

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE E DO ESPORTE – CEFID
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO
HUMANO

EDUARDO WÜST

INFLUÊNCIA DO CALÇADO NA ACELERAÇÃO TIBIAL.

FLORIANÓPOLIS – SC

2009

EDUARDO WÜST

INFLUÊNCIA DO CALÇADO NA ACELERAÇÃO TIBIAL.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, do Centro de Ciências da Saúde e do Esporte – CEFID, da Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Aluisio Otavio Vargas Avila.

FLORIANÓPOLIS-SC

2009

EDUARDO WÜST

INFLUÊNCIA DO CALÇADO NA ACELERAÇÃO TIBIAL

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano do Centro de Ciências da Saúde e do Esporte da Universidade do Estado de Santa Catarina como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em Ciências do Movimento Humano.

BANCA EXAMINADORA:

Orientador:

Prof. Dr. Aluisio Otavio Vargas Avila.
Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC

Membro:

Prof. Dr. Eliane Fátima Manfio.
Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos - IBTeC

Membro:

Prof. Dr. Ruy Jornada Krebs.
Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC

Membro:

Prof. Dr. John Peter Nasser.
Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC

Membro:

Prof. Dr. Antonio Renato Pereira Moro (suplente).
Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC

Florianópolis, 06/08/2009.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho e este momento a minha mãe, que tanto me ajudou e me incentivou nesta caminhada, por coisas que acontecem na vida e que muitas vezes não entendemos o porquê você não pode estar comigo no momento final desta caminhada, pelo menos não fisicamente, mas no pensamento e no coração estará sempre comigo. Mãe: estaremos sempre juntos e a saudade será eterna.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a minha família, em especial aos meus pais Terezinha e Luiz Carlos pela educação que me transmitiram, pelo respeito que me ensinaram a ter com todas as pessoas independente da sua classe social, sua cor, raça ou credo e pelo incentivo e força em todos os momentos.

Agradeço as minhas irmãs Adriana e Deisy, que com suas palavras, companhia ou simplesmente o silêncio confortante, fizeram com que em nenhum momento eu me desse por vencido, mesmo que em muitas ocasiões isso parecia ser eminente.

Agradeço a minha namorada Simoni, que acompanhou toda minha caminhada e durante o percurso do mestrado e que com todos os percalços e complicações no meio do caminho sempre esteve ao meu lado, sendo compreensiva, companheira, amiga e amável, tornando – se essencial não só nesse período mas para minha vida.

Agradeço ao meu orientador, Dr. Aluisio Otavio Vargas Ávila pelas oportunidades, ensinamentos e pela compreensão nos momentos difíceis.

Agradeço a Dr. Eliane Fátima Manfio, por toda a colaboração e dedicação prestada a mim durante todo o período do meu estudo, tendo grande importância para que o mesmo pudesse ser realizado.

Agradeço aos meus amigos João e Rudnei que há longínquos dois anos e meio atrás, sem nem mesmo me conhecer direito, se esforçaram e me deram força para encarar esse desafio, transformando-se de conhecidos em grandes amigos.

Agradeço a minha professora, amiga e orientadora do meu curso de graduação e pós - graduação, Simone Eickoff Bigolin, pelo incentivo e pela confiança em mim depositada em toda minha base da graduação e especialização.

Agradeço aos meus amigos de Santo Ângelo Maurivan, Matheus D., Matheus W., Matheus S., Michel, Thiago, Eliseu, que mesmo nos momentos em que estive afastado, sempre estavam prontos e me ajudar ou dar alguma palavra de apoio, mostrando o significado de uma verdadeira amizade.

Agradeço ao professor Mário César Andrade pelos tantos ensinamentos, explicações e pela oportunidade de poder participar e vivenciar o ambiente laboratorial.

Agradeço a todas as pessoas, funcionários, diretores e colegas do Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro Calçados e Artefatos (IBTeC) pela companhia, pela troca de experiências e por poder realizar meu trabalho nesta instituição.

