

GISLAINE PRISCILA DE ANDRADE

**ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE FORÇA PLANTAR E
POSTURA EM DIFERENTES ALTURAS DE SALTO ALTO
POR MEIO DE UMA PLATAFORMA DE FORÇA
SIMULADORA DE SALTO ALTO.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica, na área de Projetos.

Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini

Guaratinguetá
2014

A553a	Andrade, Gislaine Priscila de Análise da distribuição de força plantar e postura em diferentes alturas de salto alto por meio de uma plataforma de força simuladora de salto alto./ Gislaine Priscila de Andrade – Guaratinguetá, 2014. 59 f : il. Bibliografia: f. 53-55 Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2014. Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini 1. Biomecânica 2. Postura humana I. Título CDU 612.766(043)
-------	--

GISLAINE PRISCILA DE ANDRADE

**ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“MESTRE EM CIÊNCIAS”**

**PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS**

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


Prof. Dr. Edson Cocchieri Botelho
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI
Orientador Unesp-Feg


Prof. Dr. LUIZ FERNANDO COSTA NASCIMENTO
Unesp-Feg

Prof. Dr. GUILLAUME THOMANN
Universidade de Grenoble-França

Julho/ 2014



DADOS CURRICULARES

GISLAINE PRISCILA DE ANDRADE

NASCIMENTO	28.04.1987 – TAUBATÉ / SP.
FILIAÇÃO	Marina Valério de Andrade José Donizeti de Andrade
2007/2010	Curso de Graduação em Fisioterapia. Faculdade Anhanguera de Taubaté.
2011/2012	Curso de Pós-Graduação Fisioterapia Traumatológico-Ortopédica, nível Especialização, na Faculdade Anhanguera de Taubaté.
2012/2014	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível Mestrado, na Universidade Estadual Paulista – UNESP do Campus de Guaratinguetá.

Dedico este trabalho a Deus ao meu marido Carlos Eduardo Vieira da
Silva, aos meus pais José Donizeti de Andrade e Marina
Valério de Andrade, e a todos os familiares e amigos
que acreditaram e contribuíram neste trabalho.

Muito Obrigado!

AGRADECIMENTOS

A toda a minha família e amigos que sempre contribuíram para meu crescimento pessoal e profissional.

Em especial ao meu marido Carlos Eduardo Vieira da Silva que muito contribuiu na construção do equipamento e renunciou muitas horas de lazer devido minha ausência nestes dois anos de mestrado.

Aos meus pais que sempre me incentivaram nos estudos em especial nesta pesquisa.

Ao meu orientador, Prof. Dr. José Elias Tomazini, que acreditou em mim e sem hesitar aceitou me orientar.

Ao técnico do laboratório do DME-FEG Walter Tupimambá que muito me ensinou e me ajudou na montagem das células de cargas e na construção do equipamento.

Ao querido amigo e graduando em engenharia mecânica Miguel, que com seu vasto conhecimento no aparelho Spider 8 e no software CatmanAP muito me ensinou.

ANDRADE, G.P. Análise da distribuição de força plantar e postura em diferentes alturas de salto por meio de uma plataforma de força simuladora de salto alto. 2014. 59 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2014.

RESUMO

Os objetivos deste estudo foram construir uma plataforma de força capaz de simular várias alturas de salto do calçado, analisar a distribuição de percentual de peso aplicado em antepés e retropés e a angulação da coluna lombar e bácia pélvica em três alturas de salto, sendo elas: 1,70 cm, 5,20 cm e 7,92 cm. Participaram deste estudo 20 voluntárias com média de idade de 20,4 (2,7), IMC 21,4 (2,1) e número do calçado 36,3 (1,2). Segundo os resultados observados, quanto maior a altura do salto utilizado, maior é também o percentual de peso aplicado sobre antepés e menor é o percentual de peso aplicado sobre os retropés. Na altura de salto de 1,70 cm, a média obtida do percentual de peso aplicado em antepés não diferiu da média encontrada por Cavanagh (1987). Concluiu-se, então, que com altura de salto de 1,70 cm não ocorre sobrecarga na região plantar de antepés. Na análise da angulação da coluna lombar, encontrou-se que o aumento da altura do salto está associado ao aumento da lordose lombar, de forma que os valores da angulação lombar mostraram-se diferentes e menores com o aumento da altura do salto. Na análise da angulação da bácia pélvica não foram encontradas alterações significativas.

PALAVRAS-CHAVE: Salto Alto. Pressão Plantar. Postura.

ANDRADE, G.P. Análise da distribuição de força plantar e postura em diferentes alturas de salto por meio de uma plataforma de força simuladora de salto alto. 2014. 59 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2014.

ABSTRACT

The objectives of this study were to build a force platform able to simulate various heel heights of shoes, to analyze the distribution of percentage of weight applied on forefeet and hindfeet and the angulation of the lumbar spine and pelvis in three heel heights, namely: 1.70 cm, 5.20 cm and 7.92 cm. The study included 20 volunteers with a mean age of 20.4 (2.7), BMI 21.4 (2.1) and shoe size 7.5 (1.2). According to the observed results, the higher the heel height used, the largest the percentage of weight applied on forefeet and the lower the percentage of weight applied on hindfeet. In heel height of 1.70 cm, the mean obtained from the percentage of weight applied on forefeet did not differ from the mean found by Cavanagh (1987). Then, it was concluded that there is no overload on the plantar region of forefeet with heel height of 1.70 cm. In the analysis of the angulation of the lumbar spine, it was found that the increase in height of the heel is associated with an increase in lumbar lordosis, so that the lumbar angle values were different and smaller by increasing the heel height. In the analysis of the angulation of the pelvis no significant changes were found.

KEYWORDS: High Heels. Plantar Pressure. Posture.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Processos articulares superior e face articular inferior das vértebras lombares.	17
Figura 2- Articulações formadas pelos ossos pélvicos.....	19
Figura 3 - Posição neutra, inclinação anterior e posterior da pelve	20
Figura 4 - Métodos de medição da inclinação pélvica	20
Figura 5 - Classificação do pé em três segmentos segundo aspectos funcionais	22
Figura 6 - Marcadores anatômicos utilizados na voluntária (nas setas vermelhas com suas respectivas regiões de fixação descritas em branco)	33
Figura 7 - Mesa.....	34
Figura 8 – Bases das células de carga da região anterior e posterior dos pés (nas setas vermelhas)	35
Figura 9 - Suporte retangular com rolamentos (rolamento na seta vermelha)	35
Figura 10 - Fresa para deslizamento de rolamento (nas setas vermelhas)	36
Figura 11 – Tampa da célula de carga	36
Figura 12 – Bases das células de carga de 7 cm fixadas ao suporte articulado (nas setas vermelhas está o suporte articulado)	37
Figura 13 - Macaco elétrico com controle de elevação	37
Figura 14 - Haste fixada ao macaco elétrico (na seta vermelha)	38
Figura 15 - Extensômetro utilizado	39
Figura 16 - Posicionamento da colagem dos extensômetros	39
Figura 17 - EVA fixado sobre a célula de carga	40
Figura 18 - Plataforma de força que simula aumento da altura do calçado	40
Figura 19 - Aplicador de carga.....	41
Figura 20 - Esquema de calibração	42
Figura 21 – Calibração ascendente e descendente da célula de carga nomeada antepé direito	43
Figura 22 - Calibração ascendente e descendente da célula de carga nomeada antepé esquerdo	43
Figura 23 - Calibração ascendente e descendente da célula de carga nomeada retropé direito	44

Figura 24 - Calibração ascendente e descendente da célula de carga nomeada retropé
esquerdo44

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características das voluntárias alunas de Guaratinguetá - 2014	30
Tabela 2 – Médias das 3 alturas de salto utilizadas por alunas de Guaratinguetá - 2014	46
Tabela 3 – Comparação entre médias obtidas nas 3 alturas de salto com alunas de Guaratinguetá - 2014	46

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BA	-	Base de Apoio
CV	-	Coeficiente de Variação
CG	-	Centro de Gravidade
DC	-	Corrente Contínua
EIAS	-	Espinha Ilíaca Ântero-Superior
EIPI	-	Espinha Ilíaca Postero-Inferior
EVA	-	Etil Vinil Acetato
FEG	-	Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
IC	-	Intervalo de Confiança
LG	-	Linha de Gravidade
UNESP	-	Universidade Estadual Paulista

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	Justificativa.....	15
1.2	Objetivos.....	15
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	17
2.1	Anatomia e Biomecânica	17
2.1.1	Anatomia e Biomecânica da Coluna lombar.....	17
2.1.2	Anatomia e Biomecânica do Cíngulo do Membro Inferior.....	18
2.1.3	Anatomia e Biomecânica do Tornozelo e Pé.....	21
2.2	Controle Postural e Equilíbrio.....	24
2.3	Alterações Biomecânicas e Posturais Geradas Pelo Calçado de Salto Alto.....	25
3	MÉTODOLOGIA.....	30
3.1	Seleção das voluntárias	30
3.2	Análise Antropométrica	30
3.2.1	Equipamentos Utilizados.....	30
3.2.1.1	Balança Mecânica	31
3.2.1.2	Questionário de Identificação.....	31
3.2.1.3	Estadiômetro.....	31
3.3	Análise Cinemática.....	31
3.3.1	Equipamentos Utilizados.....	31
3.3.2	Webcam Onboard.....	31
3.3.3	Mesa.....	32
3.3.4	Marcadores anatômicos.....	32
3.3.5	Fio de prumo.....	33
3.3.6	Plataforma de Força que Simula Aumento da Altura do Calçado	34
3.3.7	Spider 8.....	40
3.3.8	Software Catman.....	41
3.4	Calibração.....	41
3.5	Coleta de dados.....	44
3.6	Análise estatística.....	45
4	RESULTADOS.....	46
5	DISCUSSÃO.....	49

6	CONCLUSÃO.....	52
	REFERÊNCIAS	53
	APÊNDICE A - CARTA DE INFORMAÇÃO AO SUJEITO DA PESQUISA.....	56
	APÊNDICE B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	57
	APÊNDICE C - QUESTIONÁRIO DE IDENTIFICAÇÃO.....	58

1 INTRODUÇÃO

Inúmeras pesquisas voltadas a investigar as alterações biomecânicas e posturais geradas pelo salto alto vêm sendo desenvolvidas, juntamente com elas surgem controvérsias.

Segundo Bricot (2004) a existência de deformação ou assimetria nos pés resulta em adaptações do sistema postural. Estudos vêm comprovando que o uso de calçado de salto alto desencadeia alterações da postura, biomecânica e distribuição de pressão plantar.

De acordo com os estudos realizados por Bendix e Klaussen (1985) e Franklin et al (1995) o uso do calçado de salto alto resulta na redução da inclinação pélvica, ou seja, em retroversão pélvica e redução do ângulo da coluna lombar. Os estudos desenvolvidos por Lee et al (2001), Opila (1990), Snow e Williams (1995) e Iunes (2008) divergem com os estudos descritos anteriormente, neles não foram encontradas alterações significativas sobre a postura da coluna lombar e pelve com o uso do calçado de salto alto. Segundo outro estudo realizado por Opila (1990) os resultados divergem parcialmente de seus outros dois estudos citados anteriormente, pois observou uma tendência ao aumento da lordose lombar em um grupo de usuárias mais jovens enquanto que um grupo de usuárias mais velhas tenderam a redução da lordose lombar.

Cavanagh et al (1987) ao analisar a distribuição de pressão plantar encontrou que o comum em uma distribuição de pressão plantar é que cerca de 60% do peso corporal seja depositado sobre região posterior dos pés e 40% sobre a região anterior dos pés. Contudo os estudos realizados por Yung-Hui e Wei-Hsien (2005), Speksnijder et al (2005), Snow e Williams (1992) e Mandato e Nester (1999), estes valores são alterados com o uso de salto alto, sendo que ocorre um aumento de pressão em região anterior de pé de acordo com o aumento da altura do salto.

Apesar dos estudos já existentes que investigam as alterações resultantes pelo uso do calçado de salto alto, acredita-se na necessidade do desenvolvimento de novos estudos visto que inúmeras controvérsias são encontradas. Desta forma este estudo vem colaborar com esclarecimentos quanto às alterações desencadeadas pelo uso do salto alto no posicionamento da coluna lombar e quadril e quanto à distribuição de

força plantar. Para isto foi desenvolvido uma plataforma de força capaz de simular várias alturas de salto do calçado.

1.1 Justificativa

Muitas são as alterações geradas na biomecânica e na postura de mulheres que utilizam calçado de salto alto. Algumas das alterações mais discutidas e pesquisadas atualmente sobre o uso do salto alto são a distribuição de pressão plantar e o posicionamento da coluna lombar e da pelve. Estudos mostram que conforme é aumentado à altura do calçado este resulta no deslocamento de pressão da região posterior dos pés para a região anterior dos pés, com isto esta região se torna sobrecarregada. Também alterações posturais vêm sendo mostradas, contudo resultados encontrados referentes principalmente ao posicionamento da coluna lombar não parecem mostrar um padrão de alteração. Existem vários equipamentos capazes de verificar a pressão plantar tais como plataforma de força, baropodômetro e palmilhas sensorizadas, porém nenhum destes equipamentos comercializáveis permitem que sejam feitas coletas de dados em várias alturas de calçado mantendo um mesmo padrão de posicionamento dos pés, pois é necessário fazer a troca do calçado ou do calço utilizado durante o experimento, este fato pode levar a pequenas alterações que podem influenciar os resultados encontrados. Desta forma este trabalho teve como objetivos construir uma plataforma de força de baixo custo capaz de simular o aumento de altura do salto do calçado e por meio desta contribuir em esclarecer o comportamento da coluna lombar e da pelve, e da distribuição de força plantar.

