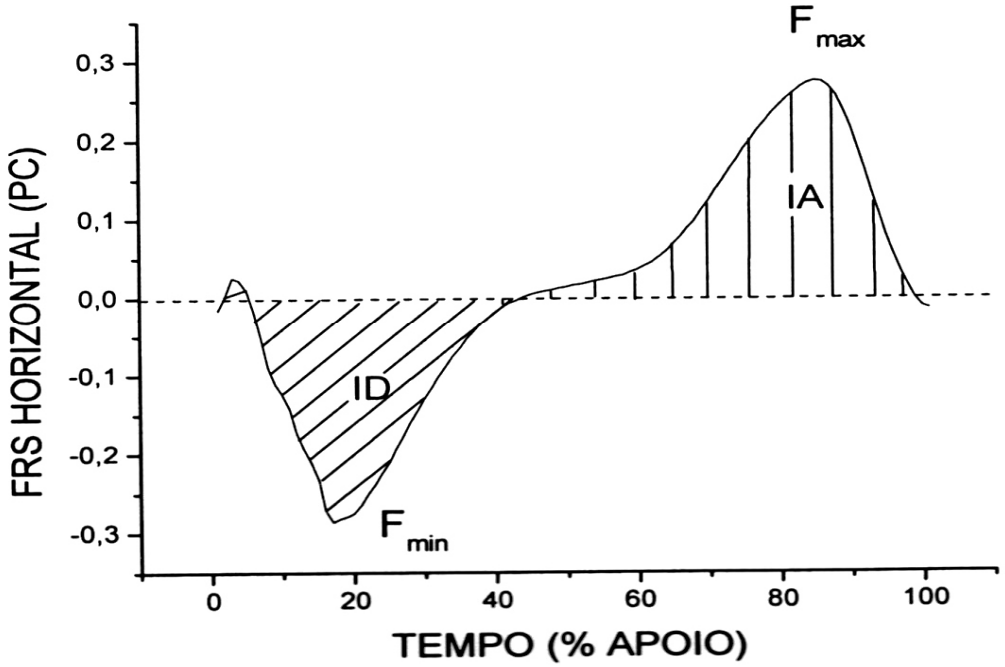

Figura 2 – Representa a Força Horizontal ântero-posterior, porcentagem do peso corporal (PC) pela porcentagem do tempo na fase de apoio, ID : Impulso de desaceleração e IA : Impulso de aceleração

Liu et al[85] mediu a confiabilidade das Forças de Reação do Solo (FRS) em três alturas de salto alto. A confiabilidade da força médio-lateral foi afetada, diferentemente da vertical e ântero-posterior, que não sofreram alteração significativa. Além disso, medidas da FRS tiveram um índice de confiabilidade maior na condição de salto mais alto em relação à de salto mais baixo.

Snow et al[36] analisou, em seu estudo, as componentes: vertical e horizontais da FRS. Os resultados mostram diferenças notáveis nas curvas da fase de subida inicial da FRS vertical entre as condições de calçados de salto baixo, médio e alto. Também se observa que, com o aumento do salto dos calçados há um aumento significativo na Fz 1 e Fx mín. Isto poderia estar relacionado com a posição de maior flexão plantar gerada pelo salto alto.

No estudo realizado por Manfio et al[117], observa-se que, com o aumento da altura do salto há um aumento de Fz 1, sendo significativa a diferença entre o salto alto (85mm) e calçado sem salto (5mm). Já na Fz 2 há uma diminuição da força durante a marcha com salto alto (85mm) comparada com salto baixo (25mm) e médio (55 mm), mas essas diferenças não foram significativas. Já na Fz min há uma diminuição significativa quando se compara a marcha descalça com a do calçado de salto médio e alto.

Em estudo recente[120] feito com mulheres adultas jovens (média de idade de 23 anos), avaliou-se o índice de conforto durante a marcha com o salto alto e comparou-se com os resultados biomecânicos analisados (Força Reação do Solo e pressão plantar). Os resultados mostraram que quanto mais elevado era o salto alto maior era o índice de desconforto. Com saltos mais elevados a pressão do meio pé

era deslocada para o antepé (parte medial) e a Força Reação do Solo vertical e ântero-posterior aumentaram significativamente.

4 CASUÍSTICA E METODOLOGIA

4.1 CASUÍSTICA

A população deste estudo constituiu-se de adolescentes do sexo feminino, com idade entre 13 a 20 anos, de escolas privadas do município de Poços de Caldas - MG e São Paulo – SP e universitárias da PUC Minas *campus* de Poços de Caldas – MG e da Universidade São Paulo – USP São Paulo – SP. Para as variáveis posturais foram analisadas 100 adolescentes, divididas em dois grupos, sendo: 50 adolescentes no grupo de não usuárias de calçados de salto alto (GNU) e 50 adolescentes no grupo de usuárias de calçado de salto alto (GU) e, para a análise da marcha, a amostra utilizada foi de 11 adolescentes no GNU e 9 adolescentes no GU.

Os critérios de inclusão adotados foram:

- Adolescentes usuárias de calçados de salto alto com tempo de uso no mínimo de 4 vezes por semana, durante 4 horas consecutivas e com, no mínimo, 1 ano de tempo de uso[36];
- Adolescentes não usuárias de calçados de salto alto;
- Adolescentes com IMC abaixo do percentil 85 (Índice de Massa Corpórea) para sua idade[2,12,121] (**Quadro 1**). O índice de massa corpórea foi calculado utilizando-se a fórmula: IMC = peso/altura².

Quadro 1: Índice de massa corpórea (IMC) por idade

	Percentil (sexo feminino)	
Idade (anos)	**50**	**85**
13	18,9	23,3
14	19,3	23,8
15	19,6	24,2
16	20,0	24,7
17	20,3	25,2
18	20,5	25,5
19	20,8	25,8
20	21,2	26,2

- Adolescentes que praticavam apenas as atividades físicas propostas pela escola com freqüência de no máximo 2 vezes por semana e/ou menor que 3 horas semanais[122]. Sabe-se que a prática esportiva influencia a postura do indivíduo, uma vez que contribui para o desenvolvimento de força, flexibilidade, equilíbrio e coordenação motora, além de atuar diretamente no crescimento ósseo.

Os critérios de exclusão adotados foram:

- Adolescentes com histórico de presença de doenças congênitas, traumáticas ou neuromusculares, doenças musculoesqueléticas, presença de doenças articulares sistêmicas e com discrepância de comprimento de membros superior a 1 cm[123].

Divisão dos grupos:

Cálculo de idade: A idade das adolescentes foi calculada até o mês da coleta de dados em cada escola e, então, as mesmas foram divididas em cada faixa etária conforme mostra o **Quadro 2.**

Quadro 2 – Definição das faixas etárias de acordo com a idade

Idade	Faixa etária
12 anos e 9 meses a 13 anos e 8 meses	13 anos
13 anos e 9 meses a 14 anos e 8 meses	14 anos
14 anos e 9 meses a 15 anos e 8 meses	15 anos
15 anos e 9 meses a 16 anos e 8 meses	16 anos
16 anos e 9 meses a 17 anos e 8 meses	17 anos
17 anos e 9 meses a 18 anos e 8 meses	18 anos
18 anos e 9 meses a 19 anos e 8 meses	19 anos
19 anos e 9 meses a 20 anos e 8 meses	20 anos

Divisão por hábitos de uso

O tempo de uso do calçado foi calculado até o mês da coleta de dados para cada adolescente e, então, as mesmas foram divididas nos grupos conforme mostra o **Quadro 3.**

Quadro 3 – Divisão dos grupos das participantes do estudo

Hábitos de uso	Grupo
Não usuárias	GNU
Usuárias com tempo mínimo de 1 ano de uso	GU

4.2 LOCAL

Os dados foram coletados nas Escolas da Rede Privada do Município de Poços de Caldas -MG e São Paulo – SP e nas Universidades PUC Minas campus de Poços de Caldas – MG e Universidade São Paulo – SP.

4.3 MATERIAIS

Vestuário adequado para a realização do procedimento de avaliação, utilizando-se roupa de banho, uma toca de natação e o calçado de salto alto, previamente padronizado para todas as participantes.

O calçado de salto alto escolhido e padronizado para este estudo foi determinado com base no questionário que as adolescentes responderam sobre a caracterização do tipo de calçado que elas mais usam; dessa forma, o calçado escolhido para o estudo foi o calçado tipo anabella com altura do salto de 10 cm e uma plataforma anterior com 2 cm de altura teve 100% de freqüência de uso (**Figura 3**).

Figura 3: Calçado de salto alto selecionado para o estudo.

- Câmera fotográfica Sony (H 7);

- Cartões de memória de 256 MB – San Disk[R];

- Tripé para a sustentação da câmera fotográfica;

- Marcadores esféricos de papel de 15 mm bolinhas de isopor também de 15mm e fita adesiva dupla face;

- Tapete de etil vinil acetato (EVA) 70 X 74 cm[124];

- Retângulo de etil vinil acetato (EVA) de 15 cm de largura e 60 cm de comprimento e outro de 7,5 cm;

- Fio de prumo;

- Giz branco;

- Fita Métrica;

- Balança Digital Black & Decker^{R} BB100P;

- Pedígrafo coleta dos dados na realização da impressão da plantar dos pés para a análise do arco plantar (**Figura 4**);

Figura 4: Pedígrafo utilizado no estudo.

- Programa de Computador *Software* SAPO, para análise dos dados adquiridos através das fotos.

- Plataforma de Força: Tipo AMTI – modelo OR 62000. A Plataforma se encontra embutida no meio de uma passarela, de forma que o sujeito não necessita modificar seu padrão de locomoção para que possa pisar na plataforma. A passarela utilizada tem aproximadamente 9 metros de comprimento.

4.4 PROCEDIMENTOS

Inicialmente foram feitas visitas as escolas e explicitação do estudo que seria realizado. Foi ministrada uma aula aos alunos sobre postura e os cuidados e orientações posturais. Todas as participantes ou representantes legais assinassem o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo 1). Esta pesquisa foi aprovada pela Comissão de Ética do Hospital Universitário da Faculdade de Medicina da USP (protocolo número 236/06) e pela Comissão de Ética em Pesquisa da PUC - Minas (CAAE 0188.0.213.000-07).

4.4.1 Ficha de Avaliação

Foi aplicado um questionário de reconhecimento da população, sobre a história pregressa e história da possível moléstia atual das estudantes, as atividades de vida diária e dados sobre idade (em anos e meses), peso (kg), altura (m), IMC (kg/cm^2) e raça.

As adolescentes responderam outro questionário sobre o histórico de uso de calçados. Neste, foi solicitado que as mesmas identificassem através de figuras de diferentes calçados qual o tipo de calçado mais se assemelhava com os que elas usavam com mais freqüência. Além disso, foi também solicitado que elas medissem a altura do salto e da plataforma anterior de seus próprios calçados de uso mais comum, o tempo de uso do mesmo e número de horas semanas de uso. Dessa forma, foi feita a seleção e caracterização dos indivíduos que participaram deste estudo e o calçado da pesquisa foi selecionado e padronizado (Anexos 2 e 3).

4.4.2 Avaliação Postural

O estudo postural foi feito através da análise de fotografias digitais das adolescentes na posição ortostática nos planos sagital e frontal. Para a tomada das fotos as adolescentes trajaram roupa de banho e as fotos foram realizadas em duas condições, primeiro na condição descalça e, depois, na condição calçada com o calçado anabella previamente padronizado.

Os registros fotográficos foram realizados em uma sala iluminada e privativa. Foi utilizada uma câmera fotográfica digital SONY – H 7 de 8,1 mega *pixels* posicionada paralela ao solo, sobre um tripé a 1,0 m de altura do solo, para que o corpo todo da adolescente pudesse ser fotografado, e a uma distância de 2,40 m do local onde as adolescentes se posicionaram[124,125] (**Figura 5**).

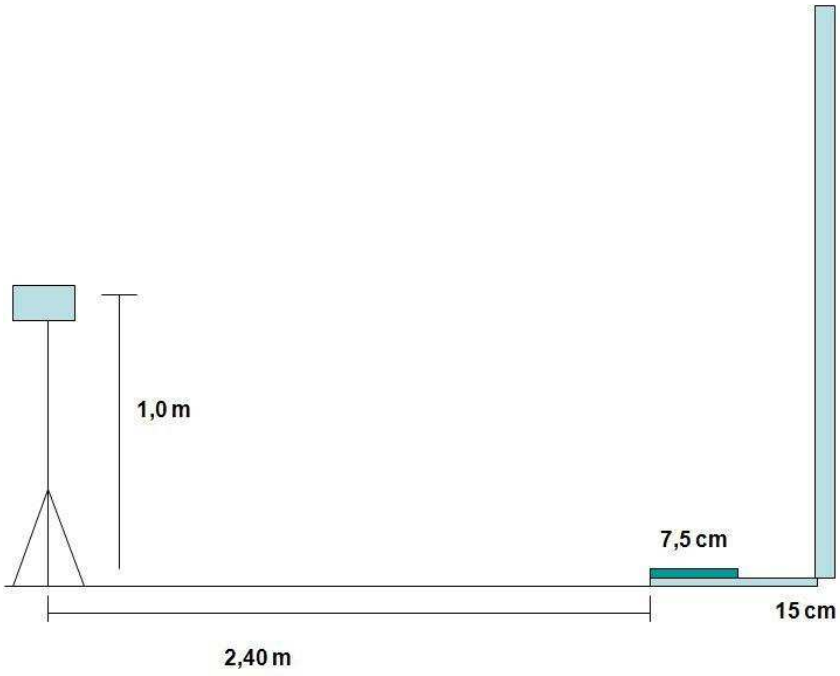

Figura 5: Esquema representativo do método utilizado para a tomada fotográfica

A câmera foi girada e travada a 90º da posição horizontal, a fim de focalizar longitudinalmente o corpo da adolescente. Durante a avaliação fotogramétrica as adolescentes permaneceram em ortostatismo ao lado de um fio de prumo, a uma distância de 15 cm da parede. Para garantir o posicionamento da adolescente nesta distância, foi colocado entre a parede e a mesma, um retângulo de etil vinil acetato (EVA) de 15 cm de largura e 60 cm de comprimento[124,125]. Outro retângulo deste mesmo material com 7,5 cm foi colocado entre os pés das adolescentes, com a finalidade de mantê-las na postura padrão.