Agradeço a Universidade do Estado de Santa Catarina em seu Centro de Ciências da Saúde e do Esporte por me oferecer sua estrutura para o desenvolvimento dessa pós – graduação *strictu sensu*.

Agradeço aos amigos que fiz, conquistei e fui conquistado nesse período e que terão para sempre seus lugares na minha vida, Josi, Juliana, Roberta, Patrik e Aline.

Agradeço a todos que de alguma forma, seja com algum gesto, alguma palavra, com uma conversa ou com uma troca de idéias ajudaram para que esse momento se concretizasse.

“Os únicos limites das nossas realizações de amanhã são as nossas dúvidas e hesitações de hoje.”

Franklin Roosevelt

RESUMO

WÜST, Eduardo. **Influência do calçado na aceleração tibial**. 2009. 57f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) – Universidade do Estado de Santa Catarina. Programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento Humano, Florianópolis, 2009.

O presente trabalho teve como objetivo analisar a influência de diferentes modelos de calçados na aceleração tibial, através de um acelerômetro uniaxial. Participaram do estudo 20 sujeitos, do gênero feminino, sem histórico de lesão músculo-esquelética nos membros inferiores e na coluna vertebral no último ano. Nesse estudo foi verificada também a força de reação do solo, através de uma plataforma de força, nas mesmas condições das aquisições da acelerometria tibial (com 4 diferentes tipos de calçado e descalço). Foram analisadas as variáveis: picos de aceleração tibial, a taxa de aceitação do peso e o índice de amortecimento durante as diferentes situações de estudo. A análise estatística foi composta de estatística descritiva, realizando - se o teste de Kolmogorov-Smirnov para verificar a distribuição normal dos dados, já para a comparação entre as condições foi utilizado o teste *One-Way ANOVA* para distribuição normal dos dados (teste paramétrico), seguido do teste de *Post Hoc* de *Tukey*, optou-se um valor de $p < 0,05$. Os resultados mostraram que a situação descalça apresentou maiores índices de aceleração tibial em relação ao uso do tênis e do salto anabela, o tênis apresentou, ainda, diferenças significativas entre todas as demais condições analisadas. Para a taxa de aceitação do peso foi encontrado diferenças significativas entre a condição descalça e todos os calçados utilizados, na variável em que se considerou o índice de amortecimento, o uso do tênis apresentou o melhor resultado se comparado com os demais calçados, sendo o calçado que teve um amortecimento maior em relação aos demais calçados.

Palavras-chave: Acelerometria Tibial. Taxa de aceitação do peso. Calçado.

ABSTRACT

WÜST, Eduardo. Influence of footwear on tibial acceleration. 2009. 57f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) – Universidade do Estado de Santa Catarina. Programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento Humano, Florianópolis, 2009.

This study aimed to analyze the influence of different models of shoes in tibial acceleration, in a uniaxial accelerometer. Twenty subjects participated in the study, gender female, no history of musculo-skeletal injuries in lower limbs and spine in the last year. In this study also found the strength of soil reaction, through a platform of force under the same conditions of acquisition of tibial accelerometry (with 4 different types of footwear and barefoot). This study aimed at analyzing: peak tibial acceleration, the rate of acceptance of weight and rate of damping in the 5 cases of study, the statistical treatment was descriptive statistics, performed the Kolmogorov-Smirnov test to verify the normal distribution of data for the comparison between the conditions we used the *One-Way ANOVA* test for normal distribution of data (parametric test) with post hoc test of Tukey ($p < 0.05$). The results showed that the situation barefoot had higher rates of tibial acceleration than with the use of tennis shoes and salto anabela, tennis shoes showed significant differences between all the other conditions examined. For the rate of acceptance of the weight we found significant differences between the situation barefoot for other situation and variable damping rate, the use of tennis shoes had a greater damping than the other shoes.

Keywords: Tibial accelerometry. Acceptance rate weight. Footwear.