1.2 Objetivos

a) Objetivo Geral:

Analisar a distribuição de força plantar e a postura estática de mulheres em três alturas de salto de calçado por meio de uma plataforma de força simuladora de salto alto e análise cinemática.

b) Objetivos Específicos:

- Construir uma plataforma de força de capaz de simular várias alturas de salto de calçado.
- Comparar as medidas de percentual de peso aplicado em antepés e retropés em cada uma das três alturas de salto estipuladas neste estudo.
- Comparar as medidas obtidas da angulação da coluna lombar e báscula pélvica nas três alturas de salto coletadas.
- Comparar as médias obtidas do percentual de peso aplicado em antepés das três coletas com a média obtida por Cavanagh et al (1987), a fim de contribuir a esclarecer qual altura de salto pode gerar forças excessivas sobre esta área.

2 REVISÃO DE LITERATURA

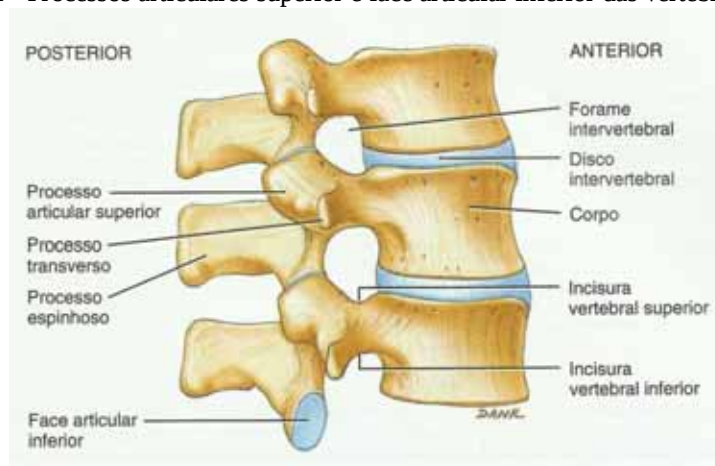
2.1 Anatomia e Biomecânica

2.1.1 Anatomia e Biomecânica da Coluna lombar

A coluna vertebral é composta por 24 vértebras, das quais 5 são lombares. As vértebras lombares são as maiores e mais resistentes da coluna vertebral, pois elas suportam o maior peso corporal, já que estão localizadas na extremidade inferior da coluna vertebral. Estas vértebras possuem características distintas das vértebras torácicas e cervical (TORTORA, 2007).

As articulações dos processos articulares são formadas pelo processo articular superior da vértebra abaixo com o processo articular inferior da vértebra acima (Figura 1).

Figura 1 - Processos articulares superior e face articular inferior das vértebras lombares.



Fonte: TORTORA, 2007.

Entre cada vértebra existe um disco intervertebral que se articula com os corpos adjacentes. A função principal deste disco é absorver e transmitir o choque, mantendo a flexibilidade da coluna vertebral (LIPPERT, 2006).

Muitos ligamentos são responsáveis em manter as vértebras unidas, são eles: ligamento longitudinal anterior, ligamento longitudinal posterior, ligamento supraespinhal e ligamento amarelo (LIPPERT, 2006).

Os músculos eretores da espinha situados na camada intermediária de extensores do dorso é um grupo de músculos que por vezes é chamado de grupo de músculos sacroespinhais. Os músculos extensores mais profundos são formados por

um grupo de três músculos chamados de grupo de músculos transverso-espinais. Estes músculos são os semiespinais, multífidos, rotadores, interespinais e intertransversários (LIPPERT, 2006).

Os músculos anteriores do tronco são os responsáveis em realizar a flexão de tronco, além desta ação também contribuem com as rotações e flexões laterais. Estes músculos são: reto do abdômen, oblíquo externo do abdome, oblíquo interno do abdome e transverso do abdome (LIPPERT, 2006).

A amplitude de movimento da coluna lombar muda de acordo com os níveis e depende da orientação das facetas das articulações intervertebrais.

A quantidade de flexão varia em cada espaço intervertebral na coluna lombar, no entanto a maior parte da flexão ocorre entre os níveis L4 e S1. A rotação é mínima de L1 a L4 e máxima ao nível lombossacro (HALL e BRODY, 2007).

A flexão varia entre 8 e 13 graus para o segmento lombar, a limitação a este movimento se dá principalmente na região posterior do disco intervertebral, pelas cápsulas das articulações zigoapofisárias e pela compressão da região anterior do disco intervertebral (HALL e BRODY, 2007).

Varia de 1 a 5 graus a extensão para o segmento lombar, sendo está limitada pelo contato ósseo dos elementos posteriores (HALL e BRODY, 2007).

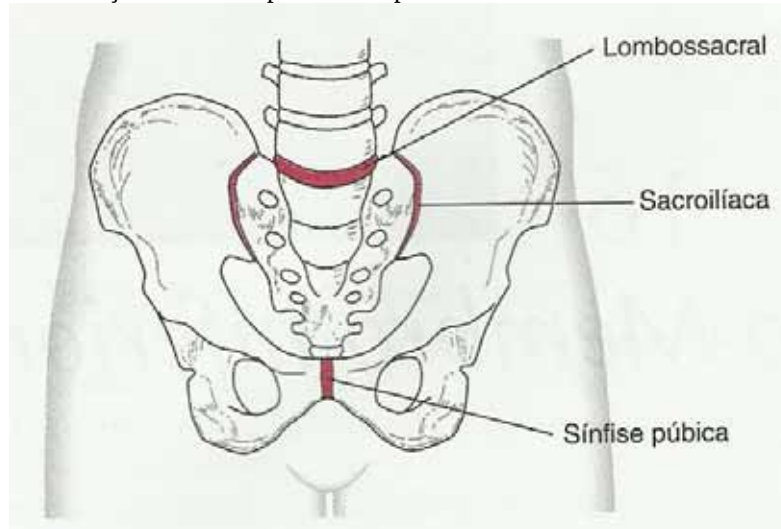
A rotação é limitada a aproximadamente 1 a 2 graus por segmento em cada direção. A rotação é limitada principalmente pela engrenagem óssea da articulação zigoapofisária contralateral e pela tensão da cápsula desta articulação ipsilateral. A rotação geralmente está acoplada a flexão lateral, assim como também a flexão lateral está à rotação (HALL e BRODY, 2007).

2.1.2 Anatomia e Biomecânica do Cíngulo do Membro Inferior

Dois ossos do quadril formam o cíngulo do membro inferior, estes se unem anteriormente por meio da sínfise púbica, e posteriormente se unem ao sacro pelas chamadas articulações sacroilíacas. A pelve funciona como um suporte estável para a coluna vertebral e para os órgãos pélvicos. O cíngulo do membro inferior é a estrutura que une o membro inferior do esqueleto apendicular ao esqueleto axial (TORTORA, 2007).

Sete articulações são formadas pelos ossos pélvicos (Figura 2): uma lombossacral, duas sacroilíacas, uma sacrococcígea, uma sínfise púbica e duas dos quadris (SMITH; LEHMKUHL; WEISS, 1997).

Figura 2- Articulações formadas pelos ossos pélvicos

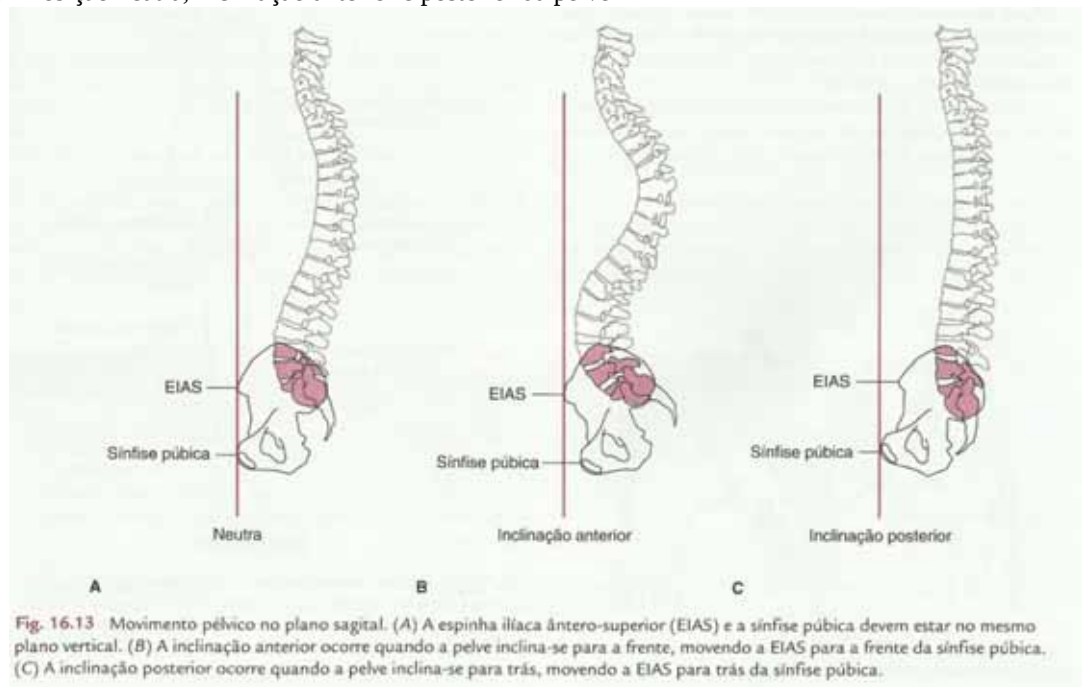


Fonte: LIPPERT, 2006.

A articulação lombossacral é composta pela quinta vértebra lombar e pela primeira vértebra sacral. As articulações diretamente envolvidas no movimento do cingulo do membro inferior envolvem principalmente as articulações do quadril e as articulações lombares, especialmente a articulação lombossacral entre L5 e S1. (LIPPERT, 2006).

Quando em posição ereta a pelve deve estar nivelada a espinha ilíaca ântero-superior e a sínfise púbica devem estar no mesmo plano vertical. A inclinação anterior ocorre quando a pelve se inclina anteriormente movendo a espinha ilíaca ântero-superior para a frente da sínfise púbica e a inclinação posterior se dá quando a pelve inclina-se para trás movendo a espinha ilíaca ântero-superior para trás da pelve conforme a Figura 3 (LIPPERT, 2006).

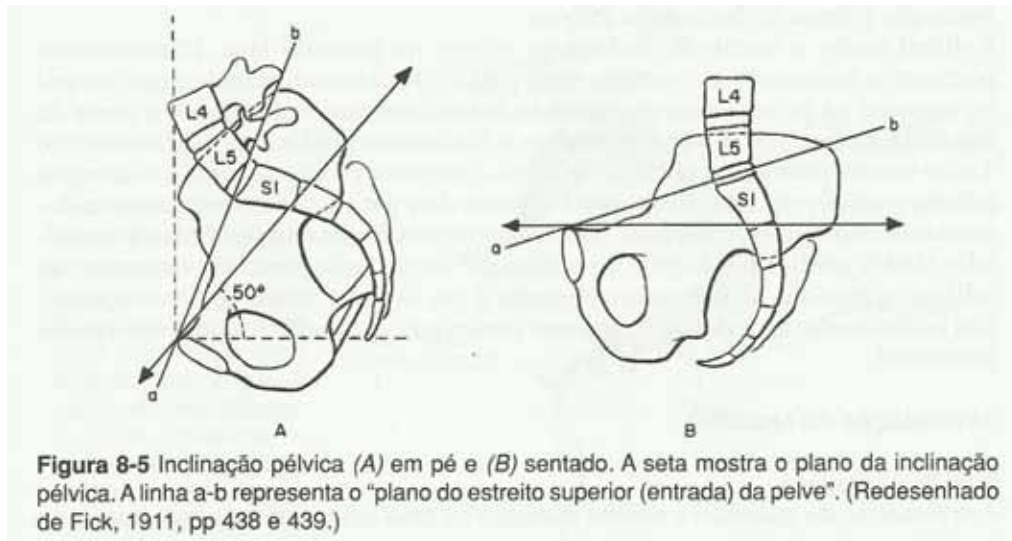
Figura 3 - Posição neutra, inclinação anterior e posterior da pelve



Fonte: LIPPERT, 2006.

Uma inclinação pélvica pode ser determinada em graus, para isso é necessário passar um plano oblíquo através das espinhas póstero-superiores dos ílios e na parte mais anterior da sínfise púbica. Neste método de medição da inclinação pélvica é considerado um ângulo de 50 a 60 graus como normal para homens adultos e um ângulo um pouco maior normal para mulheres. É possível também medir a colocando um compasso de calibre na espinha ilíaca ântero-superior e na espinha ilíaca póstero superior, após fixa-se um inclinômetro ao compasso para medir o ângulo formado com o plano horizontal, estes métodos são demonstrados na Figura 4 (SMITH; LEHMKUHL; WEISS, 1997).