Para as medidas dos ângulos posturais, pontos anatômicos foram demarcados e foram utilizados como parâmetro os pontos de referência de Kendall et al[8]. Os pontos demarcados com adesivo de papel e bolas de isopor foram: trocânter maior do fêmur direito e esquerdo, espinha ilíaca ântero-superior direita e esquerda, espinha ilíaca pôstero-superior direita e esquerda, linha articular do joelho direita e esquerda, tuberosidade da tíbia direita e esquerda, patela direita e esquerda, maléolo medial e lateral direito e esquerdo, ponto médio da perna direito e esquerdo, ponto entre a cabeça do 1º e 2º metatarso, calcâneo, ponto médio da perna na altura dos dois maléolos, processo espinhoso de T_{12}, processo espinhoso de L_3 e processo espinhoso de L_5.

Após terem sido demarcados os pontos anatômicos foi realizada a primeira tomada de fotos com a adolescente na condição descalça. A adolescente colocou o calçado de salto alto do tipo anabella fornecido pela pesquisadora e permaneceu com este por 1 hora na posição ortostática ou andando, para que as adaptações posturais pudessem ocorrer[37]. Após esse tempo, a segunda tomada de fotos foi feita na condição calçada com o anabella.

Este procedimento foi realizado por uma análise intra-avaliador com o intervalo de uma semana entre as coletas dos dados e a avaliação inter-avaliador foi realizado no mesmo dia.

Para minimizar erros na coleta de dados, o primeiro e segundo avaliadores foram treinados a fim de assegurar a correta marcação dos pontos anatômicos, o posicionamento do sujeito e da câmera fotográfica.

A análise dos ângulos posturais foi realizada através do Programa de Computador *Software* SAPO. As fotos foram importadas para este programa e calibradas de acordo com as referências dos marcadores no fio de prumo. Para todas as fotos foi utilizado um zoom de 100% e, em seguida, os ângulos posturais foram analisados de acordo com o protocolo sugerido pelo sistema.

Os ângulos mensurados foram:

No plano sagital direito e esquerdo:

- **Lordose lombar:** formado pelo ângulo entre os pontos de maior convexidade da coluna torácica e da região glútea, tendo como vértice o ponto de maior concavidade da coluna lombar[48].
- **Alinhamento horizontal da pelve:** formado pelo ângulo entre a espinha ilíaca ântero - superior, espinha ilíaca pôstero - inferior e a horizontal.
- **Ângulo do joelho (ângulo posterior):** formado pelo ângulo entre o trocânter maior, linha articular do joelho e o maléolo lateral.
- **Ângulo tíbio társico:** formado pelo ângulo entre a linha articular do joelho, o maléolo lateral e a horizontal.

No plano frontal anterior:

- **Ângulo frontal do membro inferior direito:** ângulo formado entre o trocânter maior do fêmur, linha articular do joelho direito e o maléolo lateral direito.
- **Ângulo frontal do membro inferior esquerdo:** ângulo formado entre o trocânter maior do fêmur, linha articular do joelho esquerdo e o maléolo lateral esquerdo.
- **Ângulo Q direito:** ângulo formado entre a linha de ligação da espinha ilíaca ântero - superior com a tuberosidade da tíbia e a linha de ligação entre o centro da patela com a tuberosidade, no joelho direito.
- **Ângulo Q esquerdo:** ângulo formado entre a linha de ligação da espinha ilíaca ântero -superior com a tuberosidade da tíbia e a linha de ligação entre o centro da patela com a tuberosidade, no joelho esquerdo.

No plano frontal posterior:

- **Ângulo do retropé direito:** formado pelo ângulo externo entre a linha média da perna, ponto sobre o tendão do calcâneo na altura média dos dois maléolos e o calcâneo na perna direita.
- **Ângulo do retropé esquerdo:** formado pelo ângulo externo entre a linha média da perna, ponto sobre o tendão do calcâneo na altura média dos dois maléolos e o calcâneo na perna esquerda.

Consideramos para esses ângulos a seguinte interpretação no Quadro 4

Quadro 4 – Interpretação dos ângulos posturais estudados

Variáveis Posturais	Interpretação dos valores	Interpretação dos valores
Ângulo da Lordose Lombar	Quanto maior o ângulo maior a retificação[125]	Quanto menor o ângulo maior a hiperlordose[125]
Alinhamento Horizontal da Pélvis	Quanto maior o ângulo maior a anteversão[125]	Quanto menor o ângulo maior a retroversão[125]
Ângulo do Joelho (ângulo posterior)	Maior que 180º - hiperextensão de joelhos	Menor que 180º - semi flexão de joelhos
Ângulo tíbio társico (ângulo anterior)	Maior que 90º (flexão plantar de tornozelo)	Menor que 90º (dorsiflexão de tornozelo)
Ângulo Frontal do Membro Inferior D (ângulo externo)	Valores maiores que 175º - joelho varo[126]	Valores menores que 170º - joelho valgo[126]
Ângulo Frontal do Membro Inferior E (ângulo externo)	Valores maiores que 175º - joelho varo[126]	Valores menores que 170º - joelho valgo[126]
Ângulo Q D	Maior que 18º - patela valga[127]	Menor que 15º - patela vara[127]
Ângulo Q E	Maior que 18º - patela valga[127]	Menor que 15º - patela vara[127]
Ângulo do Retropé D (ângulo externo)	Valores maiores que 0º - retropé valgo	Valores menores que 0º - retropé varo

4.4.3 Impressão Plantar

A impressão plantar foi coletada através do uso de um pedígrafo, constituído de duas placas planas, sendo a superior formada por uma capa de borracha onde se passa tinta na sua face interna, e a inferior, um apoio para a folha de papel ou cartolina onde fica registrada a impressão plantar. Foi realizada uma única coleta com os sujeitos em bipedestação descarregando o peso de maneira uniforme nos dois membros, uma vez que a descarga de peso pode interferir nos resultados[128]. A coleta da impressão plantar foi realizada tanto no pé direito quanto no esquerdo.

Para a análise da impressão plantar foi calculado o índice de Chippaux-Smirak. Para isso, foi traçado um segmento de reta ligando o ponto mais medial ao mais lateral na região dos metatarsos, seguimento (a). Em seguida, foi traçado também uma reta na menor largura da região do arco longitudinal medial, seguimento (b). E então se dividiu o segmento (b) pelo (a) e obtida uma porcentagem. Quanto maior o valor do índice, mais plano é o pé (**Figura 6**).

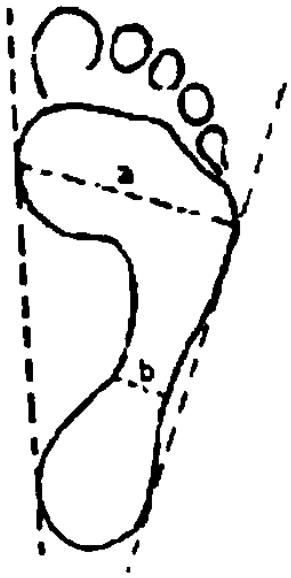

Figura 6 – Representação das medidas realizadas para o calculo do Índice de Chippaux-Smirak

4.4.3.1 Análise dos Dados:

A partir das impressões plantares foram calculados o Índice de Chippaux-Smirak (ICS = b/a), que classificou os pés em cavo (ICS=0%), normal (0%<ICS≤29,9%), intermediário (30%≤ICS≤39,9%), rebaixado (40%≤ICS≤44,9%) ou plano (ICS≥45%).

4.4.4 Análise da marcha (Força Reação do Solo)

Para a coleta das variáveis da marcha foi utilizada uma plataforma de força do tipo AMTI, modelo OR 62000. A Plataforma encontrava-se embutida no meio de uma passarela de 10 metros de comprimento recoberta por um tapete de borracha de 3 mm, de forma que os sujeitos não precisaram modificar seu padrão de locomoção para pisar na mesma.

Os dados da Força Reação do Solo foram avaliados em duas condições: marcha descalça e com calçado de salto alto de solado rígido. Com o objetivo de reproduzir no ambiente laboratorial a marcha habitualmente adotada por essas adolescentes, foi solicitado que elas mantivessem uma cadência auto-selecionada[36,37,129], semelhante a da marcha diária[91]. A freqüência de amostragem foi de 100 Hz, e adquiriu-se cinco passos para cada condição.

Previamente à análise biomecânica da marcha, os sujeitos foram orientados a caminhar descalça pela passarela em uma velocidade confortável por 5 minutos para a habituação ao ambiente de coleta e, então, a primeira coleta foi realizada. Após a coleta, nesta condição, a adolescente colocou o calçado de salto alto, previamente padronizado, e caminhou, novamente, sobre a passarela por 5 minutos para habituação com o calçado no ambiente laboratorial e, então, novas aquisições foram feitas seguindo os mesmos procedimentos anteriormente citados.

Todas as variáveis da Força Reação do Solo analisadas foram normalizadas pelo peso corporal na condição descalça. Para análise dos dados foi utilizada uma rotina matemática em MATLAB.

As variáveis analisadas correspondem à componente vertical: taxa de crescimento do pico passivo; pico passivo; taxa de crescimento do primeiro pico da força vertical; primeiro pico da força vertical; força vertical mínima; taxa de crescimento do segundo pico da força vertical; segundo pico da força vertical e tempo de apoio total (**Figura 7**).

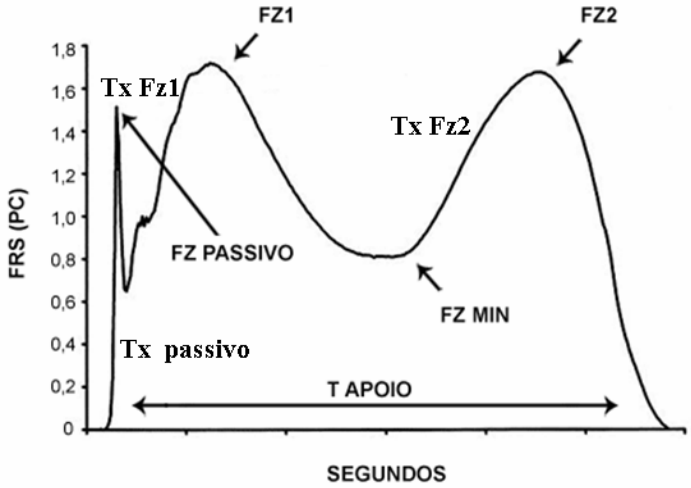

Figura 7 – Representação das variáveis da Força Reação do Solo vertical Tx passivo (taxa de crescimento do pico passivo); Fz passivo (pico passivo); Tx Fz1 (taxa de crescimento do primeiro pico da força vertical); Fz1 (primeiro pico da força vertical); Fz min (força vertical mínima); Tx Fz2 (taxa de crescimento do segundo pico da força vertical); Fz2 (segundo pico da força vertical) e o tempo de apoio total.

4.4.5 ANÁLISE ESTATISTICA

Por se tratarem de variáveis quantitativas em escala de razão (angulações/alinhamentos) foi testada, *a priori*, a normalidade de cada variável por meio do teste W de Shapiro Wilk.

Foi adotado para todas as análises $\alpha = 0,05$ (nível de significância), sendo consideradas diferenças significativas aquelas cujo valor do nível descritivo (p) fosse inferior a 0,05.

4.4.5.1 Análise Estatística da Postura

Para esta análise foi utilizados teste estatísticos não paramétricos, porque as condições de normalidade e homocedasticidade não foram encontradas (principalmente a normalidade) neste conjunto de dados.

Foi utilizado o teste de Wilcoxon para comparar os resultados nas condições descalça e com o calçado anabella para cada um dos grupos.

Através do teste de Mann-Whitney compararam-se as respostas entre os grupos não usuárias e usuárias em ambas as condições descalça e calçada com o anabella.

4.4.5.1.1 Confiabilidade Inter-avaliador (reprodutibilidade) e Intra-avaliador (repetibilidade)

Depois de verificada a normalidade dos dados, foram feitas comparações entre os avaliadores. Para comparação das variáveis angulações/alinhamentos entre os 2 avaliadores, foi utilizada a análise de variância (ANOVA) two-way e ANOVA one-way, com medidas repetidas para o mesmo examinador, tendo como fatores os avaliadores e os sujeitos avaliados por cada avaliador.

A posteriori, foi efetuado o índice de correlação intra-classe (ICC), utilizando-se os resultados da ANOVA two-way para a reprodutibilidade dos dados e ANOVA one-way, com medidas repetidas, para cálculo da repetibilidade dos dados avaliados, para que deste modo se pudesse refletir tanto o grau de correspondência quanto à concordância entre os avaliadores.

Para a análise de reprodutibilidade e repetibilidade das variáveis posturais utilizou-se a classificação de acordo com Wahlund, Listin & Dworkin, onde ICCs < 0,70 = não aceitáveis; 0,71 < ICCs < 0,79 = aceitáveis; 0,80 < ICCs < O,89 = muito bons; ICCs > 0,90 = excelentes.

4.4.5.2 Análise Estatística da Impressão Plantar

Para análise dos resultados do Índice Chippaux-Smirak (ICS), inicialmente foi testada a igualdade entre os pés direito e esquerdo, através da comparação intra grupo, para isso foi utilizado o teste de Wilcoxon. Não foi observado, em ambos os grupos, igualdade estatisticamente significante entre os lados direito e esquerdo, isso tanto para a largura de antepé quanto para a largura do arco do pé. Assim, prosseguimos com as analises considerando isoladamente ambos os lados.

Para a comparação entre os grupos dos dados antropométricos dos pés, utilizou-se o teste de Wilcoxon, devido às variáveis não apresentarem normalidade dos dados.

4.4.5.3 Análise Estatística da Marcha

Para os dados da marcha foram realizados, na comparação entre os grupos de não usuárias e usuárias, o teste *t* quando as variáveis seguiram a normalidade e o Mann-Whitney para as que não seguiram esta distribuição.

Já na comparação entre as condições (descalça e calçada) dentro de cada grupo, foi feito o teste *t* pareado para as variáveis com distribuição normal e Wilcoxon, para as variáveis com distribuição não normal.

5 RESULTADOS

5.1 Análise Descritiva

Através de uma análise descritiva a amostra deste estudo foi caracterizada para as variáveis Idades, Peso, Altura, IMC para ambos os grupos não usuárias e usuárias, como descrito abaixo (**Tabela 1**). Para esta análise foi utilizado o teste de Mann-Whitney.