University of Santa Catarina State – UDESC
Center of Healthy Science and Sport – CEFID
Master in Human Movement Science
Florianopolis, august 7th, 2009.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Fases da Marcha Humana.....	20
Figura 2: Ação e Reação.....	29
Figura 3: Acelerômetro e condicionador de sinais.....	32
Figura 4: Taxa de Aceitação do Peso.....	34
Figura 5: Visão frontal e medial da colocação do acelerômetro.....	36

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	39
Tabela 2	41
Tabela 3	42
Tabela 4	43

LISTA DE ABREVIATURAS

ANOVA: Analysis of variance

IA: Índice de amortecimento

ISA: Sistema de Informação de Lesões Relacionadas ao Trabalho

ISO: International Organization for Standardization

NBR: Denominação de Norma da Associação Brasileira de Normas Técnicas

TAP: Taxa de aceitação do peso

LISTA DE SÍMBOLOS

m/s: metros por segundo

ms: milisegundo

g: gravidade

mV/g: milivolts/gravidade

kHz: quilohertz

Hz: Hertz

%: porcentagem

A/D: Analógico/Digital

mm: milímetro

km/h: quilômetros/hora

m: metros

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	15
1.2.OBJETIVOS.....	17
1.2.1 Objetivo Geral.....	17
1.2.2 Objetivos Específicos.....	17
1.3 JUSTIFICATIVA.....	17
1.4 LIMITAÇÕES DO ESTUDO.....	18
2. REFERENCIAL TEÓRICO	19
2.1 MARCHA HUMANA.....	19
2.2 CALÇADOS.....	24
2.2 ACELEROMETRIA TIBIAL.....	26
3 MATERIAIS E MÉTODOS	32
3.1 SUJEITOS DO ESTUDO	32
3.2 INSTRUMENTOS DE MEDIDA	33
3.2.1 Sistema de Acelerometria	34
3.2.2 Plataforma de força	34
3.2.3 Esteira ergométrica	34
3.2.4 Sistema de controle de velocidade.....	34
3.3 Condições do estudo.....	34
3.4 PROCEDIMENTOS PARA COLETA DE DADOS.....	35
3.5 VARIÁVEIS DO ESTUDO.....	37
3.6 TRATAMENTO ESTATÍSTICO.....	39
4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	40
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	46

6 REFERÊNCIAS	48
APENDICE	52

1. INTRODUÇÃO:

1.1 PROBLEMA:

Os seres humanos são acometidos de sobrecargas ou impactos nas suas estruturas músculo esqueléticas, dentre essas sobrecargas está a vibração, que geralmente ocorre a partir do ponto de impacto, sendo que as estruturas ósseas, musculares, articulares, ligamentares e outras absorvem essas vibrações que ocorrem a cada impacto, seja pelo toque do pé no solo ou alguma outra forma de sobrecarga (HAMIL e KNUTZEN, 1999).

Durante as atividades locomotoras a quantificação das acelerações segmentares permite a avaliação do equilíbrio, bem como a transmissão do impacto entre os segmentos corporais adjacentes. Os padrões da acelerometria, bem como, os picos de acelerações, são então utilizados para identificar as diferenças entre a marcha patológica e a marcha normal (TURCOT *et al.*, 2008), as diferenças entre formas de locomoção (KAVANAGH; MENZ, 2008; HENNIG; LAFORTUNE, 1991; LAFORTUNE, 1991) e podem também contribuir para avaliar diferentes tipos de calçados e diferenciar os materiais utilizados na sua fabricação.

Estudos (KAVANAGH; MENZ, 2008; HENNIG; LAFORTUNE, 1991) destacam que os picos de aceleração ao longo do eixo axial da tíbia apresentam boa correlação com a componente vertical da força de reação do solo durante a corrida. Na marcha os picos de aceleração no eixo axial, antero-posterior e médio-lateral variam de 1 a 2g e durante a corrida, com velocidade de 4,7 m/s, os picos de aceleração podem variar de 5 a 9g. O eventos com maiores acelerações na extremidade proximal da tíbia na marcha ocorrem em torno de 100-150 ms depois do contato do calcanhar com o solo e na corrida depois de 60-70 ms do contato. (KAVANAGH; MENZ, 2008; HENNIG; LAFORTUNE, 1991).