Figura 4 - Métodos de medição da inclinação pélvica



Fonte: LIPPERT, 2006.

Em vista frontal as espinhas ilíacas devem estar niveladas, para avaliar esta situação é possível colocar os polegares sobre ambas as espinhas ilíacas antro-superiores e observar se estão niveladas. A inclinação lateral ocorre quando as duas cristas ilíacas não estão niveladas (LIPPERT, 2006).

O movimento de rotação da pelve no plano transversal ocorre em torno de um eixo vertical no qual um dos lados da pelve se move para frente ou para trás em relação ao outro lado. Para verificar este posicionamento deve-se olhar de cima para baixo as espinhas ilíacas ântero-superiores que devem estar alinhadas no mesmo plano (LIPPERT, 2006).

2.1.3 Anatomia e Biomecânica do Tornozelo e Pé

O pé, os dedos do pé e o tornozelo formam um complexo de 34 articulações e através de sua estrutura óssea, fixação ligamentar e ação muscular são capazes de adaptar as irregularidades do solo, funcionar como estrutura rígida durante a marcha e sustentar o peso corporal (SMITH; LEHMKUHL; WEISS, 1997).

Segundo Lippert (2006) os ossos do pé também podem ser classificados segundo seus aspectos funcionais em três segmentos sendo eles: retropé, mediopé e antepé (Figura 5). O retropé também chamado de pé posterior é formado pelo tálus e calcâneo, localizados na parte posterior do pé, sendo o calcâneo o maior e mais resistente osso do tarso (TORTORA, 2007). O mediopé ou pé médio é composto pelo

navicular, cubóide e os três cuneiformes nomeados de cuneiforme lateral, intermediário e medial. (TORTORA, 2007). O antepé ou pé anterior, consiste em cinco ossos metatarsais numerados de I a V, a partir da região medial para lateral. Também os dedos do pé fazem compõem o antepé (TORTORA, 2007).

Figura 5 - Classificação do pé em três segmentos segundo aspectos funcionais



Fonte: LIPPERT, 2006.

Os ossos do pé estão dispostos sobre dois arcos o arco longitudinal e o arco transversal, estes são responsáveis em distribuir o peso do corpo através dos ossos talo posteriormente a tuberosidade do calcâneo e anteriormente as cabeças dos ossos metatarsianos e dedos, quando os pés em cadeia fechada, como em pé, (SMITH; LEHMKUHL; WEISS, 1997).

Como já dito, uma das funções dos arcos do pé é distribuir o peso do corpo a planta dos pés, sendo que os valores considerados normais na distribuição de pressão plantar são de cerca de 40% em região anterior de pé e 60% em região posterior de pé, porém quando é utilizado sapato de salto alto, estes valores se alteram podendo chegar a uma pressão de 80% em região anterior de pé e 20% em região posterior (TORTORA, 2007).

Existem nos pés músculos extrínsecos, que têm origem na tíbia, fíbula e fêmur, ou seja, fora dos pés. Também existem músculos intrínsecos nos pés, que se originam nos ossos tarsais. Os músculos extrínsecos do pé estão distribuídos em grupos localizados em três diferentes áreas anatômicas, sendo eles: grupo anterior, grupo lateral, grupo posterior. Este último subdividido em grupo posterior superficial e grupo posterior profundo (LIPPERT, 2006).

O grupo anterior de músculos é formado pelos músculos tibial anterior, extensor longo do hálux e extensor longo dos dedos. Os músculos fibular longo, fibular curto e fibular terceiro compõem o grupo lateral. O grupo posterior superficial é formado pelos músculos gastrocnêmio, sóleo e plantar. Compõe o grupo posterior profundo os músculos tibial posterior, flexor longo do hálux e flexor longo dos dedos. (LIPPERT, 2006).

Como já dito a musculatura intrínseca do pé tem suas origens e inserções no próprio pé. A maior parte dos músculos intrínsecos do pé se localiza na região plantar do pé, exceto os músculos extensor curto dos dedos e extensor curto do hálux que se situam na região dorsal do pé. Os demais músculos intrínsecos do pé são: flexor curto dos dedos, abductor do dedo mínimo, quadrado plantar, lumbricais, flexor curto do hálux, adutor do hálux, flexor do dedo mínimo, interósseos dorsais, interósseos plantares (LIPPERT, 2006).

O tornozelo conta com vários ligamentos em sua região medial e lateral que limitam os movimentos anterior e posterior de pé, inclinação do tálus, inversão, eversão, flexão dorsal e plantar (HAMILL e KNUTZEN, 2008).

O movimento de flexão plantar ocorre quando o antepé se movimenta afastando-se da perna ele é limitado pelos músculos dorsiflexores, ligamentos, cápsula e pelo tálus e tíbia. O movimento de dorsiflexão do tornozelo é contrário ao de flexão plantar. (HAMILL e KNUTZEN, 2008).

A supinação e a pronação são os movimentos triplanares que ocorrem na articulação subtalar. A pronação é um movimento resultante da combinação de eversão do calcâneo, abdução e dorsiflexão, este movimento ocorre em cadeia cinética aberta, ou seja, com os pés fora do chão. A supinação é um movimento triplanar e este se dá

por movimentos contrários ao que resultam na pronação (HAMILL e KNUTZEN, 2008).

A eversão é o movimento da borda lateral do pé em direção à face lateral da perna ou quando a perna se movimenta em direção a borda lateral do pé e a inversão o movimento contrário (HAMILL e KNUTZEN, 2008).

2.2 Controle Postural e Equilíbrio

Postura é definida como o arranjo relativo das partes do corpo. A boa postura é o estado de equilíbrio muscular e esquelético que protege as estruturas de sustentação do corpo contra lesões e ou deformidades progressivas, independentemente da atitude na qual estas estruturas estão trabalhando ou repousando. A postura deficiente é aquela na qual há uma relação defeituosa entre as várias partes do corpo a qual resulta em maior sobrecarga as estruturas de sustentação do corpo e um equilíbrio menos eficiente sobre a base de apoio (HALL e BRODY, 2007).

Pontos anatomicos são padronizados e em uma boa postura ereta devem coincidir com uma linha reta a linha de gravidade (LG), esta linha pode ser assumida com um fio de pluma, em vista lateral divide o corpo em seções frontal e posterior e em vista posterior divide o corpo em metades direita e esquerda. (HALL e BRODY, 2007).

Para a manutenção da postura é necessário um equilíbrio eficiente que é definido pela capacidade de manter o centro de gravidade (CG) sobre a base de apoio (BA). Quando uma pessoa consegue manter a oscilação corporal dentro dos limites da estabilidade então o equilíbrio é mantido. O limite da estabilidade ântero-posterior normal de um adulto é de 12° e já os limites da estabilidade latero-lateral variam com a distancia entre os pés e com a altura do individuo, porém em um indivíduo com estatura mediana e pés separados entre 6 centímetros o limite de estabilidade é de cerca de 16° de um lado para o outro. Desta forma denominamos estes limites por um cone de estabilidade ou polígono de sustentação. Quando em algum momento o corpo ultrapassa os limites do cone de sustentação então é necessário que o corpo desencadeie uma ação compensatória para evitar a queda e readquirir o equilíbrio. Quando é adquirido um posicionamento do CG deslocado o corpo resiste a uma menor oscilação do cone de sustentação antes de sofrer o desequilíbrio (HALL e BRODY, 2007).

Três sistemas sensoriais contribuem para a manutenção da postura ereta sendo eles: visual, vestibular e somatossensorial. Estes são conhecidos como a tríade do controle postural. Cada sentido por si só não é capaz de determinar a posição do CG do corpo, é necessário que ocorra uma integração dos feedbacks dos três sistemas. Os sistemas visual e somatossensorial reúnem a informação proveniente do meio externo e o sistema vestibular proporciona a informação referente a posição da cabeça em relação ao espaço (HALL e BRODY, 2007).

O sistema somatossensorial é responsável por fornecer informações acerca do posicionamento das partes do corpo. O termo propriocepção reflete a posição estática enquanto que a cinestesia se refere a posição durante o movimento. Todas as informação que ascendem pelo sistema somatossensorial tem origem em fontes periféricas, como músculos, cápsula articular e outras estruturas de tecidos moles, os responsáveis por captar as informações advindas destas estruturas são os receptores nervosos (HALL e BRODY, 2007).

Existem vários tipos de receptores, cada um responsável por captar um tipo de informação e também localizado em lugares distintos. As terminação nervosas livres constituem o sistema nociceptivo articular e são ativadas por deformação mecânica ou irritação química. As terminações de Ruffini e corpúsculos de Pacini estão presentes na capsula articular, os corpúsculos de Ruffini respondem a movimentos ativos e passivo e o corpúsculos de Pacini respondem ao movimento articular porém pouco contribui para detectar o posicionamento articular final. Os corpúsculos de Golgi-Mazzoni são sensíveis a tensão ou ao estiramento que incide no ligamento (HALL e BRODY, 2007).

Todas a informação proveniente desses receptores nervosos é levada até o bulbo e tronco cerebral através da via leminisco-medial da coluna dorsal. Estas informações contribuem para a coordenação dos movimentos dos olhos, da cabeça e do pescoço, com o finalidade estabilizar o sistema visual, e para manter as posturas e os padrões coordenados do movimento (HALL e BRODY, 2007).

2.3 Alterações Biomecânicas e Posturais Geradas Pelo Calçado de Salto Alto

Segundo o estudo realizado por Bendix e Klaussen (1985) com 18 indivíduos, no qual avaliou a biomecânica da pélve e da coluna lombar quando sem calçado e utilizando um calço de madeira com 2,5 cm e 4,5 cm, encontrou que após uma hora sobre cada calço tanto a pélve quanto a coluna lombar sofreram uma redução de seus ângulos, ou seja a pélve adquiriu uma menor inclinação e a lombar tendeu a retificar; ao avaliar o posicionamento do pé notou-se também o aumento da flexão plantar que acompanhava o aumento do calço.

No estudo realizado com 15 mulheres em que Franklin et al (1995) avaliou a inclinação pélvica e posição da coluna lombar meio de um eletrogoniômetro na situação sem calçado e sobre um calço de 5,1 cm os resultados concordam com os encontrados por Bendix e Klaussen (1985) em que houve redução da inclinação pélvica e redução do ângulo da coluna lombar, contudo o autor ressalta que devido o calço não propiciar uma real situação do uso do calçado de salto alto e devido também a falta de apoio para médio pé os resultados podem não ser fidedignos. Lee et al (2001) avaliou os efeitos biomecânicos do uso de calçado de salto alto em 5 mulheres jovens, para o estudo foram feitas analise por meio de fotogrametria tanto estática quanto dinâmica, foram coletados os dados com 0 cm, 4,5 cm e 8 cm de altura do salto do calçado, os resultados também mostraram redução da curvatura lombar acompanhada da redução da inclinação pélvica com aumento da altura do calçado, devido a redução da curvatura lombar o CM foi deslocado superiormente o que gera compressões excessivas que podem desencadear dor local.

Os resultados do estudo de Opila (1988) assemelha-se aos estudos descritos anteriormente, pois após avaliar 19 indivíduos sendo 12 mulheres e 7 homens sem calçado e com calçado de salto alto de forma estática, observou que com o aumento da altura do calçado ocorreu redução da curvatura lombar e da inclinação pélvica posterior, outros resultados mostraram que o uso do calçado de salto alto resulta no deslocamento posterior da cabeça e do tronco.

Em outro estudo realizado por Opila e Wagner (1990) avaliou a biomecânica da marcha de 14 mulheres sem calçado e utilizando o calçado de salto alto, porém desta vez ele distinguiu as participantes entre jovens e idosas e para a análise estatística fez uma segunda divisão entre mais ou menos experientes no uso de salto alto. Os

resultados divergem parcialmente de seu estudo anterior, pois observou uma tendência ao aumento da lordose lombar no grupo de usuárias mais jovens enquanto que o grupo de usuárias mais velhas tenderam a redução da lordose lombar, outros resultados mostram que as usuárias mais experientes no uso do calçado de salto alto apresentaram maior aumento da flexão de joelho durante a fase de apoio da marcha com salto alto comparado as usuárias menos experientes.

Opila (1990) encontrou avaliando a marcha de 14 mulheres utilizando calçado de salto baixo e salto alto, que o movimento da pelve no plano sagital é ligeiramente menor na marcha com salto alto que na marcha com salto baixo, já no plano sagital não há diferenças significativas nos movimentos da pelve e tronco tanto na marcha com salto baixo quando com salto alto, o autor acredita que estes resultados se deram tanto em relação a variabilidade intrasujeitos quanto devido a marcha com o salto alto ter apresentado a passada mais curta, o que exigiu menor movimento da pelve e tronco, visto que o autor acredita que estes são os pontos que sofrem maiores alterações de movimentos.