Tabela 1 – Caracterização da amostra para as variáveis Idades, Peso, Altura, IMC para o grupo não usuárias (GNU) e grupo usuárias (GU)

	Grupo	Média (Postura)	Média (Marcha)	n da amostra (Postura)	n da amostra (Marcha)	p- valor (Postura)	p- valor (Marcha)
Idade (anos/ meses)	**GNU**	16,7 ± 2,74	17,8 ± 2,6	50	11	0,307	0,245
	GU	17,80 ± 2,42	18,7 ± 1,4	50	9		
Peso (Kg)	**GNU**	51,19 ± 8,43	54,1 ± 4	50	11	0,726	0,502
	GU	52,40 ± 6,33	55,6 ± 8,3	50	9		
Altura (m)	**GNU**	1,63 ± 0,07	1,64 ± 0,4	50	11	0,503	0,203
	GU	1,62 ± 0,06	1,65 ± 0,5	50	9		
IMC (Kg/m^2)	**GNU**	19,14 ± 2,49	20,03 ±1,72	50	11	0,445	0,343
	GU	19,73 ± 1,52	20,4 ± 2,47	50	9		

NOTA: GNU = Grupo Não Usuárias
GU = Grupo Usuárias

Verificamos que o calçado mais utilizado pelas adolescentes usuárias é o calçado de salto com solado rígido. Porém, calçados de salto grosso, fino e plataforma também são utilizados. Já as adolescentes não usuárias utilizam o calçado tipo tênis/sapatilhas com maior freqüência. No entanto, eventualmente também utilizam calçados de salto alto.

No **Gráfico 1** estão representados quais os modelos de calçados mais utilizados pelas adolescentes participantes deste estudo.

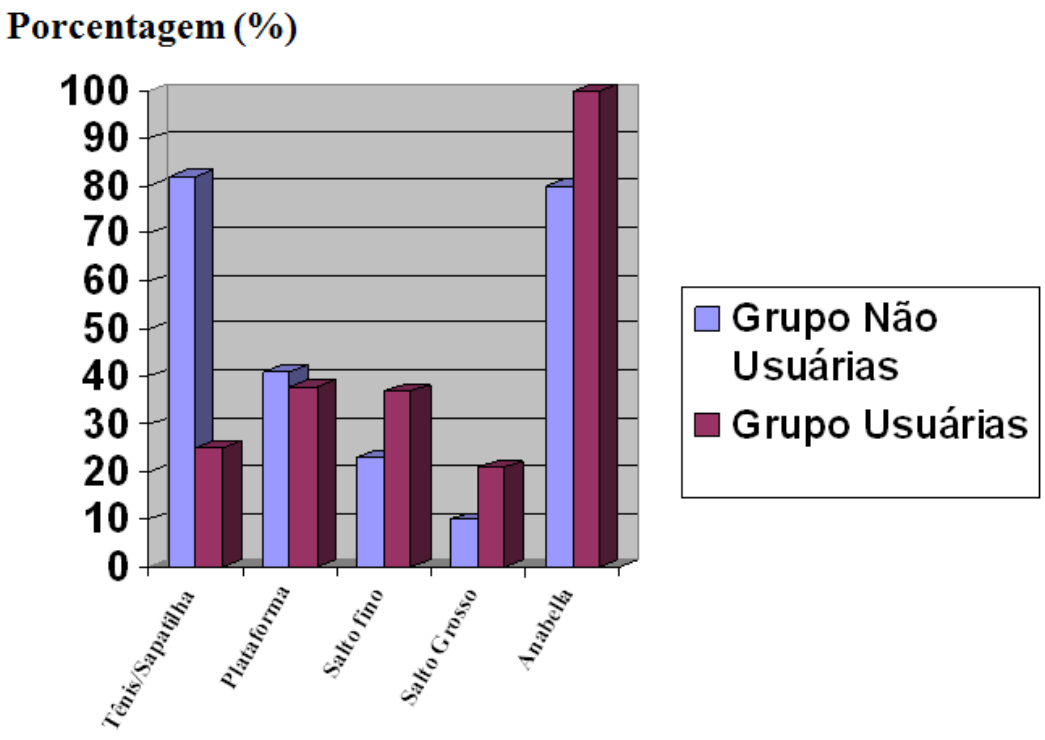

Gráfico 1 – Modelos de calçado mais utilizados pelas adolescentes deste estudo

No grupo não usuárias se observa uma preferência pelo uso do tênis/sapatilha enquanto que o grupo usuárias faz mais uso, com maior freqüência, dos calçados com salto plataforma, fino ou anabella. A altura média dos calçados de salto alto utilizados por todas as adolescentes deste estudo foi de 9,8cm de altura. Foi usando

como referência essas informações do calçado mais utilizado que padronizamos para esta pesquisa o modelo anabella.

O grupo não usuárias apresenta uma freqüência de uso do salto alto com uma média de 1,74 vezes semanais, sendo menor que a freqüência encontrada no grupo usuárias que apresentam uma média de 4 vezes semanais de uso. Além disso, o grupo não usuárias apresenta uma média de horas de uso de 15hs semanais, enquanto que o grupo usuárias utiliza o salto por uma média de 30hs semanais.

5.2 Resultados Posturais da Coluna Lombar, Pelve e dos Membros Inferiores

5.2.1 Comparação das Variáveis Estudadas para as Condições Sem e Com o Salto Alto entre os Grupos.

Através do teste de Wilcoxon foram comparados os resultados nas condições sem e com o calçado de salto anabella para cada um dos grupos (**Tabelas 2**).

Tabela 2 – Média, desvio padrão e valores de p da comparação das condições sem e com o calçado Anabela no grupo não usuárias (GNU) e grupo usuárias (GU)

Variável	Condição sem e com o salto	Média (GNU) (n = 50) (graus)	Média (GU) (n = 50) (graus)	P (GNU)	P (GU)
Ângulo da lordose lombar	Sem	62 ± 4,30	40 ± 5,30	**<0,001***	**<0,001***
	Com	79 ± 3,20	38 ± 4,10		
Alinhamento horizontal da pélvis	Sem	-9,57 ± 6,78	-14,57 ± 4,48	**<0,001***	**<0,001***
	Com	2,01 ± 7,37	-16,62 ± 6,85		
Ângulo do joelho	Sem	181,13 ± 4,77	180,8 ± 7,56	0,764	0,773
	Com	182,75 ± 4,33	182,90 ± 6,16		
Ângulo tíbio társico	Sem	94,72 ± 2,99	84,61 ± 3,20	**<0,001***	**<0,001***
	Com	112,08 ± 5,75	112,25 ± 4,92		
Ângulo frontal do membro inferior D	Sem	168,37 ± 4,42	165,11 ± 2,62	**<0,001***	**<0,001***
	Com	163,27 ± 2,48	163,45 ± 2,75		
Ângulo frontal do membro inferior E	Sem	168,21 ± 4,10	165,41 ± 3,20	**<0,001***	**0,058#**
	Com	163,83 ± 3,54	163 ± 3,15		
Ângulo Q D	Sem	12,50 ± 2,64	20,50 ± 3,54	**<0,001***	**<0,001***
	Com	18,51 ± 2,42	23,68 ± 3,26		
Ângulo Q E	Sem	12,23 ± 2,27	20,70 ± 3,13	**<0,001***	**<0,001***
	Com	17,85 ± 2,32	22,00 ± 2,80		
Ângulo do retropé D	Sem	11,41 ± 4,39	3,35 ± 3,10	**<0,001***	**<0,001***
	Com	-2,49 ± 2,80	-4,76 ± 3,43		
Ângulo do retropé E	Sem	10,84 ± 3,68	3,34 ± 2,97	**<0,001***	**<0,001***
	Com	-2,45 ± 3,07	-4,66 ± 3,51		

NOTA: GNU = Grupo Não Usuárias
GU = Grupo Usuárias

Observamos que para a maioria das variáveis medidas e comparadas existe diferença estatisticamente significante entre os resultados nas condições sem e com o

calçado de salto anabella. Podemos notar que o ângulo frontal do membro inferior E no grupo usuárias apresenta um p marginalmente significante.

5.2.2 Comparação entre os Grupos para cada Variável Estudada em Ambas as Condições Sem e Com o Salto Alto.

Para a comparação entre os grupos não usuárias e usuárias, foi utilizado o teste de Mann-Whitney para ambas as condições sem e com o salto alto anabella (**Tabelas 3 e 4**).

Tabela 3 – Comparação das variáveis entre o grupo não usuárias (GNU) e grupo usuárias (GU) para a condição sem o calçado anabella

Descalço		Média (graus)	n	p-valor
Ângulo da lordose lombar	GNU	62 ± 4,30	50	**0,001***
	GU	40 ± 5,30	50	
Alinhamento horizontal da pélvis	GNU	-9,57 ± 6,78	50	**0,001***
	GU	-14,57 ± 4,48	50	
Ângulo do joelho	GNU	181,13 ± 4,77	50	0,103
	GU	180,8 ± 7,56	50	
Ângulo tíbio tarsico	GNU	94,72 ± 2,99	50	**0,041***
	GU	84,61 ± 3,20	50	
Ângulo frontal do membro inferior D	GNU	168,37 ± 4,42	50	**0,006***
	GU	165,11 ± 2,62	50	
Ângulo frontal do membro inferior E	GNU	168,21 ± 4,10	50	**0,006***
	GU	165,41 ± 3,20	50	
Ângulo Q D	GNU	12,50 ± 2,64	50	**<0,001***
	GU	20,50 ± 3,54	50	
Ângulo Q E	GNU	12,23 ± 2,27	50	**<0,001***
	GU	20,70 ± 3,13	50	
Ângulo do retropé D	GNU	11,41 ± 4,39	50	**<0,001***
	GU	3,35 ± 3,10	50	
Ângulo do retropé E	GNU	10,84 ± 3,68	50	**<0,001***
	GU	3,34 ± 2,97	50	

NOTA: GNU = Grupo Não Usuárias
GU = Grupo Usuárias

Tabela 4 – Comparação das variáveis entre o grupo não usuárias (GNU) e grupo usuárias (GU) para a condição com o calçado anabella

Com salto		Média (graus)	n	p-valor
Ângulo da lordose lombar	GNU	79 ± 3,20	50	**<0,001***
	GU	38 ± 4,10	50	
Alinhamento horizontal da pélvis	GNU	2,01 ± 7,37	50	**<0,001***
	GU	-16,62 ± 6,85	50	
Ângulo do joelho	GNU	182,75 ± 4,33	50	0,391
	GU	182,90 ± 6,16	50	
Ângulo tíbio társico	GNU	112,08 ± 5,75	50	0,874
	GU	112,25 ± 4,92	50	
Ângulo frontal do membro inferior D	GNU	163,27 ± 2,48	50	0,119
	GU	163,45 ± 2,75	50	
Ângulo frontal do membro inferior E	GNU	163,83 ± 3,54	50	0,120
	GU	163 ± 3,15	50	
Ângulo Q D	GNU	18,51 ± 2,42	50	**0,001***
	GU	23,68 ± 3,26	50	
Ângulo Q E	GNU	17,85 ± 2,32	50	**<0,001***
	GU	22,00 ± 2,80	50	
Ângulo do retropé D	GNU	-2,49 ± 2,80	50	**0,001***
	GU	-4,76 ± 3,43	50	
Ângulo do retropé E	GNU	-2,45 ± 3,07	50	**0,001***
	GU	-4,66 ± 3,51	50	

NOTA: GNU = Grupo Não Usuárias
GU = Grupo Usuárias

Encontramos diversas comparações significantes entre os grupos não usuárias e usuárias, tanto na condição sem como com o anabella, no entanto, as variáveis: ângulo do joelho na condição sem o calçado e as variáveis: ângulo do joelho e ângulo tíbio társico na condição com o calçado, não se mostraram estatisticamente diferentes entre os grupos. Porém, a variável ângulo frontal do membro inferior E na

condição com o calçado é uma variável que mais uma vez se mostrou marginalmente significante.

5.2.3 Confiabilidade

Abaixo se encontra as tabelas demonstrando os ICCs da análise de reprodutibilidade e repetibilidade das variáveis posturais e a classificação de acordo com Wahlund, Listin e Dworkin, onde ICCs < 0,70 = não aceitáveis; 0,71 < ICCs < 0,79 = aceitáveis; 0,80 < ICCs < O,89 = muito bons; ICCs > 0,90 = excelentes.

Tabela 5 – Análise de reprodutibilidade do grupo de não usuárias (GNU) entre as condições descalça e com salto das medidas dos membros inferiores

Variável	Condição	ICC	Classificação
Ângulo da lordose lombar	Descalço	0,85	Muito bom
	Salto	0,87	Muito bom
Alinhamento horizontal da pélvis	Descalço	0,97	Excelente
	Salto	0,98	Excelente
Ângulo do joelho	Descalço	0,94	Excelente
	Salto	0,96	Excelente
Ângulo tíbio társico	Descalço	0,98	Excelente
	Salto	0,98	Excelente
Ângulo frontal do joelho direito	Descalço	0,91	Excelente
	Salto	0,80	Muito bom
Ângulo frontal do joelho esquerdo	Descalço	0,90	Excelente
	Salto	0,72	Aceitável
Ângulo Q direito	Descalço	0,97	Excelente
	Salto	0,96	Excelente
Ângulo Q esquerdo	Descalço	0,98	Excelente
	Salto	0,98	Excelente
Ângulo do retropé D	Descalço	0,96	Excelente
	Salto	0,84	Muito bom
Ângulo retropé E	Descalço	0,95	Excelente
	Salto	0,92	Excelente

Conforme demonstrado na **Tabela 5**, observa-se que a maior parte das variáveis entre as condições analisadas pela reprodutibilidade apresentou uma excelente confiabilidade, sendo que algumas apresentaram níveis de concordância excelente e muito boa, porém uma apresentou confiabilidade aceitável (ângulo frontal do joelho E na condição com salto).

Tabela 6 – Análise de reprodutibilidade do grupo de usuárias (GU) entre as condições descalça e com salto das medidas dos membros inferiores

Variável	Condição	ICC	Classificação
Ângulo da lordose lombar	Descalço Salto	0,85 0,87	Muito bom Muito bom
Alinhamento horizontal da pélvis	Descalço Salto	0,98 0,98	Excelente Excelente
Ângulo do joelho	Descalço Salto	0,97 0,96	Excelente Excelente
Ângulo tíbio társico	Descalço Salto	0,98 0,97	Excelente Excelente
Ângulo frontal do joelho direito	Descalço Salto	0,80 0,86	Muito bom Muito bom
Ângulo frontal do joelho esquerdo	Descalço Salto	0,88 0,90	Muito bom Excelente
Ângulo Q direito	Descalço Salto	0,98 0,98	Excelente Excelente
Ângulo Q esquerdo	Descalço Salto	0,98 0,98	Excelente Excelente
Ângulo do retropé D	Descalço Salto	0,80 0,89	Muito bom Muito bom
Ângulo retropé E	Descalço Salto	0,89 0,90	Muito bom Excelente

Das variáveis apresentadas na **Tabela 6**, obtivemos para a maioria classificação excelente e muito bom.