Segundo Griffin (1996) em relação aos efeitos do impacto e suas respectivas respostas mecânicas na estrutura humana em diferentes circunstâncias, há uma dependência destes, na forma como a vibração se manifesta, ou seja, dos valores de aceleração e frequências de respostas da susceptibilidade individual, que varia muito entre diferentes tipos de indivíduos e da região a ser analisada.

Os atuais benefícios da utilização dos Acelerômetros para avaliar movimento incluem: o baixo custo comparado a equipamentos mais comumente utilizados para análise da marcha em laboratório; a utilização não está restrita a um ambiente laboratorial; os acelerômetros são de pequena dimensão permitindo caminhar sem restrições, o acelerômetro

pode oferecer uma variedade de modelos com diferentes sensibilidades para aquisição (KAVANAGH e MENZ, 2008).

Durante a marcha o pé humano garante um suporte estável do corpo, atenuando a potencialidade de impactos prejudiciais e promovendo informações sensoriais sobre o contato com o solo. Desta forma, o calçado foi criado da necessidade de promover proteção para a locomoção em terrenos acidentados, variando com as condições de tempo. A função do calçado casual moderno e do calçado esportivo é promover conforto e proteção ao corpo durante várias atividades diárias e esportivas (HENNIG, 2003).

Segundo Manfio & Ávila (2003), os calçados devem combinar vários atributos como desenho funcional, utilidade, eficiência e facilidade, além de aspectos relacionados com o conforto e segurança, entendidos como a prevenção de lesões.

Tendo em vista que de acordo com Lafortune, Lake e Henning (1996), os contatos do pé com o solo produzem forças de impacto que provocam uma onda de choque que percorrem todo o sistema músculo-esquelético do pé à cabeça e com base nos estudos sobre a marcha humana e suas possíveis sobrecargas, entre elas os conseqüentes problemas e/ou desconfortos causados pelas vibrações nos segmentos corporais, torna-se importante levantar o seguinte questionamento:

Diferentes modelos de calçados podem influenciar na aceleração tibial?

A partir desse questionamento levantam-se as seguintes hipóteses:

H0: Diferentes calçados não influenciam na aceleração tibial

H1: Diferentes calçados influenciam na aceleração tibial.

1.2 OBJETIVOS:

1.2.1 Objetivo Geral: Analisar a influência de diferentes modelos de calçados na aceleração tibial.

1.2.2 Objetivos Específicos:

- Descrever, analisar e comparar o comportamento dos picos de aceleração tibial durante a marcha descalça e com diferentes calçados;
- Correlacionar o comportamento dos picos de aceleração tibial com a Taxa de Aceitação do Peso durante a marcha descalço e com calçado.

1.3 JUSTIFICATIVA:

O presente estudo desenvolveu-se de forma a esclarecer as relações da acelerometria tibial durante a marcha humana em diferentes condições, com o uso de diferentes calçados e tendo na marcha descalça um parâmetro para comparar as diferenças apresentadas nessas situações de estudo.

O corpo humano está permanentemente exposto a vibrações mecânicas com maiores ou menores perturbações, que dependendo da intensidade podem provocar lesões irreversíveis e/ou incapacidades. As vibrações de fraca intensidade contribuem para o desenvolvimento normal do sistema músculo-esquelético e à medida que o nível aumenta, provocam diminuição nas capacidades humanas, prejudicando a execução de tarefas e, em consequência a segurança. As vibrações de forte intensidade, acima do limite fisiológico do organismo, podem originar lesões fisiológicas e patologias graves.

Em determinados momentos a alteração e o prejuízo que a aceleração tibial pode trazer ao sistema músculo-esquelético pode estar sendo causado pelo uso de calçados desconfortáveis ou produzidos com materiais incapazes de realizar suas funções, de proteção, por exemplo, ou ainda, usados inadequadamente para determinada atividade.

A acelerometria tibial é uma variável que pode contribuir para quantificar essas vibrações, com isso, torna-se importante estudá-la para melhor entender os aspectos que envolvam acelerometria tibial, vibrações e calçados.