Morais (2010) avaliou a postura de 15 mulheres descalças, utilizando chinelo, tênis, calçado de salto alto com altura de 9 a 11 centímetros e calçado de salto baixo com altura de 5 e 7 centímetros. Na comparação entre todas as situações encontrou que ocorre alterações significativas tanto na posição pélvica quanto em todas as outras variáveis analisadas.

Iunes (2008) avaliou a postura de 40 mulheres por meio de fotogrametria computadorizada, estas foram divididas em dois grupos um que utiliza calçado de salto alto frequentemente e outro que utiliza esporadicamente. Foram utilizadas uma sandália plataforma de 6,5 cm de altura e outra sandália plataforma de 8 cm de altura, para todos os ângulos articulares avaliados nesta pesquisa apenas o ângulo da cabeça mostrou diferenças significativas entre grupos de forma que o grupo de usuárias esporádicas tendem a manter a cabeça mais protusa com o uso do calçado de salto alto.

Snow e Williams (1994) ao analisar a cinemática da marcha de 11 mulheres utilizando calçados de salto alto com três diferentes alturas sendo 1,91 cm, 3,81 cm e 7,62 cm observou que independentemente da altura do calçado este não trouxe diferenças significativas no posicionamento da pelve e da coluna lombar, porém foi

observado que quanto maior a altura do salto do calçado também maior a força vertical aplicada sobre a região anterior dos pés, ou seja, a pressão nesta área é elevada conforme é aumentada a altura do salto, outras variáveis que mostraram diferenças significativas com o uso do calçado de salto alto foram o ângulo de flexão plantar que com o aumento da altura do calçado também era elevado e a extensão máxima do joelho na fase de balanço que diminuiu.

Cavanagh et al (1987) ao analisar a distribuição de pressão plantar de 107 indivíduos encontrou que o comum em uma distribuição de pressão plantar é que cerca de 60% do peso corporal seja depositado sobre região posterior dos pés, 28% sobre o antepé, 8% sobre o mediopé e 4% sobre os dedos, totalizando então 40% sobre a região anterior dos pés. Segundo os estudos descritos a seguir estes valores são modificados com o uso do salto alto de forma que o salto alto leva a uma maior deposição de pressão sobre a região anterior dos pés.

No estudo realizado por Ramanathan et al (2008) foi avaliado o pico de pressão plantar da marcha de 7 mulheres e 28 homens, primeiro foi feito um teste apenas com tênis e depois o teste foi repetido 6 vezes, cada um deles com inserção de um par de apoios de calcâneo comercializável em farmácias e usualmente indicado para pacientes com diabetes e esporão de calcâneo, os apoios tinham altura máxima de 10 milímetros. Os resultados deste estudo apoiam os resultados encontrados por Snow e Williams (1994), onde foi observado que o salto alto eleva a força vertical aplicada sobre a região anterior dos pés.

Yung-Hui e Wei-Hsien (2005) buscou verificar em seu estudo através de uma palmilha sensorizada o comportamento da distribuição de pressão plantar e a, força de impacto em diferentes alturas de salto de calçado e suas reações diante da inserção de suportes para o calcanhar, arco longitudinal, metatarsos além da inserção de uma palmilha de contato total com o pé. O estudo foi realizado com 10 mulheres que caminharam em uma esteira com saltos de 1,0 centímetro (considerado um sapato sem salto), 5,1 cm (salto baixo) e 7,6 cm (salto alto) além da coleta realizada somente com os calçados também foram feitas as coletas com cada calçado atribuído a inserção de um suporte. Os resultados deste estudo mostraram que o aumento da altura do calçado gera um deslocamento da pressão do retropé e mediopé para a região medial do

antepé, ou seja ocorre um aumento da pressão no antepé conforme se eleva a altura do calçado. Também associado ao aumento da altura do calçado está o conforto do calçado, pois o estudo mostrou que quanto maior o salto do calçado maior é o desconforto percebido pela usuária. Em relação aos suportes inseridos nos pés todos se mostraram eficazes quanto a harmonização da distribuição de pressão plantar exceto o suporte para o metatarso que não gerou alterações significativas.

Bannach e Horodéski (2012) realizaram avaliações baropodométricas de 58 mulheres. Foram feitas coletas sem salto, com salto de 4 centímetros, 8 centímetros e 10 centímetros, para todas as coletas verificou-se aumento da pressão sobre a região anterior dos pés os autores destacam que este aumento se deu principalmente sobre a parte posterior da região anterior dos pés.

Nasser (2013) avaliou a distribuição de força plantar de forma estática de 8 mulheres com um apoio de calcâneo denominado por ele como Simulador de Alturas variando entre 1 a 12 centímetros com intervalo de 1 centímetro para cada coleta. Para coletar os dados de força plantar foi utilizado dois sistema de palmilha F-Scan e uma plataforma de força Kistler. Nasser (2013) encontrou que existem diferenças significativas entre força aplicada em antepé e retropé a partir de 2 centímetros de altura do salto, de forma que ocorre aumento da pressão na região anterior dos pés, porém não se obteve uma relação linear entre altura do salto e a distribuição de pressão plantar.

3 MÉTODOLOGIA

3.1 Seleção das Voluntárias

Participaram deste estudo 20 alunas de graduação ou pós-graduação da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (FEG) com as variáveis de triagem idade, número do calçado e IMC descritas na tabela 1.

Tabela 1 - Características das voluntárias alunas de Guaratinguetá - 2014

VARIÁVEIS DE TRIAGEM								
	Média	Mediana	Desvio Padrão	CV*	Min	Max	N	IC**
Idade	20,4	20	2,7	13%	18	27	20	1,0
Número do Calçado	36,3	36	1,2	3%	34	39	20	0,4
IMC	21,4	21	2,1	10%	18,5	25,9	20	0,8

* Coeficiente de variação

* Intervalo de confiança

Os critérios de inclusão adotados foram: mulheres que utilizam sapato de salto alto há no mínimo dois anos, idade entre 18 e 30 anos, IMC entre 18,50 e 24,99, sendo este o índice de massa corpórea considerada normal de acordo com a classificação da Organização Mundial da Saúde (WHO, 1998).

Os critérios de exclusão adotados foram: mulheres que não utilizem sapato de salto alto, possuam doenças ortopédicas que gerem alterações posturais tais como: fraturas, escolioses, tendinoses (tendinite), dor em membros inferiores, qualquer tipo de algia ou inflamação no momento da avaliação.

A voluntárias deste estudo foi informada sobre os objetivos e metodologia da pesquisa por meio da carta de informação ao sujeito da pesquisa (Apêndice A). Depois de informada sobre o estudo a voluntária declarou o consentimento por meio do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice B).

3.2 Análise Antropométrica

3.2.1 Equipamentos Utilizados

3.2.1.1 Balança Mecânica

Para a medida da massa corporal das voluntárias, foi utilizada uma balança antropométrica mecânica anti-derrapante com capacidade máxima de 130 kg, da marca G-Tech.

3.2.1.2 Questionário de Identificação

Foi aplicado um Questionário de identificação (Apêndice C), para obter informações pessoais quanto ao uso de salto alto e saúde.

3.2.1.3 Estadiômetro

Para medir a estatura da voluntária foi utilizado um estadiômetro da marca Welmy, com campo de uso até 2,00 m, resolução em milímetros (intervalos de 5 mm).

3.3 Análise Cinemática

3.3.1 Equipamentos Utilizados

Para a análise cinemática, foram utilizados alguns instrumentos com suas respectivas características descritas a seguir:

3.3.2 Webcam

A webcam onboard utilizada está acoplada a um notebook da marca Dell, com 5.0 mega pixels de resolução, no modo filmagem, com frequência de captura de 24 quadros por segundo. A aquisição de imagem do webcam foi feita via CatmanAP. A distância entre a webcam e a borda proximal da plataforma foi de 155 cm, e a altura do webcam adotando o chão como referência é de 97 cm (centímetros). A posição do webcam foi mantida durante toda a coleta de dados. Esta posição foi adotada após alguns testes mostrarem que era possível visualizar com facilidade a região da coluna lombar e pelve. Contudo apesar de se estabelecer a distância entre a webcam e a plataforma, para futuros estudos esta distância pode ser alterada, visto que o que se

avalia pela imagem obtida pela webcan são ângulos e ângulos não variam com a distância em que são observados.

3.3.3 Mesa

Para apoiar o notebook foi utilizado uma mesa com altura de 77 cm fixada e mantida na mesma posição durante a coleta de dados.

3.3.4 Marcadores Anatômicos

Para demarcação dos pontos anatômicos nas voluntárias, foram utilizados metades de esferas de isopor com diâmetros de 15 mm (milímetros) e 20 mm, fixados ao corpo através de fita dupla face da marca 3MOs marcadores de 20 mm foram fixados nas regiões correspondentes ao processo espinhoso de T12 (12ª vértebra torácica), processo espinhoso de L3 (3ª vértebra lombar) e processo espinhoso de L5 (5ª vértebra lombar). Estes três pontos foram utilizados para analisar o comportamento da curvatura lombar, a escolha do marcador de 20 mm se deu após alguns ensaios, nos quais foram verificados que marcadores menores eram impossíveis de serem visualizados no plano sagital (vista lateral), devido a região paravertebral ser consideravelmente mais proeminente que a região dos processos espinhosos. Os marcadores de 15 mm foram fixados na EIAS (espinha ilíaca antero superior) e EIPI (espinha ilíaca pósterio inferior). Estes pontos foram utilizados para verificar o comportamento da pelve no plano sagital ou seja para verificar se ocorre inclinação pélvica anterior ou posterior (Figura 6).

Figura 6 - Marcadores anatômicos utilizados na voluntária (nas setas vermelhas com suas respectivas regiões de fixação descritas em branco)



3.3.5 Fio de Prumo

Foi utilizado um fio de prumo como referência para verificar as angulações da coluna lombar e da pelve. Para obter o ângulo da curvatura lombar primeiramente após transferir a imagem captada pelo webcam para o software Imagej traçou-se uma reta horizontal perpendicular ao fio de prumo que vai do ponto L3 até o fio de prumo, então foram traçadas duas retas uma que saia de T12 e outra de L5 e ambas terminavam em cima do fio de prumo no mesmo ponto em que se encontrava a reta do ponto L3.

Para verificar a posição da pelve traçou-se uma reta que passa pelos pontos EIP1 e EIAS, após outra reta foi traçada perpendicular ao fio de prumo e passando sobre a EIP1.

3.3.6 Plataforma de Força que Simula Aumento da Altura do Calçado

Para adquirir os dados da distribuição de força plantar em diferentes alturas de salto de calçado, foi construído uma plataforma de força capaz de elevar a região posterior dos pés por meio de um macaco elétrico de carro.

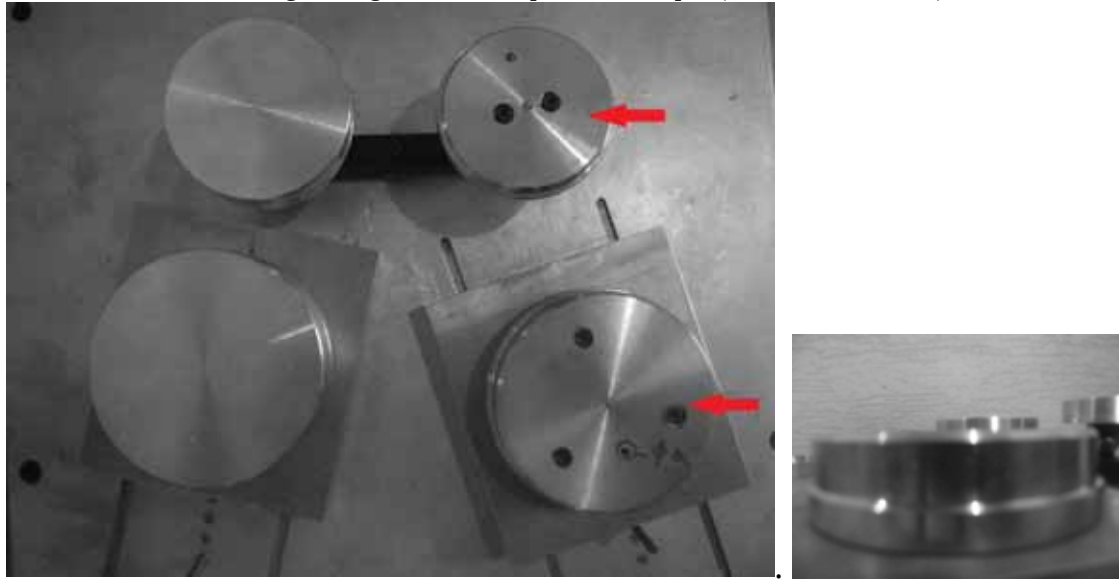
Primeiramente foi desenvolvida uma mesa na qual seria fixada 4 células de carga e um macaco elétrico (Figura 7).