Tabela 7 – Análise da repetibilidade do grupo de não usuárias (GNU) entre as condições descalça e com salto das medidas dos membros inferiores

Variável	Condição	ICC	Classificação
Ângulo da lordose lombar	Descalço	0,86	Muito bom
	Salto	0,85	Muito bom
Alinhamento horizontal da pélvis	Descalço	0,98	Excelente
	Salto	0,97	Excelente
Ângulo do joelho	Descalço	0,98	Excelente
	Salto	0,98	Excelente
Ângulo tíbio társico	Descalço	0,98	Excelente
	Salto	0,98	Excelente
Ângulo frontal do joelho direito	Descalço	0,71	Aceitável
	Salto	0,75	Aceitável
Ângulo frontal do joelho esquerdo	Descalço	0,97	Excelente
	Salto	0,98	Excelente
Ângulo Q direito	Descalço	0,95	Excelente
	Salto	0,98	Excelente
Ângulo Q esquerdo	Descalço	0,98	Excelente
	Salto	0,98	Excelente
Ângulo do retropé D	Descalço	0,98	Excelente
	Salto	0,97	Excelente
Ângulo retropé E	Descalço	0,99	Excelente
	Salto	0,99	Excelente

Para a **Tabela 7,** a maioria das variáveis apresentaram confiabilidade excelente, com exceção apenas para duas classificações, que apresentaram muito boa, e duas aceitáveis (ângulo frontal do joelho D para ambas as condições descalço e com o salto).

Tabela 8 – Análise da repetibilidade do grupo usuárias (GU) entre as condições descalça e com salto das medidas dos membros inferiores

Variável	Condição	ICC	Classificação
Ângulo da lordose lombar	Descalço	0,86	Muito bom
	Salto	0,86	Muito bom
Alinhamento horizontal da pélvis	Descalço	0,92	Excelente
	Salto	1,00	Excelente
Ângulo do joelho	Descalço	0,99	Excelente
	Salto	0,99	Excelente
Ângulo tíbio társico	Descalço	0,98	Excelente
	Salto	0,98	Excelente
Ângulo frontal do joelho direito	Descalço	0,91	Excelente
	Salto	0,90	Excelente
Ângulo frontal do joelho esquerdo	Descalço	0,98	Excelente
	Salto	0,95	Excelente
Ângulo Q direito	Descalço	0,75	Aceitável
	Salto	1,00	Excelente
Ângulo Q esquerdo	Descalço	1,00	Excelente
	Salto	1,00	Excelente
Ângulo do retropé D	Descalço	0,99	Excelente
	Salto	0,98	Excelente
Ângulo retropé E	Descalço	1,00	Excelente
	Salto	1,00	Excelente

Encontramos na **Tabela 8**, duas classificações muito boas e uma aceitável (ângulo Q D na condição descalça).

5.3 Resultados da Impressão Plantar

Tabela 9 – Comparação dos dados antropométricos dos pés entre os grupos de usuárias e não usuárias de salto alto e a classificação do Índice de Chippaux-Smirak (ICS)

Variável	GNU	GU	p-valor
Largura do antepé D (cm)	8,16 ± 0,54	8,19 ± 0,33	0,999
Largura do arco do pé D (cm)	2,84 ± 0,44	1,85 ± 0,79	**<0,001**
Índice de ICS D (%)	34,38 ± 0,05	21,16 ± 0,10	**<0,001**
Largura do antepé E (cm)	8,12 ± 0,46	8,22 ± 0,31	0,194
Largura do arco do pé E (cm)	2,83 ± 0,45	1,79 ± 0,81	**<0,001**
Índice de ICS E (%)	34,58 ± 0,06	21,52 ± 0,10	**<0,001**

NOTA: GNU = Grupo Não Usuárias
GU = Grupo Usuárias

Observamos nesta tabela que as adolescentes do grupo não usuárias são estatisticamente diferentes das do grupo usuárias com relação às medidas do arco longitudinal medial dos pés e da classificação do ICS, onde podemos notar que as adolescentes do grupo usuárias apresentam arco longitudinal medial com medidas sempre menores que as não usuárias. Além disso, as não usuárias possuem, de acordo com a classificação do ICS, pés intermediários, enquanto que as usuárias foram classificadas com pés normais.

5.4 Resultados da Marcha

As médias, desvios-padrões e os valores descritivos de p das variáveis da força reação solo e a cadência do passo estão apresentados na **Tabela 10.**

Tabela 10 – Apresentação das médias, desvios – padrões e os valores de p da comparação entre os grupos por condição para as variáveis da FRS (* p < 0,05)

Variáveis	GNU		GU		p-valor	
	Condição				GNU X GU	
	Descalço	Salto	Descalço	Salto	Descalço	Salto
T apoio (s)	0,63 ± 0,05	0,64 ± 0,05	0,6 ± 0,05	0,61 ± 0,05	**0,0272***	**0,0373***
Fz 1 (PC)	1,13 ± 0,10	1,16 ± 0,10	1,14 ± 0,14	1,18 ± 0,13	0,505	0,5425
Fz 2 (PC)	1,15 ± 0,09	1,18 ± 0,07	1,16 ± 0,12	1,18 ± 0,10	0,6948	0,7429
Tx_Fz 1 (PC/s)	8 ± 2,01	8,19 ± 1,97	8,59 ± 2,53	8,79 ± 2,59	0,4705	0,3823
Fz min (PC)	0,71 ± 0,11	0,72 ± 0,13	0,65 ± 0,13	0,65 ± 0,12	**0,0069***	**0,0034***
Tx_Fz 2 (PC/s)	6,59 ± 0,90	6,99 ± 0,89	7,11 ±1,03	7,4 ± 0,83	**0,0156***	**0,0665***
Fz passivo (PC)	0,67 ± 0,12	0,72 ± 0,33	0,73 ± 0,20	0,71 ± 0,30	0,1876	0,9697
Tx_Fz passivo (PC/s)	47,67 ±12,13	23,98 ±12,68	46,6 ±14,87	27,14 ±14,11	0,8687	0,60436
Cadência (passos/m)	115 ± 0,08	119 ± 0,09	116 ± 0,12	117 ± 0,04	0,594900	0,761200

NOTA: GNU = Grupo Não Usuárias
GU = Grupo Usuárias

Os valores de comparação das mesmas variáveis entre as duas condições (descalço e calçado com o anabella) dentro de cada grupo (GNU e GU) estão na **Tabela 11.**

Tabela 11 – Apresentação dos valores de p da comparação entre as condições para cada um dos grupos GNU e GU (* p < 0,05)

Variáveis	p-valor	
	Descalço X Salto	
	GNU	GU
T apoio (s)	0,2899	0,2371
Fz 1 (PC)	0,183	0,3169
Fz 2 (PC)	0,2716	0,4096
Tx_Fz 1 (PC/s)	0,6295	0,4778
Fz min (PC)	0,8589	0,5147
Tx_Fz 2 (PC/s)	0,0844	0,2359
Fz passivo (PC)	0,594	0,7469
Tx_Fz passivo (PC/s)	**0,0077***	**0,0245***
Cadência (passos/m)	0,0601	0,1614

NOTA: GNU = Grupo Não Usuári
GU = Grupo Usuárias

Com relação ao coeficiente de variabilidade da Força Reação do Solo vertical, o grupo de não usuárias na condição descalça apresentou CV = 0,088 ± 0,060 e na condição calçada CV = 0,080 ± 0,022, e o grupo de usuárias apresentou na condição descalça CV = 0,059 ± 0,015 e calçada CV = 0,064 ± 0,017. Observa-se, assim, pouca variabilidade entre as cinco tentativas feitas em cada condição.

Destacamos, a partir destes dados, que houve uma diferença estatística significante entre os grupos para o tempo de apoio total que se apresentou inferior no grupo usuárias nas duas condições. Entretanto, a diferença não aconteceu dentro de cada grupo. A cadência nos dois grupos e nas condições descalça e calçada não foram diferentes estatisticamente, eliminando a possibilidade dessas diferenças serem devido à velocidade.

O grupo de usuárias também apresentou valores menores que o grupo de não usuárias para a variável força vertical mínima nas duas condições, indicando uma maior deflexão da curva no grupo usuária. Já entre as condições descalça e calçada com salto de solado rígido anabella dentro de cada grupo não houve diferença significativa.

As variáveis primeiro e segundo pico da força vertical, não mostraram diferença significativa, porém os valores, tanto para o primeiro pico como para o segundo pico, foram maiores na condição calçada com o salto de solado rígido em ambos os grupo.

Nota-se, também, que embora não tenha apresentado diferença significante em nenhuma condição ou entre os grupos, o pico passivo aparece em ambos os grupos nas duas condições.

A taxa de crescimento do segundo pico de força vertical mostrou diferença na condição descalça que foi maior para o grupo usuária, porém na condição calçada esta variável denota um p - valor marginalmente significativo, ou seja, superior para este mesmo grupo. Já a taxa de crescimento do pico passivo mostrou-se maior na condição descalça que na condição calçada para ambos os grupos, não usuárias e usuárias.

6 DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do calçado de salto alto na postura dos membros inferiores, no arco longitudinal medial dos pés e na marcha de adolescentes ente 13 a 20 de idade. Neste estudo, encontramos significantes modificações em vários dos ângulos posturais estudados, tanto na comparação entre as condições descalça com a calçada com o salto anabella como também na comparação entre os grupos não usuárias e usuárias, além do arco longitudinal medial, que se mostrou diferente entre os grupos. Da mesma forma, encontramos modificações causadas pelo salto anabella em algumas condições para as variáveis estudadas da marcha.

A amostra selecionada para cada um dos grupos neste projeto se mostrou homogênea estatisticamente nas variáveis antropométricas: idades, altura, peso e Índice de Massa Corpórea (IMC).

Com relação ao hábito de usar calçados de salto alto, observamos que, a maioria das adolescentes deste estudo faz uso de calçados de salto alto em algum dia na semana, mesmo as adolescentes do grupo não usuária. No entanto, a freqüência de uso das adolescentes deste grupo é baixa não sendo determinada pela literatura como uma freqüência suficiente para que ela seja uma usuária.

6.1 Análise Postural

O estudo das variáveis posturais da coluna lombar, da pelve e dos membros inferiores, das adolescentes deste estudo mostrou que o calçado de salto alto anabella

é um fator causador de diferenças nos parâmetros posturais após seu uso e entre os grupos não usuárias e usuárias.

Encontramos grande dificuldade em comparar os resultados deste estudo com os dados da literatura, já que a grande maioria dos trabalhos envolvendo calçados de salto alto foi realizada em mulheres já na fase adulta e não na fase de crescimento, como a população estudada pelo presente estudo. Além disso, encontramos com maior freqüência estudos posturais qualitativos e não quantitativos[49,130].

O ângulo da lordose lombar mostrou ser diferente entre os grupos e entre as condições, embora ambos tenham apresentado, na condição descalça uma postura de hiperlordose lombar com uma média de 62º ± 4,30º para o grupo de adolescentes não usuárias e 40º ± 5,30º para o grupo de usuárias, que apresentaram um ângulo de hiperlordose mais acentuado que as não usuárias. No entanto, com a colocação do salto as não usuárias inverteram a postura da coluna lombar adquirindo uma retificação da lordose com uma média de 79º ± 3,20º, já as adolescentes usuárias apenas aumentaram a hiperlordose lombar para uma média de 38º ± 4,10º.

Existem muitas controvérsias na literatura com relação à postura assumida pela coluna lombar quando influenciada pelo salto alto, assim como com a postura da pelve.

Autores como Opila et al[35], Bendix et al[131], Franklin et al[132], descreveram a ocorrência de uma diminuição da lordose lombar com o aumento da altura dos saltos, na postura estática, assumindo a postura de retificação lombar, apesar de algumas diferenças metodológicas mas em condições experimentais semelhantes. Segundo esses autores a adaptação corporal causada pelo salto alto, que provoca a retificação da lordose lombar, ocorre devido a uma retroversão pélvica, o que impossibilita

qualquer indício de hiperlordose lombar. Já De Lateur et al[58], Snow e Williams[104] e Lee et al[133] encontraram uma diminuição não significativa na lordose lombar.

As conclusões desses autores corroboram com os achados encontrados por nós com relação ao grupo de não usuárias que mostraram a retificação da lordose lombar. Acreditamos que a retificação tenha ocorrido nessas adolescentes por uma compensação postural em busca do equilíbrio, uma vez que, o salto alto ao deslocar o centro de gravidade anteriormente, causa certo desequilíbrio postural e, para retomá-lo, é possível que as adolescentes utilizem uma estratégia compensatória assumindo uma postura de retificação lombar. No entanto, o grupo usuárias mostra resultados diferentes dos encontrados pelos esses autores, uma vez que aumentaram a lordose lombar. Fato que talvez ocorra, exatamente, porque o grupo já faz uso crônico deste calçado e sua influência ao longo do tempo acabou gerando uma adaptação da coluna lombar em hiperlordose. Esse achado é corroborado pelos estudos de Nasser[134] Kulthanan et al[135] e Snow et al[136], ao descreverem que o calçado de salto alto aumenta a lordose lombar.

A postura assumida pela coluna lombar está diretamente relacionada com a postura da pelve e por isso a literatura descreve as modificações da lordose lombar juntamente com as ocorridas no segmento pélvico. Assim observamos, que as adolescentes estudadas apresentaram um ângulo pélvico na condição sem o calçado de anteversão pélvica acompanhada da hiperlordose lombar, como descrito anteriormente, tanto para o grupo de não usuárias como para as usuárias. No entanto, as usuárias mostram um ângulo de antervesão mais acentuado. Ao permanecer com o calçado de salto as adolescentes não usuárias assumiram um padrão compensatório com uma inversão na postura da pelve, posicionando-a em retroversão. Acreditamos

que isso tenha ocorrido pelo fato de que o salto alto desloca o centro de gravidade anteriormente e, com isso, existe a necessidade dessa adolescente de retomar o equilíbrio e, para isso ela acaba por inclinar a pelve posteriormente, da mesma forma que aconteceu com a retificação lombar, esse dado corrobora com os encontrados por Manfio et al[117] e Franklin et al[132].

Esses autores concluem em seus estudos que os calçados com salto alto reduzem a anterversão pélvica e a condição descalça aumentaria este ângulo[117], no entanto, estudaram o efeito agudo deste tipo de calçado, da mesma forma que o presente estudo no grupo não usuárias. Porém, o grupo usuárias apresentou um resultado diferente, foi observado que o ângulo de anteversão aumentou com a permanência do salto alto, o que nos leva a reflexão de que essas, por já serem usuárias deste tipo de calçado, mantêm uma postura adaptativa em anteversão, por terem o centro de gravidade já deslocado anteriormente pelo tempo de uso prolongado do salto. Como também encontrado nos estudos de Nasser[134], Kulthanan et al[135] e Snow et al[136].

O ângulo do joelho para flexão e extensão não se mostrou diferente entre as condições e nem entre os grupos, resultado obtido também por Aguiar e Freitas[137] e Iunes et al[138].

Como já esperado, o ângulo tíbio társico com relação à dorsiflexão e flexão plantar se mostrou diferente entre as condições. Uma vez que o salto alto posiciona o tornozelo em flexão plantar, encontramos na condição descalça uma média de 94,72º ± 2,99º no grupo não usuárias e 84,61 ± 3,20 para as usuárias, e com o salto este valor aumentou para uma média de 112,08º ± 5,75º e 112,25º ± 4,92º respectivamente. Já entre os grupos encontramos um valor significantemente

diferente apenas na condição descalça, onde o grupo de usuárias e não usuárias possuem um valor menor que 90º, porém as usuárias apresentam um valor menor que as não usuárias. Possivelmente, em função do tempo de uso do calçado de salto alto e a constante manutenção do deslocamento do centro de gravidade anteriormente, as usuárias, mesmo quando não estão com o salto, continuam com o centro de gravidade deslocado anteriormente, reduzindo o ângulo tíbio társico.

O ângulo frontal do membro inferior apresentou-se com um valgo na condição sem o calçado para ambos os grupos e após a permanência com o calçado anabella, esse valor de valgismo aumentou significantemente, com exceção do joelho esquerdo que, no grupo usuárias, após a introdução do salto foi marginalmente diferente, mostrando com isso uma tendência a ser maior nesta condição.

Ambas adolescentes não usuárias e usuárias partiram de uma condição de valgo de joelho, sendo que o valgismo era mais acentuado nas usuárias e, com o calçado de salto alto, as adolescentes acentuaram o valgismo, no entanto, a variação foi maior nas não usuárias, aproximando os valores de valgo ente os grupos na condição com salto, o que justifica o fato das não usuárias e usuárias serem iguais com o uso do calçado. Isso indica que o uso freqüente deste calçado aumenta o valgismo de joelho, o que, segundo Horton e Hall[139], Hutchinson e Ireland[140] já é uma característica da postura de joelhos na mulher, assim como um ângulo Q maior.

Esta condição de valgo poderá provocar alterações biomecânicas, podendo, ao longo do tempo, nesta condição, gerar perda progressiva da cartilagem e dor em função da sobrecarga lateral no joelho[141].

Do ponto de vista dinâmico, esse ângulo aumentado pode elevar a intensidade do vetor de força lateral (valgo) [142,143,144]. E, com isso, potencializa a movimentação

lateral da patela, resultando em dor, que pode ser agravada quando os indivíduos flexionam a perna em atividades funcionais, como subir e descer escadas, ficar sentado por muito tempo, agachar, ajoelhar e, também, na realização de exercícios físicos. Além disso, deve haver sensação de crepitação, estalo e“falseio” do joelho.

As adolescentes não usuárias de nosso estudo apresentaram um ângulo Q de 12,50º ± 2,64 (D) e 12,23º ± 2,27 (E) na condição sem o calçado próximo do valor considerado normal (15º à 18º)[127]. Para as usuárias, o valor já se apresentou maior que o normal nesta mesma condição com 20,50º ± 3,54 (D) e 20,70º ± 3,13 (E), mostrando que as adolescentes deste grupo, mesmo quando não estão sob o efeito agudo do salto alto, já possuem um valgismo de patela. Após o uso do calçado ambos os grupos apresentaram esse ângulo aumentado significantemente, no entanto, novamente como ocorre com o valgismo do joelho o aumento foi maior no grupo não usuárias com 18,51º ± 2,42 (D) e 17,85º ± 2,32 (E) enquanto que no grupo usuárias o aumento foi para 23,68º ± 3,26 (D) e 22,00º ± 2,80 (E). Assim observamos que o ângulo aumentou, mas com variação menor que para as não usuárias, isso porque o valgismo nessas usuárias já é maior sem o salto. E, mesmo havendo uma variação maior deste ângulo no grupo não usuárias, os grupos continuam sendo diferentes estatisticamente ao colocar o salto anabella.

O aumento dos ângulos acima citados (ângulo frontal do membro inferior e ângulo Q) pela influência do calçado de salto alto e seu uso freqüente, são fatores que podem desencadear a ocorrência de osteoartrite de joelho[42], assim como a instabilidade ligamentar e lesões meniscais, o que irá resultar em alterações funcionais da articulação do joelho.

Ao analisar a postura dos pés, observamos que tanto as usuárias do calçado de salto alto como as não usuárias apresentam uma postura em valgo (ângulo do retropé), na condição sem o calçado com 11,41º ± 4,39 (D) e 10,84º ± 3,68 (E) para as não usuárias, e 3,35º ± 3,10 (D) e 3,34º ± 2,97 (E) para as usuárias. Esses achados são semelhantes aos de outros pesquisadores, que encontraram valores entre 0º e 7º de valgo em crianças de 6 a 16 anos[145]. Observamos que o grupo de usuárias apresentou um valor de valgo menor que as não usuárias, significantemente. Este achado sugere que essas usuárias utilizaram uma estratégia compensatória de adaptação postural, posicionando, com o tempo de uso, os pés mais próximo de 0º para o ângulo do retropé, o que conseqüentemente, acabou resultando em um valor de varo maior para este grupo na condição calçada com - 4,76º ± 3,43 (D) e - 4,66º ± 3,51 (E). Isso pode explicar o fato de que, embora ambos os grupos, após a permanência com o calçado anabella, tenham modificado significantemente o ângulo do retropé, assumindo uma postura em varo, o grupo de usuárias mostrou um varo maior que as não usuárias.

Os calçados de salto alto mantêm uma postura de tornozelo e pé em posição de encurtamento de extensores e inversores, o que pode explicar a postura em varo assumida pelo retropé ao permanecer com o salto alto, na busca por uma melhor estabilização e equilíbrio. Além disso, segundo Gastwirth et al[41], o calçado de salto feminino apresenta uma limitação na pronação da articulação subtalar, o que, segundo esses autores, pode estar relacionado com o aparecimento de problemas em joelho, quadril e coluna lombar. Os achados destes autores corroboram com as descrições de Snow e Williams[36.] Esses, após estudarem o ângulo de pronação em calçados femininos com diferentes alturas de salto, apontaram a ocorrência de maior

pronação de retropé com uso de calçados com saltos baixo comparados com calçados de salto médios e altos. Segundo esses mesmos autores, a supinação mantida por longo tempo provoca distensão dos ligamentos do compartimento lateral do tornozelo e pé[36], o que acaba por aumentar a instabilidade desta articulação[146].

Nosso estudo e dados da literatura nos trazem a reflexão de que o uso constante dos calçados de salto alto, principalmente quando seu uso se inicia na fase de crescimento, poderá levar a um alinhamento postural inadequado dos pés, que acabará culminando em uma menor eficiência na mecânica do movimento.

6.2 Confiabilidade

Os estudos realizados com a fotogrametria tem mostrado boa confiabilidade, especialmente na confiabilidade intra-avaliador em momentos diferentes e com avaliadores diferentes em uma mesma foto[147].

6.2.1 Análise da Reprodutibilidade

Em nosso estudo encontramos, em ambos os grupos para a maioria dos ângulos estudados, confiabilidade excelente e, para alguns ângulos confiabilidade muito bom, o que também foi observado por Iunes[125], com diferença apenas para o ângulo da coluna lombar onde obteve-se baixa confiabilidade. Além disso, essa autora descreve ainda que os ângulos propostos para avaliação da posição dos pés em normal, valgo ou varo, não foram confiáveis e por isso não deveriam ser utilizados. No entanto, encontramos na literatura a descrição de Watson e Mac Donncha[107] e Iunes[125] que

encontraram boa confiabilidade para o ângulo da coluna lombar, porém esse achado se deve a análise qualitativa por fotos deste ângulo.

6.2.2 Análise da Repetibilidade

Em nossa análise observamos que apenas o ângulo da lordose lombar, para ambos os grupos, não apresentou confiabilidade excelente e o ângulo frontal do membro inferior (D) e o ângulo Q (D) na, condição descalça, que apresentaram confiabilidade aceitável, diferente dos resultados encontrados por Iunes[125], que obteve baixa confiabilidade em ângulos diferentes deste estudo. Além disso, Iunes descreve que a repetibilidade do método está sujeita a erros com poucos ângulos com excelente confiabilidade. No entanto, isso não foi evidenciado por nós, uma vez que, encontramos tanto para a análise de reprodutibilidade como para análise de repetibilidade, na maioria dos ângulos, excelente confiabilidade, demonstrando que este é um método confiável de avaliação postural quantitativa.

6.3 Análise da Impressão Plantar

As adolescentes do grupo usuárias mostraram uma largura de arco longitudinal medial estatisticamente menor que as não usuárias, o que poderia sugerir um pé cavo para o grupo usuárias, no entanto, ao analisar o ICS encontramos uma classificação de pés intermediários para o grupo não usuárias e de pés normais para as usuárias. Nossos achados foram diferentes dos encontrados por Shimizu e Paul[148], onde foi avaliada a altura do arco longitudinal medial de 16 jovens mulheres sadias. Neste

estudo, elas usaram saltos de diferentes alturas (variando de 0 a 40 milímetros) e foi verificado que, quanto maior o salto menor a prevalência de pé plano. Isto quer dizer que houve um aumento na altura do arco longitudinal medial nestes sujeitos. Uma hipótese para nosso achado é que, talvez, o calçado de salto alto usado durante a fase de crescimento por essas usuárias possa ter antecipado a formação de um arco com valor normal e as não usuárias, como não tiveram esse fator externo interferindo nessa formação, ainda não atingiram um valor considerado normal.

Essa hipótese pode ser sustentada pela afirmação de Asher[12] quando diz que as meninas alcançam força muscular máxima dos músculos tibial posterior, fibular longo e curto, flexor longo do hálux, flexor longo dos dedos, e abdutor longo do hálux mais precocemente quando comparadas aos meninos, apresentando esses arcos mais rebaixados que as meninas na mesma faixa etária devido a uma menor força desses músculos. O calçado de salto alto pode ter favorecido a formação do arco longitudinal medial caracterizando pés normais, sendo maior que os pés intermediários das não usuárias. Porém, esse aumento nas usuárias não foi suficiente para resultar em pés cavos.

6.4 Análise da Marcha

Os resultados deste estudo mostraram que as adolescentes usuárias de calçados de salto alto reduziram o tempo de apoio total durante a marcha. Esse resultado foi diferente dos encontrados por Wang et al[91], que encontraram um tempo de apoio total maior com o salto alto, a justificativa usada por esses autores para esse resultado, foi à ocorrência de uma estratégia compensatória em função da

instabilidade. No entanto, os autores não diferenciaram o grupo de usuárias e não usuárias de salto alto. Outro fator de igual importância foi a não padronização da faixa etária, sendo que os sujeitos deste estudo não estavam mais na fase de crescimento, como as voluntárias do presente estudo.

Acreditamos que a diminuição do tempo de apoio total nessas usuárias seja em função de um mecanismo compensatório, com isso, ocorreu uma acomodação mais rápida do pé na tentativa de manter a estabilidade durante a marcha, possivelmente em função de uma perturbação na estabilidade articular que pode ser causado pela redução na área de suporte do salto[78,87,88,89]. Além disso, solado grosso e rígido, como o calçado freqüentemente utilizado pelas adolescentes, compromete a propriocepção[149] e, conseqüentemente, a estabilidade articular. Neste quadro, segundo Sekizawa et al[150], a percepção da posição de dorsiflexão é a mais afetada. Com tudo, na tentativa de melhorar a estabilidade articular durante a marcha, maior demanda poderá ser imposta ao sistema muscular.

Outro fator que pode igualmente influenciar tanto no conforto dos pés como na marcha é o material utilizado na confecção dos calçados[151,152]. Segundo Nurse et al[151] a introdução de texturas macias nos calçados pode melhorar o conforto dos pés e mudar parâmetros da marcha, em função dessas texturas agirem sobre o feedback sensorial da planta dos pés, que afeta a atividade dos músculos da extremidade inferior. Esses tiveram diminuição da atividade elétrica especificamente do soleus e do tibial anterior na fase de apoio durante a marcha. O contrário disto pode ocorrer ao usar os calçados de solados rígidos citados anteriormente.

Uma vez que o tempo de apoio total foi menor tanto na condição descalça como calçada e não apresentou diferença significante entre as condições para o grupo de

usuárias, é possível sugerir que, talvez, o tempo de uso do salto alto tenha levado essas usuárias a adaptarem seu padrão de marcha ao longo do tempo na busca pela estabilidade.

O tempo de apoio pode ser influenciado pela velocidade de deslocamento do corpo. Esta, por sua vez, está diretamente relacionada com o comprimento de passada (amplitude) e a freqüência das passadas (cadência)[153]. No presente estudo, a cadência nas duas condições dos dois grupos não foi diferente estatisticamente e como a velocidade, que é um dos fatores que pode influenciar na Força Reação do Solo vertical[154,155], está diretamente relacionada com a freqüência de passos (cadência), pode-se dizer que não houve diferença na velocidade entre o grupo de não usuária e usuária do salto alto e, portanto, não foi este o fator que determinou as mudanças observadas no tempo de apoio total.

O estresse no sistema ósteo-mio-articular causado pela utilização dos calçados de solado grosso e rígido[149] interfere diretamente na biomecânica da locomoção, aumentando, com isso, o primeiro e o segundo pico de força vertical significativamente[35,36,37,78,86]. Fato este que, de acordo com Vianna e Greve[156] e Sekzawa et al[150], talvez ocorra em função do aumento do braço de alavanca resistente no tornozelo e conseqüente desestabilização da articulação. Entretanto, os resultados do presente estudo comportaram-se de forma diferente dos encontrados por esses autores; mostraram aumento do primeiro e segundo picos da força vertical, porém, não houve diferença estatística comparando a condição descalça com a calçada.