Figura 7 - Mesa



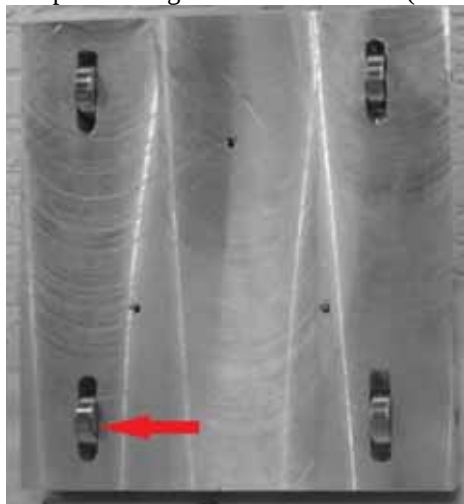
Para a construção das células de carga que receberiam a descarga de peso foram usinadas 4 peças circulares chamadas aqui de bases da célula de carga mostradas na Figura 8, destas duas com 7 cm de diâmetros e duas com 10 cm de diâmetros. As peças maiores eram para suporte da região anterior dos pés também conhecida como antepés e as peças menores para suporte posterior dos pés também conhecida como retropés.

Figura 8 – Bases das células de carga da região anterior e posterior dos pés (nas setas vermelhas)



Cada base da célula de carga com 10 cm de diâmetro foi fixada em um suporte retangular no qual foram acoplados 4 rolamentos 625 zz (Figura 9), estes têm a função de permitir o deslizamento para frente e para trás do suporte anterior dos pés o que permite que o equipamento se adeque a vários tamanhos de pés.

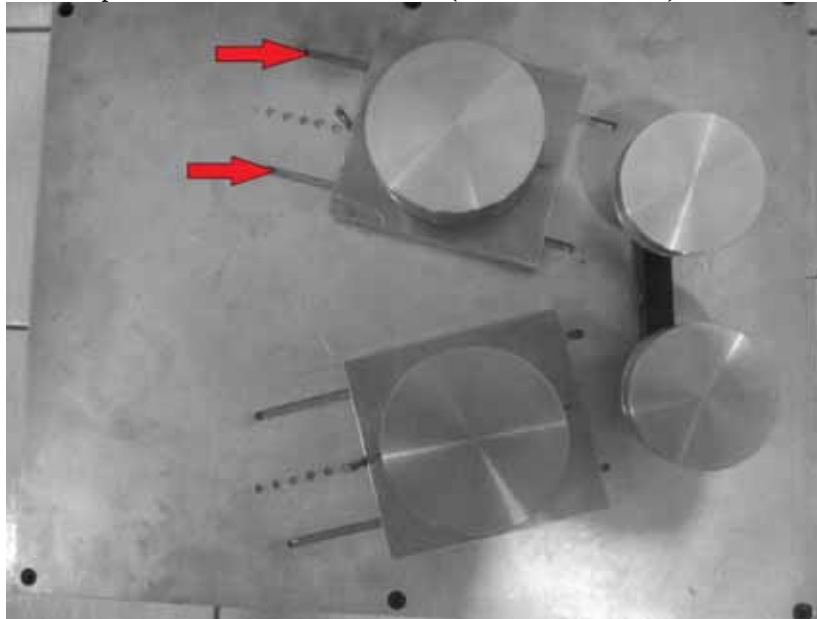
Figura 9 - Suporte retangular com rolamentos (rolamento na seta vermelha)



Foram feitas duas fresas para cada peça, assim era possível ajustar o suporte retangular sem que ele sofresse deslocamentos laterais (Figura 10). Estas fresas foram feitas com 15° de angulação para fora, ou seja unindo por meio de uma linha imaginaria cada par de fresas, estas formam um ângulo de 30° , esta angulação adotada está de acordo com o protocolo de posicionamento de pés estabelecido por de Gagey e

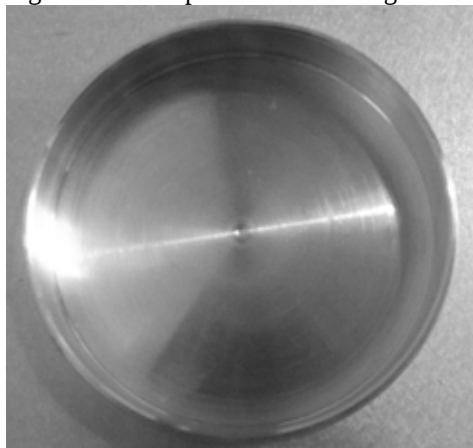
Weber (2000). Apesar do posicionamento dos pés estarem enquadrados em um protocolo, esta situação traz uma limitação ao estudo, pois a posição em que os pés da voluntária é atribuída pode não ser a posição habitual, o que pode gerar alterações posturais ascendentes que podem influenciar os resultados.

Figura 10 - Fresa para deslizamento de rolamento (nas setas vermelhas)



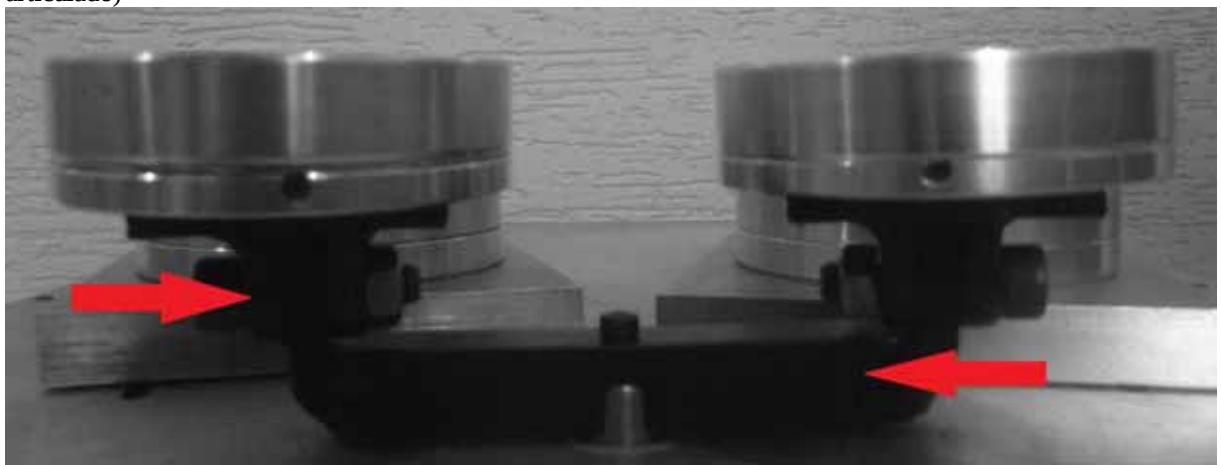
Para que pudesse ser feito um circuito de extensômetros foram usinadas mais quatro peças circulares que serviram como uma tampa sobre as bases das células de carga, então nestas tampas foram construídos os circuitos de extensômetros. Para isso havia uma distância interna da tampa para as bolachas de 0,5 cm (Figura 11).

Figura 11 – Tampa da célula de carga



As bases das células de carga de 7 cm foram acopladas a um suporte formando uma articulação unidirecional cada uma delas, estas articulações foram desenvolvidas de forma a se articularem a uma angulação de 15° para fora (Figura 12). Esta angulação foi adotada para acompanhar o posicionamento da região anterior dos pés. A distância entre as bases das células de 7cm é de 4cm, esta medida obedece ao protocolo de posicionamento de pés estabelecido por Gagey e Weber (2000).

Figura 12 – Bases das células de carga de 7 cm fixadas ao suporte articulado (nas setas vermelhas está o suporte articulado)



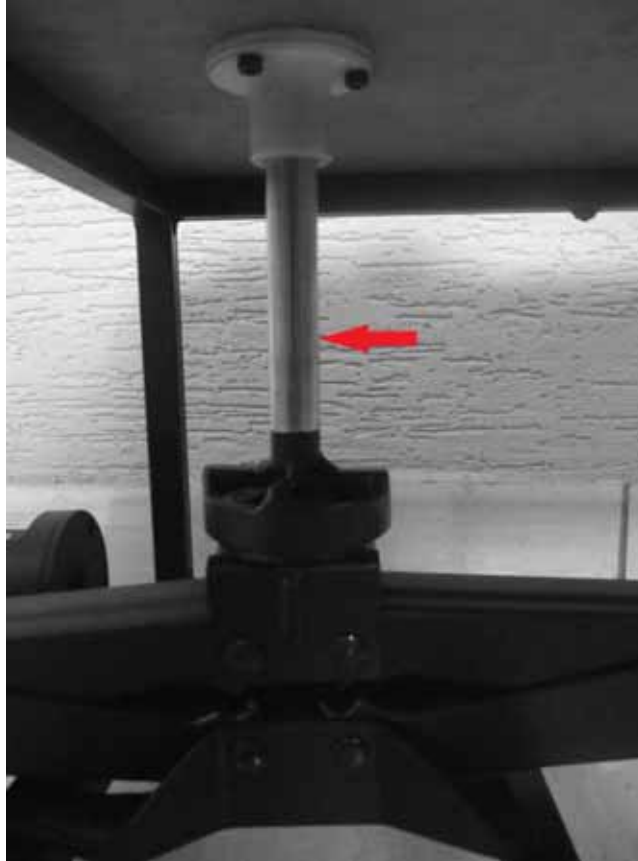
Para que ocorresse a elevação da região posterior dos pés foi utilizado um macaco elétrico da marca Multilaser com elevação de 12 a 35 cm, capacidade nominal de carga de 1500 kg, tensão nominal DC 12V, corrente máxima de 10A. O macaco elétrico possui controle de elevação (Figura 13).

Figura 13 - Macaco elétrico com controle de elevação



Uma haste foi usinada e acoplada inferiormente ao macaco e superiormente ao suporte articulado no qual foi fixado as bases das células de carga de 7 cm (Figura 14).

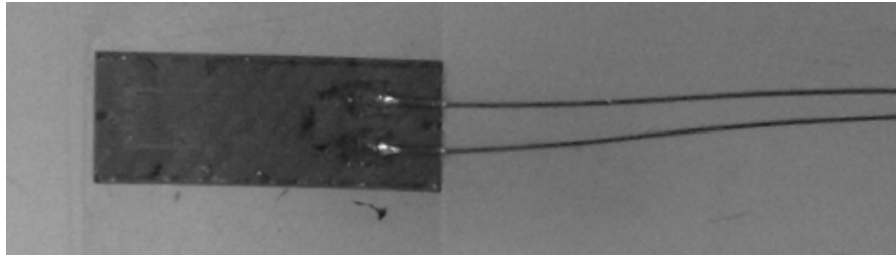
Figura 14 - Haste fixada ao macaco elétrico (na seta vermelha)



Em cada uma das quatro tampas das células de carga foram construídas uma ponte completa de extensômetros elétricos também conhecida como Ponte de Wheaststone, estas pontes são as responsáveis em captar a informação de deformação das tampas, desta forma é possível obter dados quanto a força aplicada (Figura 27).

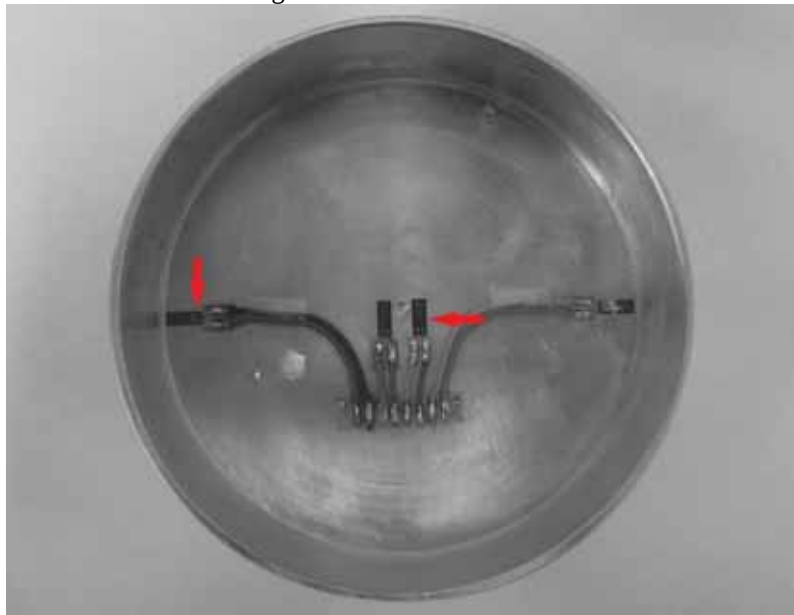
Os extensômetros elétricos utilizados são da marca Kyowa (Japão), tipo KFG-3-120-C1-11, fator de ganho $2,09 \pm 1,0\%$, resistência $120,2 \pm 0,2$ ohm e dimensão de 3 mm (Figura 15).

Figura 15 - Extensômetro utilizado



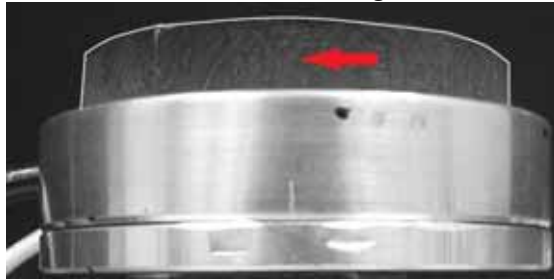
Os posicionamentos dos extensômetros se deram de forma a colar dois extensômetros paralelos o mais próximo possível do centro da região interna e central da tampa e dois extensômetros perpendiculares aos extensômetros situados no centro, porém estes foram colados o mais próximo possível das bordas (Figura 16).