Contudo, estudos prévios[35,36,37,78,86] que encontraram aumento significante dessas variáveis, não foram realizados com a mesma população que o presente

estudo. E sua maioria discute o efeito agudo do calçado de salto sobre essas variáveis, que podem não ter a mesma resposta que com o uso crônico, tal como as usuárias do presente estudo.

Outra variável que revelou diferença significativa foi à menor força vertical, que durante a marcha normal representa a distribuição de forças pela área do pé, diminuindo a força vertical que está associada à eficiência do movimento da perna livre, ou seja, a fase de balanço do membro contralateral[90]. Neste momento, a atividade muscular do membro inferior contribui para essa redução da força vertical.

No presente estudo, a menor força vertical se apresentou menor no grupo de usuárias, tanto na condição descalça como na calçada, fato este que talvez tenha ocorrido em função de uma resposta muscular compensatória do membro inferior em apoio pela necessidade de uma maior eficiência na absorção do impacto, considerando que, segundo Winter [90], quanto menor o valor do Fz min maior será a absorção de energia pela atividade muscular. E, nessas adolescentes usuárias, essa resposta muscular pode ser favorecida por um possível aumento da atividade elétrica presente nesses músculos. Esse raciocínio pode ser explicado através da relação entre este achado e os encontrados por alguns autores[35,157,158], que evidenciaram em seus estudos, maior atividade eletromiográfica dos músculos dos membros inferiores, principalmente o tríceps sural e quadríceps femoral de mulheres que usam com freqüência salto alto, o que, segundo Opila-Correia[35] e Opila-Correia et al[37], ocorre pelo deslocamento anterior do centro de gravidade causado pelo uso desses caçados.

Uma vez que a taxa de crescimento do segundo pico é a razão do segundo pico pelo tempo necessário para atingi-lo, a partir da menor força vertical, o menor valor da menor força vertical encontrado no grupo de usuárias, provavelmente explica a

diferença significante encontrada na taxa de crescimento do segundo pico neste mesmo grupo. Este se apresentou maior na condição descalça. No entanto, foi marginalmente diferente na condição calçada, levando a sugestão de que o calçado anabella com solado rígido pode não favorecer a propulsão, podendo esta ser particularmente prejudicada, mesmo que a usuária assuma uma estratégia compensatória no padrão biomecânico intrínseco.

Vale ressaltar que, no presente, estudo foi observado a presença do pico passivo (Fz passivo), não apenas na condição descalça, que já era esperado, mas também com o calçado, porém, sem diferença estatística. Este mesmo fato também foi observara por Sacco et al[86] e Hong et al[120] e representa a acomodação dos tecidos moles ao contato do calcanhar com o solo, mostrando a importante sobrecarga que o aparelho locomotor recebe e deve amortecer durante as tarefas de locomoção. Dessa forma, não é esperado que este pico passivo surja durante a marcha com calçado.

O surgimento do pico passivo com o calçado anabella pode descrever que, embora este calçado tenha amenizado a sobrecarga imposta ao aparelho locomotor, esta ainda está presente. Além disso, a taxa de crescimento do pico passivo (Tx Fz passivo) mostrou-se significativamente menor com o calçado, tanto para as não usuárias como para as usuárias.

O padrão normal da marcha depende principalmente do amadurecimento do sistema de controle motor, que se estabelece entre 3 a 4 anos de idade[153], e mudanças de crescimento e desenvolvimento, juntamente com as atividades desenvolvidas durante este período, influenciam no sistema musculoesquelético. Além disso, durante a puberdade ocorrem um aumento de peso em função tanto do crescimento e desenvolvimento geral do corpo como, e principalmente, pelo aumento nos depósitos

de gordura, por uma maior atuação do estrógeno e da progesterona[159]. Considerando que essas mudanças e adaptações se estendem até o final da puberdade, a maturidade completa, com relação aos vários parâmetros corporais, só é finalizada por volta dos 20 anos de idade[160]. Este fato torna a fase de crescimento o momento no qual se encontram as adolescentes deste estudo, crucial para se definir um padrão de marcha eficiente, uma vez que essas mudanças e adaptações normais para esta fase podem ser influenciadas por fatores externos como os calçados, incluindo os de salto alto.

Portanto, é importante que essa população receba especial atenção nas discussões a respeito de fatores que podem interferir nos parâmetros normais da marcha, assim como dos mecanismos compensatórios assumidos em função desses fatores que, com o tempo, podem se tornar prejudiciais ao sistema ósteo-mio-articular, resultando em disfunções e comprometimentos funcionais, como encontrado por Hong et al[120], Kerrigan, Todd e Riley[42], Yung-Hui e Wei-Hsien[78].

Apesar de alguns estudos mais recentes discutirem possíveis benefícios trazidos pelo uso dos calçados de salto alto, como uma maior ativação muscular em membros inferiores, levando a uma diminuição da pressão venosa e conseqüentemente melhorando o bombeamento sanguíneo[161], a grande maioria dos trabalhos abordam as alterações causadas pelo seu uso constante. A diminuição da pronação da articulação subtalar que leva a sobrecargas no tornozelo[79], a hiperextensão de joelho durante o final do apoio simples, gerando sobrecarga nesta articulação[117], além do aumento no pico de pressão suportado pelo hálux, levando a dores na região anterior do pé, em membros inferiores e em coluna lombar[76], são apenas algumas das alterações já difundidas sobre os malefícios do uso de sapatos de salto alto.

7 CONCLUSÃO

Este estudo mostrou que o calçado de salto alto, especialmente o anabella influencia de forma negativa tanto a postura da coluna lombar, pelve e membros inferiores quanto à marcha de meninas na fase de crescimento.

Com relação aos ângulos posturais concluímos que:

- O uso prolongado de calçados de salto alto, ou seja, o uso crônico deste calçado, usado desde a adolescência, causa aumento da lordose lombar e posiciona a pelve em anteversão;
- Por manter o centro de gravidade anterior, o calçado de alto causa, ao longo do tempo de uso, adaptações posturais que fazem com que as usuárias, mesmo quando não estão com o calçado, mantenham a anteriorização do centro de gravidade e permaneçam com o ângulo tíbio társico menor que 90º;
- A postura dos joelhos no plano frontal, assim como o ângulo Q, torna-se valgo com o uso do salto alto;
- O uso crônico do salto alto causa postura de varo em retropé.

Com relação à impressão plantar concluímos que:

- Os pés das usuárias de calçado de salto alto apresentam um arco longitudinal medial normal, segundo o índice de Chippaux-Smirak.

Com relação ao estudo da marcha:

- Os resultados deste estudo apontam que as adolescentes usuárias deste tipo de calçado, por estarem mais expostas a sobrecargas no sistema osteo-mio-articular que as não usuárias, desenvolvem uma estratégia compensatória que possa lhes proporcionar um padrão de marcha mantendo a estabilidade e a eficiência na locomoção. Para isso, essas usuárias modificam alguns parâmetros da Força Reação do Solo vertical, com o tempo de apoio total e força vertical mínima, que foram menores no grupo usuárias em ambas condições, a taxa de crescimento do segundo pico de força vertical na condição descalça, que foi maior para o grupo usuária e a taxa de crescimento do pico passivo, que foi maior na condição descalça para ambos os grupos.

Pode-se dizer, então, que o calçado de salto alto tipo anabella parece comprometer o alinhamento postural e a biomecânica normal da marcha, levando a mecanismos compensatórios que, por ocorrerem na fase de crescimento, podem causar com, o tempo de uso, futuros problemas como algias e disfunções musculares e articulares que poderão resultar em limitações funcionais.

Considerando que a população alvo do presente estudo foram meninas em fase de crescimento, as detecções desses dados posturais e biomecânicos podem dar suporte a procedimentos terapêuticos e especialmente preventivos nesta população.

São sugeridos estudos futuros, do tipo longitudinal, com o intuito de acompanhar essas adolescentes usuárias de calçados de salto alto até a fase adulta para melhor abordar as adaptações posturais e alterações da marcha.

8 ANEXOS

ANEXO 1

FICHA DE AVALIAÇÃO

Data da Avaliação:

Nome:

Data de nascimento: **Idade:**

Raça: ( ) Branca ( ) Negra ( ) Amarelo ( ) Outros

Escola:

Série escolar:

HMA:

HPP:

Peso: **Altura:** **IMC:**

Prática de atividade física:

( ) sim ( ) não

Tipo: **No de vezes por semana:**

Horas por semana:

Postura de dormir:

Postura de sentar:

Grau de desconforto:

( ) 0 ( ) 1 ( ) 2 ( ) 3 ( ) 4 ( ) 5 ( ) 6 ( ) 7 ( ) 8 ( ) 9 ( ) 10

ANEXO 2

HOSPITAL DAS CLÍNICAS
DA FACULDADE DE MEDICINA
DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

APROVAÇÃO

A Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 25.05.06, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº **236/06**, intitulado: "Caracterização postural e marcha dinâmica de adolescentes usuárias de calçados de saltos altos" apresentado pelo Departamento de **FISIOTERAPIA,FONOAUDIOLOGIA E TERAPIA OCUPACIONAL** inclusive o termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar à CAPPesq, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196, de 10.10.1996, inciso IX. 2, letra "c")

Pesquisador(a) Responsável: **Profa. Silvia Maria Amado João**
Pesquisador (a) Executante: **Sra. Patrícia Angélica de OLiveira Pezzan**

CAPPesq, 25 de Maio de 2006.

PROF. DR. EUCLIDES AYRES DE CASTILHO
Presidente da Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa

Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa do HCFMUSP e da FMUSP
Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
Rua Ovídio Pires de Campos. 225, 5º andar - CEP 05403 010 – São Paulo – SP
Fone: 011 - 30696442 fax : 011 - 3069 6492 – e-mail : cappesq@hcnet.usp.br / secretariacappesq2@hcnet.usp.br
fe

ANEXO 3

Caracterização das adolescentes usuárias ou não de calçados de salto alto

Nome:

Idade: Data de nascimento:

Série escolar:

Endereço:

Telefone para contato:

1 - Você faz uso de sapatos de saltos altos:

( ) sim ( ) não

2 – Caso use, qual o tipo de sapatos você usa com mais freqüência:

( ) sapatos com saltos fino

( ) sapatos com saltos grosso

( ) sapatos com saltos anabela

( ) sapatos com plataformas

3 – Qual a altura, em cm dos saltos destes sapatos que você usa com mais freqüência, caso use sapatos com plataformas, qual a altura da plataforma na frente e atrás nos saltos dos sapatos?

4 – Estes sapatos que você usa com mais freqüência é mais parecido com qual dessas figuras, circule a figura correspondente?

5 – Quantas vezes por semana você os usa?

6 – Quantas horas nestes dias você permanece com os sapatos?

7 – Há quanto tempo você faz uso de sapatos de saltos altos?

( ) dias, quantos?

( ) meses, quantos?

( ) anos, quantos?

Comentários:

ANEXO 4

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Prezados pais e/ou responsáveis,

Somos do Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional da Universidade de São Paulo e iremos realizar um trabalho para compreender melhor a postura física de adolescentes com idade entre 13 a 20 anos, usuárias de calçados de saltos altos.

Para isso estamos pedindo sua autorização para que sua filha participe deste trabalho, que possui objetivos científicos. Serão realizados os seguintes procedimentos:

a) As adolescentes responderam um questionário, sobre seus hábitos ou não do uso de calçados de saltos altos e responderão perguntas sobre possíveis doenças e lesão que já tiveram ou que sejam ainda portadoras, sobre o nível de atividade física (como a prática de esportes) e sobre possíveis desconfortos que essas possam sentir em função destes calçados;

b) Serão medidos o peso, altura e calculado o Índice de Massa Corpórea das adolescentes, além disso, faremos uma mensuração do comprimento de seus membros inferiores e um teste de flexibilidades da coluna;

c) Será medida a impressão plantar das adolescentes, ou seja, como o pé está apoiado no chão para classificar qual é o tipo de pé da adolescente;

d) As adolescentes serão submetidas a um método de avaliação postural onde serão tiradas fotos das mesmas que irão participar deste estudo e cujos pais tiverem autorizados, essas fotos serão sigilosas e usadas apenas para fins acadêmicos. Para a

coleta desses dados serão necessários o uso de roupa de banho como biquíni, que a adolescente deverá trazer de casa, sendo este o único fator de desconforto e de um calçado de salto alto que será pré determinado e serão demarcados pontos anatômicos no corpo da mesma com adesivos de papel.

e) Serão submetidas também a uma análise da marcha onde as mesmas caminharão sobre uma plataforma que irá medir a força de reação do chão sobre o pé, para analisarmos se a marcha está comprometida.

Realizaremos um "Dia da Postura", onde todas as adolescentes, pais e funcionários da escola assistirão a uma aula sobre coluna e postura e receberão orientações sobre essas. Será realizada uma reunião com os pais ou responsáveis das adolescentes que apresentarem importantes desvios posturais para orientações específicas. As mesmas serão encaminhadas para a clínica de fisioterapia da PUC, *campus* de Poços de Caldas – MG e/ou CDP – Centro de Docência e Pesquisa do Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional da Universidade de São Paulo para tratamento fisioterapêutico.

Estamos disponíveis para esclarecimentos e agradecemos a atenção.

Professora orientadora: Dra. Sílvia Maria Amado João

Fisioterapeuta pesquisadora: Patrícia Angélica de Oliveira Pezzan Branco

Telefones para contato: (11) 3091-7464 USP e cel. (35) 9133-3630 Patrícia.

PERMISSÃO PARA PARTICIPAÇÃO DO PROJETO DE PESQUISA

Estou ciente dos procedimentos envolvidos na pesquisa "Caracterização Postural das Adolescentes Usuárias de Calçados de Saltos Altos" e autorizo a participação de minha filha no projeto.

NOME: **RG:**

DATA DE NASCIMENTO DA ADOLESCENTE:

SÉRIE:

ASSINATURA DO PAI / MÃE OU RESPONSÁVEL:

ANEXO 5

Cartas de aceite das escolas onde o projeto será desenvolvido e carta de aceite do responsável pela Clinica de Fisioterapia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais *campus* Poços de Caldas – MG, para onde as adolescentes serão encaminhadas para tratamento fisioterapêutico.