Figura 16 - Posicionamento da colagem dos extensômetros



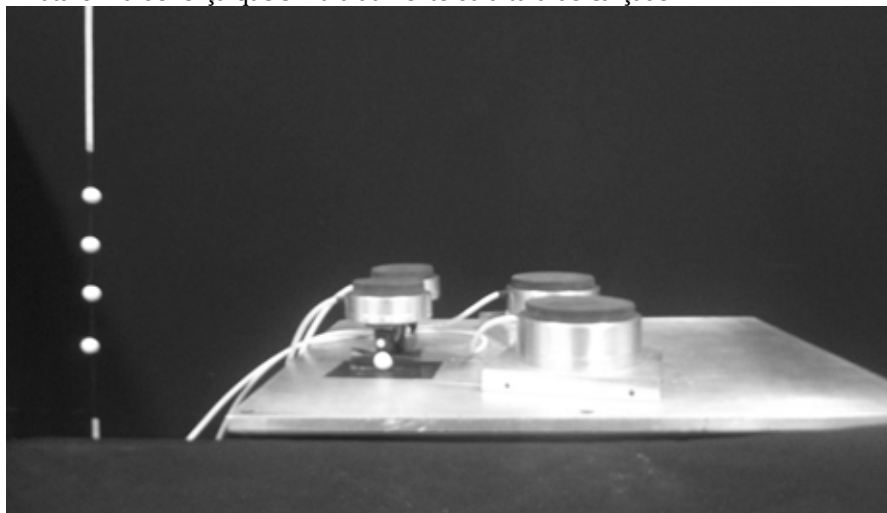
Ao concluir a construção das quatro células de carga foram fixadas sobre elas por meio de fita dupla face uma folha de EVA (Etil Vinil Acetato) de 1cm de espessura e diâmetro cerca de 1 cm menor que cada tampa da célula de carga, esta fixação foi realizada com o intuito de evitar picos excessivos de carga no início da calibração, também teve a finalidade de evitar que o pé da voluntária tocasse as bordas da célula de carga e assim influenciasse na pressão captada pela Ponte de Wheaststone e outra finalidade foi centralizar a pressão tornando a pressão exercida pelos pés mais próximo de uma situação real de uso do calçado de salto alto (Figura 17).

Figura 17 - EVA fixado sobre a célula de carga



Após terminada a construção da “Plataforma de Força que Simula Aumento da Altura do Calçado” as quatro células de cargas construídas foram calibradas. Na Figura 18 é exibida a “Plataforma de Força que Simula Aumento da Altura do Calçado” concluída e já posicionada no laboratório onde ocorrem as coletas, a esquerda é possível visualizar o fio de prumo e esferas de isopor fixadas em sua extremidade inferior, estas com a finalidade de fornecer uma medida como referências para as análises das imagens. A distância adotada entre as esferas de isopor foi de 5 cm.

Figura 18 - Plataforma de força que simula aumento da altura do calçado



3.3.7 Spider 8

Para a aquisição e processamento dos dados obtidos das pontes completas de Wheatstone das células de carga foi utilizado o equipamento Spider 8 (Hottinger Baldwin Messtechnik- HBM, Alemanha). Este equipamento é um sistema eletrônico capaz de medir sinais elétricos e variáveis mecânicas tais como força, resistência,

pressão entre outros. Após obter os dados, estes são amplificados, filtrados e armazenados em um banco de dados de um software, nesta pesquisa foi utilizado o software CatmanPA.

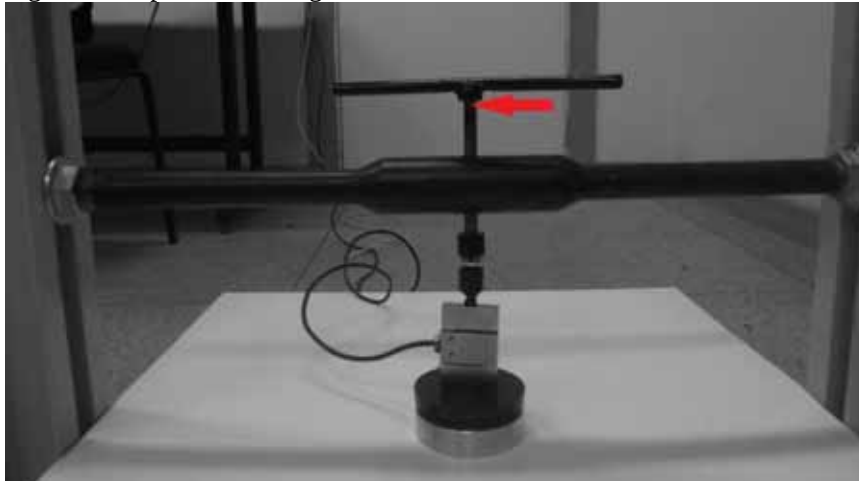
3.3.8 Software CatmanAP

O software CatmanAP da marca HBM versão 3.4.2 foi utilizado para realizar a aquisição e o tratamento dos dados obtidos pelo Spider 8. Por meio dele os dados da pressão plantar exercida sobre as células de carga puderam ser visualizados e analisados em tempo real.

3.4 Calibração

Cada uma das quatro células de carga produzidas foi calibrada. Para a calibração foi utilizado um dispositivo aplicador de carga, o qual por meio de uma manivela exerce uma pressão sobre a célula de carga (Figura 19).

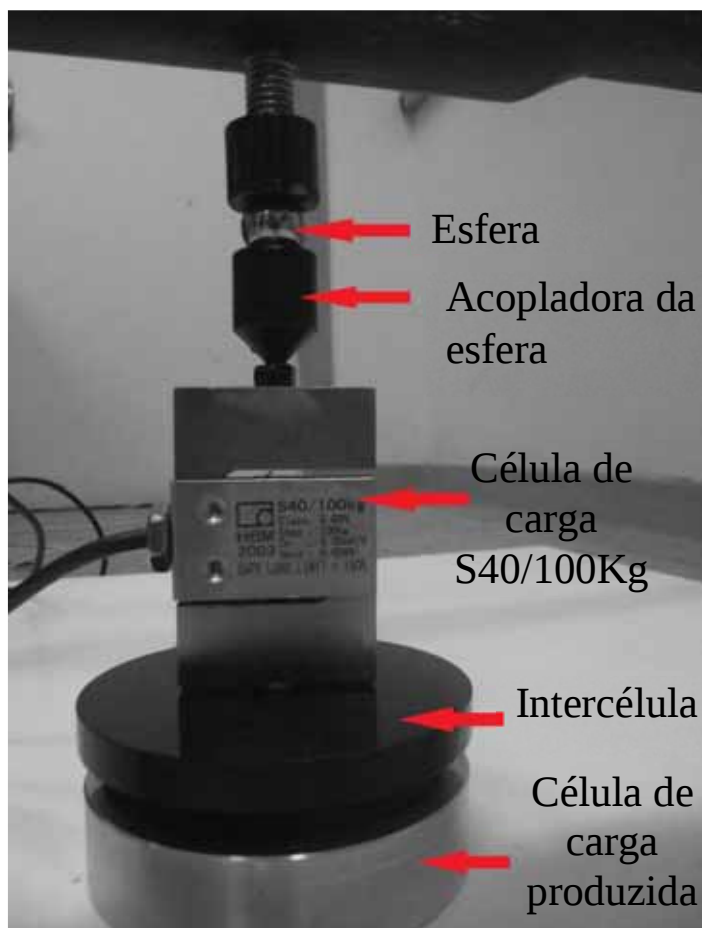
Figura 19 - Aplicador de carga



Foi utilizado uma célula de carga da HBM modelo S40/100kg com sensibilidade de 3mV/V, resistência de entrada de 350 ohms e capacidade máxima nominal de 100 kg (Figura). A célula de carga S40/100kg foi conectada ao Spider 8 por meio de um cabo. Para que a célula de carga S40/100kg não tocasse diretamente e em apenas um ponto distinto a célula de carga construída, foi fabricada uma peça de 10 cm de diâmetro e 1,5 cm de largura, a qual chamamos aqui de intercélula já que

esta está localizada entre as células de carga. A intercélula foi acoplada a célula de carga S40/100kg por meio de um parafuso já existente. Para que não houvesse a possibilidade de o equipamento aplicador de carga gerar torque sobre a célula de carga construída, uma esfera de aço inoxidável foi colocada entre o aplicador de carga e a célula de carga S40/100kg. Para acoplar a esfera de aço inoxidável foi produzida uma peça com um parafuso em sua extremidade inferior, assim era possível acoplar esta peça a célula de carga S40/100kg, esta peça foi chamada de acopladora da esfera (Figura 20).

Figura 20 - Esquema de calibração



Após montado o esquema de calibração ambas as células de carga foram conectadas ao Spider 8 então se iniciou a calibração, durante a calibração foi exercida uma pressão de 0 N a cerca de 500 N, após atingir o limite de 500 N foi sendo retirada a carga e assim foram obtidos então dados de força ascendente e descendente. Os dados obtidos no Software CatmanAP sobre a calibração de cada uma das quatro

células foram transferidos para o software Microsoft Excel e seus gráficos são apresentados nas figuras 21, 22, 23 e 24, neles são possíveis observar as equações da reta e a correlação encontrada entre mV/V e N. Todas as células de cargas calibradas apresentaram considerável correlação visto que todas apresentaram resultados muito próximos de 1.

Figura 21 – Calibração ascendente e descendente da célula de carga nomeada antepé direito

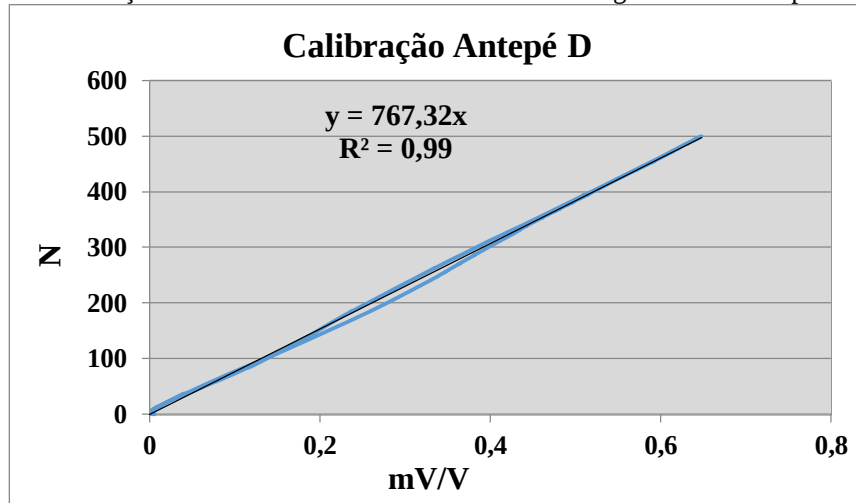


Figura 22 - Calibração ascendente e descendente da célula de carga nomeada antepé esquerdo

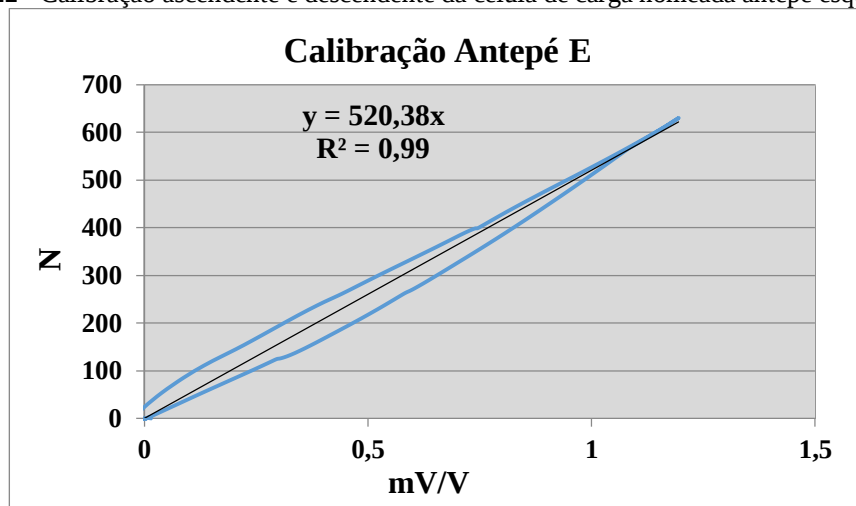


Figura 23 - Calibração ascendente e descendente da célula de carga nomeada retropé direito

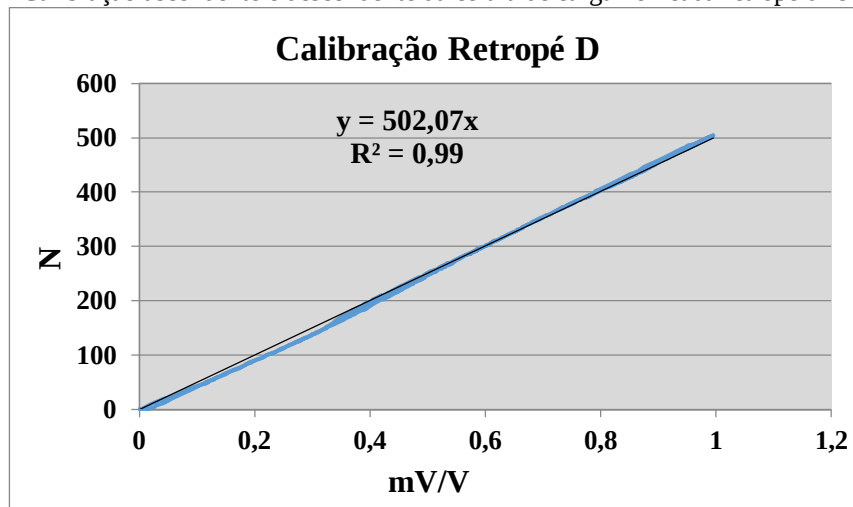
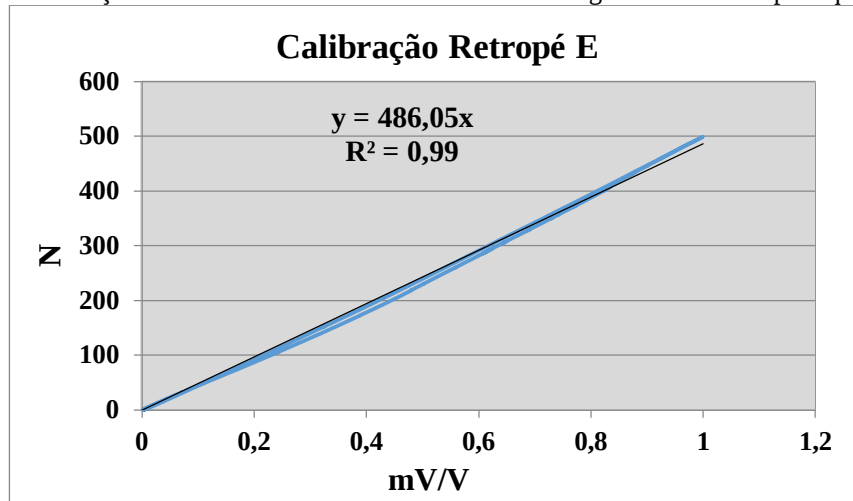


Figura 24 - Calibração ascendente e descendente da célula de carga nomeada retropé esquerdo



3.5 Coleta de dados

Primeiramente foi feito um convite as alunas de graduação e pós-graduação da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (FEG), informando a elas a vestimenta adequada a ser utilizada e a data e hora em que seria feita a coleta de dados. No dia estabelecido para a coleta as participantes preencheram o questionário de identificação e após foram pesadas e medidas para verificar o IMC. Neste momento as participantes que não se enquadraram nos critérios de inclusão foram dispensadas da pesquisa e as que se enquadraram, assinaram o termo de consentimento (Apêndice B).

Para a coleta dos dados as voluntárias foram posicionadas sobre a plataforma de força construída e caso necessário a célula de carga da região anterior dos pés foi

ajustada de acordo com o tamanho do pé da participante, então foram orientadas a se manterem imóvel durante toda a coleta. Após o posicionamento iniciou-se a coleta dos dados de força plantar e filmagem que já se encontravam sincronizadas por serem coletadas pelo software CatmanAP. Foram coletados dados com alturas do salto de 1,7 cm, 5,2 cm e 7,92 cm. Cada coleta teve duração de 20 segundos conforme o protocolo estabelecido por Gagey e Weber (2000) e intervalo de cerca de 10 segundos, neste intervalo foi elevado os pés para altura seguinte.

3.6 Análise Estatística

Os dados obtidos referentes a angulação da coluna lombar e da báscula pélvica e percentual de peso aplicado em antepés e retropés foram comparados entre si e também correlacionados a altura do salto.

Para verificar a existência de diferença significativa entre as medidas obtidas da angulação da coluna lombar e báscula pélvica, e as medidas de percentual de peso aplicado em antepés e retropés em cada uma das três coletas, foi utilizado o teste de Friedman. Para as variáveis que apresentaram diferenças significativas foi aplicado o teste de Wilcoxon bicaudal.

Para comparar as médias obtidas do percentual de peso aplicado em antepés das três coletas com a média obtida por Cavanagh et al (1987), foi utilizado o teste *t* de Student para amostras independentes.

Para verificar a correlação entre angulação da coluna lombar e da báscula pélvica e percentual de peso aplicado em antepés e retropés, com altura do salto foi aplicado o teste de Correlação de Pearson.

Os testes foram calculados com o auxílio do software Microsoft Excel, sendo adotado $p < 0,10$.

4 RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta as médias obtidas para cada uma das 3 alturas de salto simulada pela plataforma construída.

Tabela 2 – Médias das 3 alturas de salto utilizadas por alunas de Guaratinguetá - 2014

ALTURAS DE SALTO		
	Média	Desvio Padrão
1ª Altura	1,70	0,00
2ª Altura	5,20	0,76
3ª Altura	7,92	0,13

As médias obtidas em cada uma das 3 alturas de salto, para as variáveis peso aplicado sobre antepés e retropés, angulação da coluna lombar e da bácia pélvica, podem ser observadas na Tabela 3.

Tabela 3 – Comparação entre médias obtidas nas 3 alturas de salto com alunas de Guaratinguetá - 2014

COMPARAÇÃO ENTRE MEDIDAS DAS 3 ALTURAS DE SALTO				
Altura do Salto	1,70 cm	5,20 cm	7,92 cm	p-valor
Peso em Antepés [%]	38,5 (8,6)	53,5 (6,47)	66,6 (5,83)	< 0,01
Peso em Retropés [%]	61,5 (8,6)	46,5 (6,47)	33,4 (5,83)	< 0,01
Ângulo Coluna Lombar [°]	35,1 (6,8)	32,3 (5,49)	29,7 (5,07)	< 0,01
Ângulo Báscula Pélvica [°]	5,8 (5,2)	5,2 (5,66)	5,0 (6,18)	> 0,10

Encontrou-se que existem diferenças significativas entre as medidas de percentual de peso aplicado em retropés e antepés das três coletas ($p < 0,01$).

Comparando a variável peso aplicado em antepés entre a primeira coleta com salto de 1,70 cm e a segunda coleta com salto de 5,20 cm, foi encontrado que existem

diferenças significativas entre as medidas analisadas e que além de diferentes as medidas da segunda coleta são maiores que a da primeira ($p < 0,01$).

Na comparação do percentual de peso aplicado em antepés entre segunda coleta com salto de 5,20 cm e a terceira coleta com salto de 7,92, foi encontrado que existem diferenças significativas entre as medidas de cada coleta e que as medidas da terceira coleta são maiores que as da segunda ($p < 0,01$).

Comparando a variável percentual de peso aplicado em retopés entre a primeira coleta com salto de 1,70 cm e a segunda coleta com salto de 5,20, foi encontrado que existem diferenças significativas entre as medidas analisadas e que além de diferentes as medidas da segunda coleta são menores que a da primeira ($p < 0,01$).

Na comparação do percentual de peso aplicado em retopés entre segunda coleta com salto de 5,20 cm e a terceira coleta com salto de 7,92, encontrou-se que existem diferenças significativas entre as medidas analisadas e que além de diferentes as medidas da terceira coleta são menores que a da segunda ($p < 0,01$).

Ao se comparar as medidas de ângulo da coluna lombar das três coletas foi encontrado que existem diferenças significativas nas medidas do ângulo da coluna lombar de ao menos uma das três coletas ($p < 0,01$).

Comparando a variável ângulo da coluna lombar entre a primeira coleta com salto de 1,70 cm e a segunda coleta com salto de 5,20, encontrou-se que existem diferenças significativas entre as medidas analisadas e que além de diferentes as medidas da segunda coleta são menores que a da primeira ($p < 0,01$).

Na comparação entre a variável ângulo da coluna lombar entre a segunda coleta com salto de 5,20 cm e a terceira coleta com salto de 7,92, foi encontrado que existem diferenças significativas entre as medidas analisadas e que além de diferentes as medidas da terceira coleta são menores que a da segunda ($p < 0,01$).

Apesar da forte correlação encontrada entre altura do salto e ângulo da báscula pélvica encontrou-se que não existem diferenças significativas entre as medidas de cada uma das três coletas ($p > 0,10$).

Na primeira coleta com altura do salto de 1,7 cm, como já observado foi obtida média de 38,53% de peso aplicado em antepés, e a média obtida por Cavanagh sem

calçado é de 40%. Ao se comparar estas médias foi encontrado que não há diferença significativa entre a média obtida comparada com a média encontrada por Cavanagh et al (1987)($p>0,10$).

Já para a segunda e terceira coleta, feitas nas alturas de salto de 5,20 cm e 7,92, ao se comparar as médias obtidas de 53,48% e 66,57% com a de Cavanagh et al (1987) de 40% foram encontrados que existem diferenças significativas entre as médias obtidas comparada a de Cavanagh et al (1987), e que além de diferentes elas são também maiores ($p<0,01$).

5 DISCUSSÃO

Foi observado neste estudo que, quanto maior a altura do salto testada, maior é também o percentual de peso aplicado sobre antepés, e menor é o percentual de peso aplicado sobre os retropés. Encontrou-se que para todas as alturas aqui testadas de 1,70 cm, 5,20 cm e 7,92, os valores de percentual de peso para antepés mostraram-se diferentes e maiores conforme aumentava a altura do salto e os valores de percentual de peso em retropés mostraram-se diferentes e menores conforme aumentava a altura do salto. Estes resultados mostram que com o aumento da altura do salto ocorre um deslocamento de peso da região posterior dos pés para a região anterior e que este aumento é significativo para todas as alturas de salto. Desta forma observa-se que os resultados aqui encontrados concordam com os encontrados por Snow e Williams (1994) em seu estudo no qual verificou após avaliar a pisada de 11 mulheres utilizando calçados de salto alto com três diferentes alturas sendo 1,91 cm, 3,81 cm e 7,62 cm que quanto maior a altura do salto do calçado também maior a força vertical aplicada sobre a região anterior dos pés. Também este estudo concorda com os resultados obtidos por Yung-Hui e Wei-Hsien (2005) no qual após ao avaliar a pressão plantar e a força de impacto de 10 mulheres durante caminhada em uma esteira com saltos de 1,0 centímetro, 5,1 cm e 7,6 cm, verificou que o aumento da altura do calçado gera um deslocamento da pressão do retropé e mediopé para a região anterior do antepé. Outro estudo que concorda com os resultados encontrados é o desenvolvido por Bannach e Horodéski (2012) no qual após realizar avaliações baropodométricas de 58 mulheres sem salto, com salto de 4 cm, 8 cm e 10 centímetros, verificou aumento da pressão sobre a região anterior dos pés acompanhado do aumento da altura do calçado.

Como nos estudos de distribuição de pressão plantar tem-se observado adoção constante como valores ideais de distribuição de pressão plantar em pessoas comuns os valores encontrados por Cavanagh (1987). Este estudo ao encontrar aumento da pressão na região anterior dos pés associado ao aumento da altura do salto do calçado, despertou interesse em investigar se as alturas de salto testadas resultam em uma força em antepés diferente da considerada ideal por Cavanagh (1987) que é de 40% de peso aplicado em antepés. Os resultados mostraram que não existe diferença entre a média

do percentual de peso aplicado em antepés e o valor encontrado por Cavanagh (1987) com altura de salto de 1,70 cm. Isto indica que as voluntárias na coleta com altura de salto de 1,70 cm não tiveram a região plantar de antepés sobrecarregadas. Diferente do que se encontrou ao comparar as demais alturas de salto, pois ambas a de 5,20 cm e 7,92 cm se mostraram diferentes e maiores que a média de 40% encontrada por Cavanagh (1987), o que indica que durante as coletas em 5,20 cm e 7,92 cm as voluntárias tiveram a região plantar de antepés sobrecarregadas.

Nas análises da angulação da coluna lombar encontrou-se que o aumento da altura do salto está associado ao aumento da lordose lombar, de forma que os valores da angulação lombar mostraram-se diferentes e menores com o aumento da altura do salto. Este resultado concorda com o encontrado por Opila e Wagner (1990) no qual após avaliar a marcha de 14 mulheres encontrou ao distinguir as participantes entre jovens e idosas que o grupo de jovens tendem a aumentar a lordose lombar com o uso de salto alto, esta concordância entre estudos pode estar relacionada ao fato desta pesquisa possuir também voluntárias jovens com idade média de 20,4 anos.

Os resultados encontrados de que o aumento da altura do salto está associado ao aumento da lordose lombar discordam com os encontrados por Opila e Wagner (1990) no grupo de idosas, também discordam com Franklin et al (1995) que ao analisar a postura de 15 mulheres sem calçado e com calço de 5,1 cm encontrou que o salto alto leva a redução da lordose lombar. Opila (1988) ao avaliar 19 indivíduos sendo 12 mulheres e 7 homens de forma estática também encontrou que o uso de salto alto resulta na redução da lordose lombar, porém deve-se ressaltar que o fato de terem participado deste estudo indivíduos do sexo masculino, estes podem não ter experiência ou hábito de usar calçado de salto alto, o que pode ter influenciado os resultados.