9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Souza JL, Lemos TV, Luiz MMM. Método Mackenzie vs Williams: uma reflexão. Rev Fisioter Bras 2003; 4(1): 67-68.
2. Lewin R. Evolução humana. São Paulo - SP: Atheneu; 1999
3. Toni PM, Salvo CG, Marins MC, Weber LND. Etiologia humana: o exemplo de apego. Psico-USF 2004; 9(1): 99-04.
4. Borges FR, Almeida SJA. Locomoção humana: diretrizes terapêuticas com base nos conhecimentos evolutivos. Arq Ciênc Saúde 2004; 11(2): 72-5.
5. Shumway-Cook, A. Woollacott MH. Motor-Control: Theory and Practical Applications. Other Editions; 2000.
6. Kisner C and Colby LA. Exercícios Terapêuticos. São Paulo (SP): Editora Manole; 1987.
7. Ferrario VF, Sforza C, Tartaglia G, Barbini E, Michielon G. New television technique for natural head and body posture analysis. J Craniomandib Pract 1995; 13(4): 247-55.
8. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG. Múculos: Provas e Funções. 5ª ed. São Paulo (SP): Editora Manole; 1995.
9. Magee DJ. Orthopedic Physical Assessment. 3ª ed. Philadelphia. Editora Saunders Company; 1997.
10. Barbosa L, Braga ES, Frederico BR, Madeira JS. Prevalência de lombalgia em acadêmicos de fisioterapia no ambulatório de um hospital universitário. Rev Fisioter Bras 2002; 3(6): 372-73.

11. Neto FR. Avaliação postural em escolares de 1ª à 4ª série do 1º grau. Rev Bras Ciênc Mov 1991; 5(2): 7-11.

12. Asher C. Variações de postura na Criança. São Paulo (SP): Editora Manole; 1976.

13. Rodrigues RL, Barbanti VJ. Atividade esportiva e a criança. Principais lesões do aparelho locomotor. In: Conceição JAN. Saúde escolar: a criança, a vida e a escola. São Paulo (SP): Editora Sarvier; 1994.

14. Briguetti V, Bankoff ADP. Levantamento da incidência de cifose postural e ombros caídos em alunos de 1ª à 4ª série escolar. Rev Bras Ciênc Esporte 1986; 7(3): 93-7.

15. Rebelatto JR, Caldas MAJ, Vitta A. Influência do transporte do material escolar sobre a ocorrência de desvios posturais em estudantes. Rev Bras Ortop 1991; 26(11-12): 403-10.

16. Casarotto Ra, Liberti EA. Dados antropométricos de pré-escolares da cidade de São Paulo. Rev Fisioter Univ São Paulo 1994; 1(1).

17. Watson KD, Papageorgiou AC, Jones GT, Taylor S, Symmons DP, Slman AJ, Macforlane GJ. Low back in schoolchildren: occurrence and characteristics. Pain 2002; 97(1-2): 87-92.

18. Lafond D, Descarreaux M, Normand MC, Harrison DE. Postural development in school children: a cross-sectional study. Chiropr Osteopat 2007; 15:1. Available fron: URL: http://www.chroandosteo.com/content/ 20/10/2007

19. Murphy S, Buckle P, Stubs D. Classroom posture and self-reported back and neck pain in schoolchildren. Appl Ergon 2004; 35(2): 113-20.

20. Cardon G, De Clercq D, De bourdeaudhuji I, Breithecker D. Sitting habits in elementary schooldchildren: a traditional versus a “Moving school”. Patient Educ Couns 2004; 54(2): 133-42.

21. Viry P, Creveuil C, Marcelli C. Nonspecific back pain I children: a search for associated factors in 14-year-old schoolchildren. Rev Rhum Engl Ed 1999; 66(7-9): 381-8.

22. Balague F, Troussier B, Salminen JJ. Non-specific low back pain in children and adolescents: risk factors. Eur Spine J 1999; 8(6): 429-38.

23. Olsen TL, Anderson RL, Dearwater SR, Krisk AM, Cauley JA, Aoron Dj, La Porte RE. The epidemiology of low back pain in an adolescent population. Am J Public Healthy 1992; 82(4): 606-8.

24. Taimela S, Kujala VM, Saminen JJ, Viljanen T. The prevalence of low back pain among children and adolescents: a nation-wide, cohort-based questionnaire survey in Finland. Spine 1997; 22(10): 1132-6.

25. Cardon G, Balague F. Low back pain prevention’s effects in schoolchildren: what is the evidence? Eur Spine J 2004; 13(8): 663-79.

26. Parcells C, Stommel M, Hubbard RP. Mismatch of classroom furniture and student body dimensions: empirical findings and health implications. J Adolesc Health 1999; 24(4): 265-73.

27. Marschale M, Harrington AC, Steele JR. Effect of Work station design on sitting posture in young children. Ergonomics 1995; 38(9): 1932-40.

28. Fernandes M, Rodrigues LF, Barros JW, Shimano AC, Moreira FBR, Gonçalves FF, Amorim GS, Otoni NT, Hackenberg L, Hierholzer E, Pötzl W,

Götze C, Liljenqvist U. Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after anterior correction and fusion. Clin Biomech 2002; 18: 1-8.

29. Norkin CC, Levangie PK. Articulações: Estrutura e Função – Uma Abordagem Prática e Abrangente. In: Marcha. 2º ed. Rio de Janeiro (RJ). Editora Revinter; 2001.

30. López N, Albuquerque F, Santos M, Sánches M, Dominguez R. Evaluation and analysis of the footprint of Young individuals: A comparative study between football players and non-players. Eur J Anat 2005; 9(3):135-42.

31. Viladot A. "Malformaciones del dedo gordo" in Patologia del antepié. Barcelona. Ediciones Toray; 1981.

32. Morton DJ. Evolution of the Longitudinal Arch of the Human Foot. J Bone Joint Surg 1924; 6: 56-90.

33. Setian N. Endocrinologia Pediátrica: Aspectos Físicos e Metabólicos do Recém Nascido ao Adolescente. In: Saito MI. Padrões do Desenvolvimento Pubertário e suas Variações. 2º ed. Editora Savier; 2002.

34. Grimmer KA, Williams MT, Gill TK, M App Sc. The associations between adolescent head-on-neck posture, backpack weight, and anthropometric features. Spine 1999; 24(21): 2262 – 72.

35. Opila KA, Stephen SW, Stanley Schiowitz, Chen J. Postural Alignment in Barefoot and High-Heeled Stance. Spine 1988; 13(5): 542-47.

36. Snow RE, Williams KR. High heeled shoes: Their effect on center of mass position, posture, three-dimensional kinematics, rearfoot motion and ground reaction forces. Arch Phys Med Rehabil 1994; 75: 568-76.

37. Opila-Correia KA. Kinematics of high-heeled gait. Arch Phys Med Rehabil 1990; 71: 304-309.

38. Lateur BJ, Giaconi RM, Questad BA, Ko M, Lehmann JF. Footwear and posture: Compensatory strategies for heel height. Am. J. Phys. Med. Rehabil 1991; 70 (5): 246-54.

39. Júnior ASA, Freitas TM. Biomecânica da marcha e da postura com calçado de salto alto. Rev Fisioter Bras 2004; 5(3): 183-87.

40. Frey CMD. Foot health and shoewear. Clin Orthop Relat Res 2000; 372: 32-44.

41. Gastwirth BW, O`Brien TD, Nelson RM, Manger DC, Kinding SA. An electrodynographic study of foot function in shoes of varying heel heights. J Am Podiatr Med Assoc 1991; 81: 463-72.

42. Kerrigan DC, Todd MK, Riley PO. Knee ostearthitis and high-heeled shoes. The Lancet 1998; 351: 1399- 401.

43. Buehler VL. The Effect of various heights of heels upon erect body posture and an investigation of possible reasons [thesis]. Eugene, OR: University or Oregon; 1932.

44. Jang N, Kim Y. Human Physiology, 3ª Ed. Sumunsa, Seoul, Korea; 1998.

45. Yoe H. A Study on the Compability of Women´ Shoes [thesis]. Pusan University Pusan (Korea); 1994.

46. De Luca CJ. Low Back Pain: A Major Problem with Low Priority. J Rehabil Res Develop Oct 1997; 34(4): 7-8.

47. Pegoretti C. Adaptações das curvas da coluna vertebral na marcha em função da altura dos saltos dos calçados [tese]. São Paulo (SP). Universidade São Paulo; 2004

48. Penha PJ, Baldini M, João SMA. Spinal postural alignment variance according to sex and age in 7-and 8-year-old children. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics 2009; 32(2): 154-9.

49. Penha PJ, João SMA, Casarotto RA, Amino CJ, Penteado DC. Postural assessment of girls between 7 and 10 years of age. Revista Clinics 2005; 60(1): 9-16.

50. Gangnet N, Pomero V, Dumas R, Skalli W, Vital J-M. Variability of the spine and pelvis location with respect to the gravity line: a three-dimencional stereoradiographic study using a force platiform. Surg Radiol Anat 2003; 25(5-6): 424-33.

51. Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor-control: theory end practical applications. Maryland (USA): Lippincott Willamsand Wilkns 2001.

52. Christie HJ, Kumar S, Warren SA. Postural aberrations in low back pan. Arch Phys Med Rehabil 1995; 76(3): 218-24.

53. Zatsiorsky VM, Duarte M. Instant equilibrium point and its migration in standing tasks: rambling an trembling components of the stabilogram. Motor Control 1999; 3(1): 28-38.

54. Tanaka C, Farah EA. Anatomia Funcional das Cadeias Musculares. São Paulo (SP); 1997.

55. Rodriguez MD, Sacco ICN, Amadio AC. Estudo biomecânico do índice do arco longitudinal plantar em crianças de diferentes grupos experimentais. Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica; 1997; Campinas; Brasil.

56. Knoplich J. Enfermidades da Coluna Vertebral – Uma visão clínica e fisioterápica. 3ª Ed. São Paulo (SP): Robe Editorial; 2003.

57. Sá MR, Brandina K, Costa PHL, Rodriguez MD, Àvila AOV, Serrão JC, Amadio AC. Estudo descritivo de parâmetros antropométricos dos pés de crianças de 3 a 10 anos de idade. In: Anais do I Simpósio de Biomecânica do Calçado, Gramado; 2000.

58. Staheli LT, Chew DE, Corbett M. The longitudinal arch. J Bone Joint Surg 1987; 426-28.

59. Chen CH, Huang MS, Chen TW, Weng MC, Lee CL, Wang GJ. The correlation between selected measurements rrom footprint and radiograph of flatfoot. Arch Phys Med Rehabil 2006; 87: 235-40.

60. Cailliet R. Pé e Tornozelo. Síndromes Dolorosas. São Paulo (SP): Editora Manole; 1977.

61. Volpon JB. Footprint analysis during the growth period. J Pediatr Orthop 1994; 14(1): 83-5.

62. Rose JrD. Esporte e atividade física na infância e na adolescência: uma abordagem multidisciplinar. Porto Alegre (RS): Editora Artmed; 2002.

63. Donatelli R, Wolf SL. The Biomechanics of the Foot and Ankle. Philadelphia (FA) Davis Company; 1990.

64. Mortazavi J, Espandar R, Baghdadi T. Flatofoot in Children: How to Aproach? Iran J Ped 2007; 17(2): 163-70.

65. Napoli MMM. Pés Planos. In: Apostila Didática do I Curso sobre Ortopedia Pediátrica – Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo – Hospital das Clínicas – Instituto de Ortopedia. São Paulo (SP); 1991.

66. Echarri JJ, Forriol F. The development in footprint morphology in 1851 Congolese children from hurban and rural areas and the relationship between this and wearing shoes. J Pediatr Orthop 2003; 12(2): 141-6.

67. Rao UB, Joseph B. The Influence of Footwear on the Prevalence of Flat Foot. J Bone Joint Surg 1992; 74(4): 525-7.

68. Sachithananda MV, Joseph B. The Influence of Footwear on the Prevalence of the Flat Foot. J Bone Joint Surg 1995; 77(2): 254-7.

69. James SL, Bates BT, Osternig LR. Injuries to Runners. Am J Sports Med 1978; 6: 40-50.

70. Giladi M, Milgrom C, Stein M, Kashtan H, Margulies J, Chisin R, Steinberg R, Aharonson Z. The Low Arch, a Protective Factor in Stress Fractures. Orthop Rev 1985; 14: 709-12.

71. Simkin A, Leichter I, Giladi M, Stein M, Milgram C. Combined Effect of Foot, Arch Structure and an Orthotic Device on Stress Fractures. Foot Ankle 1989; 10: 25-9.

72. Fattah MMA, Hassanin MM, Felembane FA, Nassaane MT. Flat Foot Among Saudi Arabian Army Recruits: Prevalence and Risk Factors. East Mediterr Health J 2006; 12(1/2): 211-7.

73. Lees A, Klenerman L. Shock Absortion During Forefoot Running and its Relationship to Medial Longitudinal Arch Height. J Phys Ther Sci 2003; 15: 13-8.

74. Cashmere T, Smith R, Hunt A. Medial Longitudinal Arch of the Foot: Stationary Versus Walking Measures. Foot Ankle Int 1999; 20(2): 112-8.

75. Linder M, Saltzman CL. A history of medical scientists on high heels. Int J Health Serv 1998; 28: 201-25.

76. Réssio C. O Preço da Elegância [serial online] 2000. Available from: URL: http://www.sabido.com.br/artigo.asp .

77. Frey C, Thompson F, Smith J, Sanders M, Horstman H. American Orthopaedic Foot and Ankle Society Women's Shoe Survey. Foot Ankle 1993; 14: 78-81.

78. Yung-Hui L, Wei-Hsien H. Effects of shoes inserts and heel on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. Appl Ergon 2005; 36: 355-62.

79. Gastwirth BW et al. An electrodynographic study of foot function in shoes of varying heel heights. J Am Podiatric Med Assoc 1991; 81: 463-72

80. Linder M, Saltzman CL. A history of medical scientists on high heels. Int J Health Serv 1998; 28(2): 201-25.

81. Assaiante C, Woolacott M, Bernard A. Development of postural adjustment during gait initiation: kinematic and EMG analysis. J Mot Behav 2000; 32(3): 211-26.

82. Clarke TE, Frederick EC, Cooper LB. Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running. Int J Sports Med 1983; 4(4): 247-51.

83. Robbins SE, Hanna AM. Running related injury prevention through barefoot adaptations. Med Sci Sports Exerc 1987; 19: 148-56.

84. Ebbeling CJ, Hamill J, Crussemeyer JA. Lower extremity mechanics and energy cost of walking in high-heeled shoes. J Orthop Sports Phys Ther 1994; 19(4): 190-6.

85. Liu Y, Wang YT. Reliability of the kinetic measures under different heel conditions during normal walking. Meas Phys Educ Exerc Sci 2004; 8(1): 21-31.

86. Sacco ICN, Tessutti VD, Aliberti S, Hamamoto NA, Gomes DR, Costa MSX. Força reação do solo durante a marcha com uso do tênis e sandália plataforma Fisioterapia em Movimento 2007; 20(3): 55-62.

87. Eisenhardt JR, Cook D, Pregler I, Foehl HC. Changes in temporal gait characteristics and pressure distribution for bare feet versus various heel heights. Gait & Posture 1996; 4: 280-6.

88. Snijers CJ. Biomechanics of footwear Clin Podiatr Med Surg 1987; 4: 629-44.

89. Soames RW, Evans AA. Female gait patterns: the influence of footwear. Ergonomics 1987; 30: 893-900.

90. Winter DA. Biomechanics and Motor Control of Human Movement, Waterloo, Ontario, Canada, John Wiley & Sons, 1990.

91. Wang YT, Pascoe DD, Kim CK, Xu D. Force patterns of heel strike and toe off on different heel heights in normal walking. Foot Ankle Int 2001, 22(6): 486-92.

92. Gehlsen G, Braatz JS, Assmann N. Effects of heel height on knee rotation and gait. Human Movement Science 1986; 5: 149-55.

93. Ricieri DS. Fotogrametria Computadorizada: dos mapas geográficos à análise do movimento [serial online] 2001: URL: http:// www.biofotogrametria.com.br

94. Baraúna MA, Ricieri D. Biofotogrametria – Recurso Diagnóstico do Fisioterapeuta Revista Coffito 2004; 17° edição.

95. Tommaselli AMG, Silva JFC, Hasegawa JK, Galo M, Dal Poz AP. Fotogrametria: aplicações a curta distância. Revista Perfil Científico Educacional 1999; 147-59.

96. Fedorak, Christine MD, Ashworth, Nigel MBChB, MSc, FRCPC; Marshall, John BScPT, MSc; Paull, Heather DC. Reliability of the Visual Assessment of Cervical and Lumbar Lordosis: How Good Are We? Spine 2003; 28(16): 1857-9.

97. Normand MC, Harrison DE, Cailliet R, Black P, Harrison DD, Holland B. Reliability and measurement error of the BioTonix video posture evaluation system--Part I: Inanimate objects. J Manipulative Physiol Ther 2002; 25(4): 246-50.

98. Pereira OSA. A utilização da análise computadorizada como método de avaliação das alterações posturais: um estudo preliminar. Revista Fisioterapia e Movimento 2003; 16(2): 17-25.

99. Zepa I, Hermerinta K, Kovero O, Nissinem M, Könönem M, Huggare J. Association between thoracic kyposis, head posture and craniofacial morphology in young adults. Acta Odontol Scand 2000; 58: 237-42.

100. lundon KL, LI AMWY, Bibershtein S. Interrater and intrarater reliability in the measurement of kyphosis in postmenopausal womem with osteoporosis. Spine 1998; 23(18): 1978-85.

101. Youdas JW, Garrett TR, Harmsen S, Suman VJ and Carey JR**.** Lumbar lordosis and pelvic inclination of asymptomatic adults. Phys Ther 1996; 76(10): 1066-81.

102. Rodacki NCL, Fowler NE, Rodacki ALF, Birck K. Repeatability of measurement in determining stature in sitting and standing postures. Ergonomics 2001; 44(12): 1076-85.

103. Visscher CM, Boer W, Lobbezoo F, Habets LLMH, Naeije M. Is there a relationship between head posture and craniomandibular pain? J Oral Rehabil 2002; 29: 1030-36.

104. Johnson GM. The correlation between surface measurement of head and neck posture and the anatomic position of the upper cervical vertebrae. Spine 1998; 23(8): 921-27.

105. Tüzün C, Yorulmaz I, Cindas A, Vatan S. Low back pain and posture. Clin Rheum 1999; 18: 308-12.

106. Vegter F, Hage JJ. Standardized facial photography of cleft patients: just fit the gird? The cleft palate-cranif. J. Laurence 2000; 37(5): 435-440.

107. Watson AMS, Mac Donncha C. A reliable technique for the assessment of posture: assessment criteria for aspects of posture. J. Sports Med Phys 2000; 40(3): 260-70.

108. Kanatly U, Yetkin H, Cila E. Footprint and radiographic analysis of the feet. J Pediatr Orthop 2001; 21(2): 225-8.

109. Hawes MR, Nachbauer W, Sovak D, Nigg BM. Footprint parameters as a measure of arch height. Foot and Ankle 1992; 13(1): 22-6.

110. Urry SR, Wearing SC. The Accuracy of footprint contact area measurements: relevance to the design and performance of pressure platforms. The Foot 2001; 11:151-7.

111. Forril F, Pascual J. Footprint analysis between three and seventeen years of angle. Foot and ankle 1990; 11(2): 101 – 4.

112. Clarke HH. An objective method of measuring the height of the longitudinal arch in foot examinations. Research Quarterly 1933; 4: 99-107.

113. Amadio AC, Costa PHL, Sacco ICN, Serrão JC, Araújo RC, Mochizuki L, Duarte M. Introdução à análise do movimento humano – Descrição e aplicação dos métodos biomecânicos de medição. Rev Bras Fisiot 1999; 3 (2): 41-54.

114. Sacco ICN, Costa PHL, Denadai RC, Amadio AC. Avaliação biomecânica de parâmetros antrométricos e dinâmicos durante a marcha em crianças obesas. Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica 1997 de 28 a30 de Maio; Campinas; Brasil.

115. Amado-João SM. Métodos de Avaliação Clínica e Funcional em Fisioterapia. In: Sacco ICN, Amado-João SM. Bases Cinesiológicas, Biomecânica e Avaliação da Marcha. São Paulo (SP): Editora Guanabara Koogan; 2006.

116. Katoh Y, Chao EY, Laughman RK, Schneider E, Morrey BF. Biomechanical analysis of foot function during gait and clinical application. Clin Orthop Relat Res 1983; 177: 23-33.

117. Manfio EF, Vilarde Jr NP, Abrunhosa VM, Souza LV, Fernandez BM, Pereira RM. Alterações na marcha descalça e com sapato de salto alto. Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica 2003; 1: 87-9

118. Perry J. Análise da Marcha – Volume III – Sistemas de Análise de Marcha. In: Força Reação do Solo Análise Vetorial. São Paulo (SP): Editora Manole; 2004.

119. Smith LK, Weiss EL, Lehnkuhl LD. Cinesiologia Clínica de Brunnstrom. In: Postura em Pé e a Marcha. 5º ed. São Paulo (SP): Editora Manole; 1997.

120. Hong WH, Lee YH , Chen HC , Pei YC, Wu CY. Influence of heel height and shoe insert on comfort perception and biomechanical performance of young female adults during walking. Foot Ankle Int 2005; 26(12): 1042-8.

121. Baraúna MA, Adorno MLGR. Avaliação cinesiológica das curvaturas lombar e torácica das gestantes através do cifolordômetro e da fotogrametria computadorizada e sua correlação com a dor lombar. Rev Fisioter Bras 2001; 2(3): 145-55.

122. Barbosa SM, Arakaki J, Silva MF. Estudo do equilíbrio em idosos através da fotogrametria computadorizada. Rev Fisioter Bras 2001; 2(3): 189-96.

123. Dahl, MT: Limb length discrepancy. Pediatric Clinics of North America 1996; 43(4): 849 – 65.

124. Ferreira EAG. Postura e controle postural: desenvolvimento e aplicação de método quantitativo de avaliação postural [dissertação]. São Paulo(SP): Universidade de São Paulo – USP; 2005.

125. Iunes DH. Análise da confiabilidade inter e intra-examinador na avaliação postural pela fotogrametria computadorizada [dissertação]. Ribeirão Preto (SP): Universidade de São Paulo – USP; 2004

126. Kapandji IA. Fisiologia Articular. 5ed. São Paulo (SP): Editora Médica Panamericana; 2000.

127. Hamil J, Knutzen KM. Bases biomecânicas do movimento humano. São Paulo (SP): Editora Manole; 1999.

128. Tsung BYS, Zhang M, Fan YB, Boone DA. Quantitative comparison of plantar foot Shapes under different weight-bearing conditions. J Rehabil Res Dev 2003; 40(6): 517-26.

129. Esenyel M, Walsh KJG, Walden JG, Gitter A. Kinetics of high-heeled gait. J Am Podiatr Med Assoc 2003; 93(1): 27–32.

130. Martelli RC, Traebert J. Estudo descritivo das alterações posturais de coluna vertebral em escolares de 10 a 16 anos de idade. Rev Bras Epidemiol 2004; 9(1): 87-93.

131. Bendix T, Sorenson SS, Klausen K. Lumbar curve, trunk muscles and line of gravity with different heel heights. Spine 1984; 9: 223-27.

132. Franklin ME, Chenier TC, Brauninger L, Cook H, Harris S. Effect of positive heel inclination on posture. J Orthop Sports Phys Ther 1995; 21(2): 94-9.

133. Lee CM, Jeong EH, Freivalds A. Biomechanical effects wearing high heeled shoes. Int. J. Ind. Ergon., 28, 321 – 326, 2001.

134. Nasser JP, Mello SIL, Avila AOV. Análise do impulso em calçados femininos em diferentes alturas de salto. In: Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica 1997; 491-94.

135. Kulthanan T, Techakampuch S, Bed ND. A study of footprints in athletes and non-athletic people. J Med Assoc Thai 2004; 87(7): 788-93.

136. Snow RE, Willians KR, Holmes Junior GB. The effects of wearing high heeled shoes on pedal pressure in women. Foot Ankle 1993; 13(2): 85-92.

137. Aguiar JAS, Freitas TM. Biomecânica da marcha e da postura com calçado de salto alto. Fisioter Bras 2004; 5(3): 183-7.

138. Iunes DH, Monte-Raso VV, Santos CBA, Castro FA, Salgado HS. A influência postural do salto alto em mulheres adultas: análise por biofotogrametria computadorizada. Rev Bras Fisiot 2008; 12: 441-46.

139. Horton MG, Hall TL. Quadriceps femoral muscle angle: normal values and relationship with gender and selected skeletal measures. Phys Ther 1989; 69(11): 897-901.

140. Hutchinson MR, Ireland ML. Knee injuries in female athletes. Sports Med 1995; 19: 288-302.

141. Queiroz AAB, Navarro RD, Kubota MS. Correção da deformidade em valgo do joelho através da osteotomia cuneiforme de subtração supracondiliana do fêmur e utilização simultânea de enxerto autólogo do ilíaco. Rev Bras Ortop 1993; 28(5): 258-62.

142. Doucette SA, Goble M. The effect of exercise on patellar tracking in lateral patellar compression syndrome. Am J Sports Med 1992; 20(4): 434-40.

143. Loudon JK, Wiesner D, Goist-Foley HL, Asjes C, Loudon K,L. Intrarater reliability of functional performance tests for subjects with patellofemoral pain syndrome. J Athl Train 2002; 37(3): 256-61.

144. Aminaka N, Gribble PA. A systematic review of the effects of therapeutic taping on patellofemoral pain syndrome. J Athl Train 2005; 40(4): 341-51.

145. Sobel E, Levitz S, Caselli M, Brentnall Z, Tran M. Natural history of the rearfoot angle: preliminary values in 150 children. Foot Ankle Int 1999; 20(2): 119-25.

146. Sacco ICN, Melo MCS, Rojas GB, Naki IK, Burgi K, Silveira LTY, Guedes VA, Kanayama EH, Vasconcelos AA, Penteado DC, Takahasi HY, Konno G. Análise biomecânica e cinesiológica de posturas mediante fotografia digital: estudo de casos Rev Bras Ciênc e Mov 2003; 11(2): 25-33.

147. Iunes DH, Castro FA, Salgado HS, Moura IC, Oliveira AS e Bevilaqua-Grossi D. Confiabilidade intra e interexaminadores e repetibilidade da avaliação postural pela fotogrametria. Rev Bras Fisioter 2005; 9(3): 327-34.

148. Shimizu M, Paul DA. Effect of Heel Height on the Foot in Unilateral Standing. J Phys Ther Sci 1999; 11: 95-100.

149. Robbins SEE, Waked E. Balance and vertical impact in sports: role of shoe sole materials. Arch Phys Med Rehabil 1997; 78(12): 463-67.

150. Sekizawa K, Sandrey MA, Ingersoll CD, Cordova ML. Effects of shoe sole thickness on joint position sense. Gait & Posture 2001; 13(3): 221-28.

151. Nurse MA, Hulliger M, Wakeling JM, Nigg BM, Stefanyshyn DJ. Changing the texture of footwear can alter gait patterns. J Electromyogr Kinesiol 2005; 5(5): 496 – 506.

152. Voloshin AS, Loy DJ. Biomechanical evaluation and management of the shock waves resulting from high-heel gait: temporal domain study. Gait & Posture 1994; 2(2): 117-22.

153. Sutherland D. The development of mature gait. Gait & Posture 1997; 6(2): 163-70.

154. Cook T, Farrell K, Carey I, Gibbs J, Wiger G. Effects of restricted knee flexion and walking speed on the vertical ground reaction force during gait. J Orthop Sports Phys Ther 1997; 25(4): 236-44.

155. Van D, Linden ML, Kerr AM, Hazlewood ME, Hillman SJ, Robb JE. Kinematic and kinetic gaits characteristics of normal children walking at a range of a clinical relevants speeds. J Pediatr Orthop 2002; 22: 800-06.

156. Vianna DL, Greve JMD. Relação entre mobilidade e força vertical de reação do solo. Rev Bras Fisioter 2006; 10(3): 339-45.

157. Edwards L, Dixon J, Kent JR, Hodgson D, Whittaker VJ. Effect of shoe heel height on vastus medialis and vastus lateralis electromyographic activity during sit to stand. J Orthop Surg 2008; (3): 2.

158. Gefen A, Megido-Ravid M, Itzchak Y, Arcan M. Analysis of muscular fatigue and foot stability during high heeled gait. Gait & Posture 2002; 15: 56-63.

159. Duarte MFS. Maturação física: Uma revisão da literatura, com especial atenção à criança brasileira. Caderno de Saúde Pública 1993; 9(1): 71-84.

160. Vitalle MSS, Tomioka CY, Juliano Y, Amancio OMS. Índice de massa corporal, desenvolvimento puberal e sua relação com a menarca. Rev Assoc Med Bras 2003; 49(4): 429-33.

161. Casarim C. A Influência do Calçado de Salto Alto sobre a Lordose Lombar Associada aos Músculos Lombares e Gastrocnêmio [dissertação]. Campinas – SP. Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP; 2005.