No estudo realizado com 15 mulheres em que Franklin et al (1995) avaliou o posicionamento da coluna lombar por meio de um eletrogoniômetro na situação sem calçado e sobre um calço de 5,1 cm, encontrou-se que com o uso do salto alto ocorre redução da lordose lombar, este mesmo resultado foi observado no estudo de Lee et al (2001) no qual avaliou os efeitos biomecânicos do uso de calçado de salto alto em 5 mulheres jovens, para o estudo foram feitas coletas com 0 cm, 4,5 cm e 8 cm de altura

do salto do calçado. Desta forma vê-se que os resultados desta pesquisa diferem dos encontrados neste estudo.

Nos estudos de Moraes (2010) no qual avaliou a postura de 15 mulheres descalças, utilizando chinelo, tênis, calçado com salto 9 a 11 cm e calçado de salto de 5 e 7 cm, e o estudo de Iunes (2008) no qual avaliou a postura de 40 mulheres por meio de fotogrametria computadorizada, divididas em dois grupos um que utiliza calçado de salto alto frequentemente e outro que utiliza esporadicamente, e o estudo desenvolvido por Snow e Williams (1994) ao analisar a cinemática da marcha de 11 mulheres utilizando calçados de salto alto com três diferentes alturas sendo 1,91 cm, 3,81 cm e 7,62 cm, foram encontrados que independente da altura do salto, este não leva a alterações significativas sobre a lordose lombar o que difere dos resultados observados nesta pesquisa.

Na análise da angulação da bacia pélvica não foram encontradas alterações significativas, mostrando então que as alturas de salto alto utilizadas neste estudo não geraram repercussões no posicionamento da pelve. Assim como esta pesquisa outros estudos como o de Moraes (2010), Iunes (2008) e Snow e Williams (1994), também não mostraram alterações significativas no posicionamento da pelve com o uso de salto alto. Já Franklin et al (1995) analisou a postura de 18 mulheres sem calçado e com calço de 5,1 cm encontrou que o salto alto leva a redução da inclinação pélvica anterior, ou seja que o salto alto tende a inclinar a pelve posteriormente, discordando desta forma com os resultados obtidos neste estudo.

Apesar de encontrar que o uso do salto alto leva ao aumento da lordose lombar e não verificar diferença significativa na postura pélvica acredita-se que a pelve sofra sim influência em seu posicionamento com o uso de salto alto, mas que esta variação de posicionamento é pequena não chegando a ser significativa. Pois se a coluna lombar está ligada anatomicamente com a pelve é pouco provável que em um movimento da coluna lombar a pelve não venha ter repercussões.

6 CONCLUSÃO

Foi possível desenvolver uma plataforma de força capaz de simular várias alturas de salto do calçado. E se mostrou eficiente para sua finalidade que era simular a altura de vários calçados sem que houvesse a necessidade que as voluntárias do estudo descessem da plataforma a cada nova altura de salto adquirida. Isto permitiu que este estudo conseguisse afirmar que a postura dos pés adotada sobre a plataforma fosse igual para todas alturas.

Foi observado neste estudo que, quanto maior a altura do salto testada, maior é também o percentual de peso aplicado sobre antepés, e menor é o percentual de peso aplicado sobre os retropés, e que na altura de salto de 1,70 cm a média obtida do percentual de peso aplicado em antepés não difere da média encontrada por Cavanagh (1987). Conclui-se então que as voluntárias na coleta com altura de salto de 1,70 cm não tiveram a região plantar de antepés sobrecarregadas. Já as médias obtidas com salto de 5,20 cm e 7,92 cm se mostraram maiores, o que nos leva a crer que a voluntárias tiveram a região plantar de antepés sobrecarregadas.

NA análise da angulação da coluna lombar encontrou-se que o aumento da altura do salto está associado ao aumento da lordose lombar, de forma que os valores da angulação lombar mostraram-se diferentes e menores com o aumento da altura do salto.

Na análise da angulação da bácia pélvica não foram encontradas alterações significativas, mostrando então que as alturas de salto alto utilizadas neste estudo não geraram repercussões significativas no posicionamento da pelve.

REFERÊNCIAS

- BANNACH, Daniel Gauloski; HORODÉSKI, Jaqueline Sueli. Estudo comparativo do equilíbrio e das pressões plantares no antepé nos diferentes biotipos de mulheres que fazem o uso de salto alto. **Saúde e meio ambiente: revista interdisciplinar**, v. 1, n. 1, p. 143-162, 2012.
- BENDIX T., SORENSON S.S., KLAUSSEN K. Lumbar curve, trunk muscles, and the line of gravity with different heel heights. **Spine**. 1984;9(2):223–227. [[PubMed](#)]
- CAVANAGH, P.R. et al. Pressure distribution under symptom – free feet during barefoot standing. **Foot Ankle**, v.7, n.15, p.262-267, 1987.
- FRANKLIN M.E., CHENIER T.C., BRAUNINGER L., COOK H., HARRIS S. Effect of positive heel inclination on posture. **J Orthop Sports Phys Ther**. 1995;21(2):94–99. [[PubMed](#)]
- GAGEY, P.; WEBER, B. **Posturologia**: regulação e distúrbios da posição ortostática. 2. ed. São Paulo: Manole, 2000.
- HALL, Carrie M.; BRODY, Lori Thein. **Exercício terapêutico**: Na busca da função. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007. 171p.
- HAMILL, J.; KNUTZEN, K.M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 2ª edição, são Paulo: Manole, 2008
- IUNES, D. H. et al. A influência postural do salto alto em mulheres adultas: análise por biofotogrametria computadorizada. **Rev Bras Fisioter**, v. 12, n. 6, p. 441-6, 2008.
- LIPPERT, L. S. **Cinesiologia clínica e anatomia**. Rio de janeiro: Guanabara Koogan, 2008.
- MANDATO, M.; NESTER, E.; The effects of increasing heel height on forefoot peak pressure. **J Am Podiatr Med Assoc** 1999; 89:75-80.
- MARCZAK, J. **Análise postural através de baropodometria no ballet clássico**. 2004. Dissertação (Especialista em Terapia Manual e Postural Internacional) – Centro Universitário de Maringá. Maringá.

MORAES, Geraldo Fabiano de Souza et al. Use of different types of shoes do not interfere in healthy women orthostatic posture. **Fisioterapia em Movimento**, v. 23, n. 4, p. 565-574, 2010.

NASSER, John Peter. Estudo da variação do arco plantar longitudinal com apoio do calcâneo em diferentes alturas. **Kinesis**, n. 23, 2013.

OPILA-CORREIA K.A. Kinematics of high-heeled gait with consideration for age and experience of wearers. **Arch Phys Med Rehabil**. 1990;71(11):905–909. [[PubMed](#)]

OPILA-CORREIA K.A. **Kinematics of high-heeled gait**. **Arch Phys Med Rehabil** 1990;71: 304-309.

OPILA-CORREIA K.A., WAGNER S.S., Schiowitz S., Chen J. Postural alignment in barefoot and high- heeled stance. **Spine**. 1988;13(5):542–547. [[PubMed](#)]

RAMANATHAN, AK et al. Os efeitos do off-the-shelf inserções salto em sapato sobre a pressão plantar do antepé. **Gait e postura** , v.28, n. 4, p. 533-537, 2008.

SMITH, L.K.; LEHMKUHL, L.D.; WEISS, E. L. **Cinesiologia clínica de Brunnstrom**. 5. ed. São Paulo: Manole, 1997.

SNOW, Rebecca E.; WILLIAMS, Keith R. High heeled shoes: their effect on center of mass position, posture, three-dimensional kinematics, rearfoot motion, and ground reaction forces. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 75, n. 5, p. 568-576, 1994.

SPEKSNIJDER, Caroline; MUNCKHOFA, Rieny J.H. vd; MOONENB, Sjors A.F.C.M.; WALENKAMP, Geert H.I.M. The higher the heel the higher the forefoot-pressure in ten healthy women. **The Foot**. v. 15, p 17-21, 2005.

TORTORA, G.J., **Princípios de Anatomia Humana**. [Revisão Técnica Marco AurélioFonseca Passos; tradução Alexandre Lins Werneck]. Décima Edição. Rio de Janeiro. Editora Guanabara Koogan S.A, 2007. p. 234-237.

WHO – World Health Organization. **Obesity- Presenting and managing the global epidemic**. Report of a WHO consultation on obesity. Geneve, 1998.

YUNG-HUI, Lee; WEI-HSIEN, Hong. Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. **Applied Ergonomics**. v. 36 p 355-362, 2005.

APÊNDICE A

CARTA DE INFORMAÇÃO AO SUJEITO DA PESQUISA

A presente pesquisa tem por objetivo verificar a distribuição de pressão plantar e a postura em diferentes alturas de salto do calçado.

Para a coleta dos dados referentes a pressão plantar será utilizado uma plataforma que simula várias alturas de calçados, esta foi construída pelos pesquisadores. Para a análise postural será fixado com fita dupla face marcadores de isopor em regiões anatômicas específicas da coluna lombar e da pelve, posteriormente iniciaremos o procedimento da coleta dos dados de pressão plantar pela plataforma, os dados da variação angular da coluna lombar e pélvica serão registrados por meio de uma imagem captada por uma câmera digital.

Você será esclarecida sobre a pesquisa em qualquer aspecto que desejar. Sua participação não é obrigatória e a qualquer momento, você poderá desistir de participar e retirar seu consentimento, sem que isso acarrete qualquer penalidade.

É importante que você saiba que os pesquisadores irão tratar a sua identidade com padrões profissionais de sigilo. Os resultados do exame físico, dos testes e da pesquisa permanecerão confidenciais e serão enviados para o senhor, se assim o desejar. Você não será identificado em nenhuma publicação que possa resultar deste estudo.

Uma cópia deste consentimento será arquivada na diretoria de Pós – Graduação, Pesquisa e Extensão FEG/UNESP e uma segunda cópia será fornecida ao senhor.

A participação no estudo não acarretará custos e não haverá nenhuma forma de compensação financeira adicional. Caso tenha algum tipo de dúvida, você deve entrar em contato com os pesquisadores responsáveis, pelos telefones: (12) 988158054.

Os dados coletados serão utilizados na dissertação de mestrado da pesquisadora Gislaine Priscila de Andrade, pertencente a UNESP – Campus Guaratinguetá.

Gislaine Priscila de Andrade
(Pesquisador Responsável)

José Elias Tomazini
(Orientador)

APÊNDICE B

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Pelo presente instrumento, que atende às exigências legais, o (a) senhor (a) _____, RG: _____, CPF: _____, idade: _____ sujeito de pesquisa, após a leitura da CARTA DE INFORMAÇÃO AO SUJEITO DA PESQUISA (APÊNDICE A), ciente dos procedimentos aos quais será submetido, não restando quaisquer dúvidas a respeito do lido e explicado, firma seu CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO de concordância voluntária em participar da pesquisa proposta.

Fica claro que o sujeito de pesquisa pode, a qualquer momento, retirar seu CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO e deixar de participar do estudo, alvo da pesquisa e fica ciente de que todos os dados coletados tornam-se informações para pesquisa, podendo esses dados ser fonte de divulgação científica (aulas, congressos, encontros, simpósios, etc.).

Esse termo foi impresso e assinado em 2 (duas) vias, ficando uma via com o sujeito da pesquisa e outra com o pesquisador.

Guaratinguetá, _____ de _____ de 2014.

Assinatura do sujeito de pesquisa

APÊNDICE C

QUESTIONÁRIO DE IDENTIFICAÇÃO

1- Nome:

2- Telefone:

3- Idade:

4- Profissão:

5- Número do calçado:

6- Peso (), Altura (), IMC ()

7- Teve algum trauma recente?

()Sim ()Não

8- Possui alguma patologia ortopédica como: fratura, escoliose ou tendinose (tendinite)?

()Sim ()Não

9- Neste momento da avaliação sente algum tipo de dor ou possui alguma inflamação?

()Sim ()Não

10- Utiliza sapato de salto alto?

()Sim ()Não

11- Há quanto tempo você utiliza sapato de salto alto?

()Mais que 2 anos ()Menos que 2 anos

12- Quantas vezes por semana utiliza sapato de salto alto?

() 4 Vezes ou mais () 2 Vezes ou menos ()Outras

13- Qual o tamanho do salto do sapato?

() Igual ou maior que 6 cm () Menor que 6cm

14- Quantas vezes por semana utiliza sapatos com a altura descrita acima?

() 4 Vezes ou mais () 2 Vezes ou menos ()Outras

15- Quantas horas por dia você utiliza sapato de salto alto?

() 8 horas ou mais () menos de 8 horas.

16- Qual a posição em que se encontra a maior parte do tempo quando está com sapato de salto alto?

() Sentada () Em pé

17- Nível de conforto com o simulador de aumento de altura de salto na primeira altura. (Obs: 0 é o menor conforto e 10 é o maior conforto)

()

18- Nível de conforto com o simulador de aumento de altura de salto na última altura atingida. (Obs: 0 é o menor conforto e 10 é o maior conforto)

()

Assinatura do sujeito de pesquisa