Desta forma, estudar a aceleração tibial, assim como a intensidade das vibrações mecânicas nas estruturas músculo-esqueléticas durante a locomoção, com diferentes tipos de

calçados pode contribuir para a construção e seleção de materiais e calçados mais adequados para cada atividade.

Existem normas em relação às vibrações, como a ISO 2631/1 (1985) elaborada para a avaliação da exposição humana as vibrações do corpo inteiro, essa norma vem a somar a idéia de conseguir verificar as influências e prejuízos que as vibrações, através da aceleração tibial, podem ocasionar nas estruturas envolvidas na locomoção humana.

Alguns estudos vêm corroborar com a idéia da importância do tema abordado; Mercer (1999) realizou um estudo com o objetivo de determinar o efeito da fadiga na atenuação do choque de impacto de corredores durante a corrida, pois, o impacto do pé no chão, resulta em uma desaceleração dos membros inferiores que é transmitida através do corpo à cabeça.

Tendo em vista a abordagem acima, pode – se dizer que esse estudo torna-se importante para auxiliar no entendimento da aceleração tibial durante a marcha em diferentes situações, como descalça e com diferentes tipos de calçados.

1.4 LIMITAÇÕES DO ESTUDO:

O estudo limitou-se pelo fato de analisar a acelerometria tibial somente para o segmento direito (tíbia direita). Outra possível limitação foi a utilização apenas de sujeitos do gênero feminino que calçam as numerações 35, 36 ou 37.

2. REFERENCIAL TEÓRICO:

Neste capítulo faz-se necessário a abordagem sobre a marcha humana e suas fases específicas, tendo um cuidado maior com a fase de contato inicial, serão expostas também, aspectos da acelerometria tibial, suas características e utilidades em relação ao presente estudo.

2.1 MARCHA HUMANA

A locomoção humana, através da marcha é um ato que se aprende na fase inicial da vida e se estende ao longo dos anos, podendo, com o tempo, acontecer algumas alterações e adaptações para o melhor ou mais fácil funcionamento deste mecanismo.

Há séculos, a marcha vem sendo estudada, como por exemplo, o estudo dos irmãos Weber (1836) que comparam a marcha com um pêndulo.

Com o passar dos anos e com o avanço tecnológico, os estudos para um melhor entendimento do mecanismo da marcha, vem se especializando, hoje existem muitos equipamentos capazes de estudar e descrever momentos ou alterações específicas de determinada fase da marcha.

Podem ocorrer variações na forma de andar entre diferentes indivíduos ou no mesmo indivíduo, devido a mudança de velocidade, calçados, estado emocional, biótipo, entre outros, mas existem eventos que são compartilhados por todos. (DAVID, 2000).

O ciclo da marcha representa o funcionamento combinado das extremidades inferiores, da pelve e da coluna vertebral. É preciso entender cada segmento do ciclo da marcha, seu papel na absorção e distribuição das forças e a relação entre as suas fases, para que seja compreendida em sua totalidade a informação obtida durante a análise da marcha. (Starkey e Ryan, 2001)

Sendo assim, podemos dizer que a marcha humana é um movimento complexo, que para ser estudado com mais detalhes e obter um melhor entendimento é dividido em várias etapas ou fases, para que seja mais clara sua compreensão e conseqüentemente se consiga melhores formas de se avaliar esse movimento.

A terminologia usada pelo Rancho Los Amigos Medical Center (1989), é a terminologia mais descritiva das ações que ocorrem no ciclo da marcha em comparação com a terminologia tradicional. (Starkey e Ryan, 2001).

Esse sistema citado acima da análise da marcha concentra – se em duas fases distintas: a fase de apoio, quando o pé está em contato com o solo, e a fase de oscilação, quando o pé está fora do chão. A fase de apoio começa com o contato inicial do calcanhar com o solo, e termina quando o primeiro dedo do pé perde contato com a superfície. O período entre o despregamento dos dedos e o contato inicial é denominado fase de oscilação, o período de cadeia cinética aberta durante o qual o membro se reposiciona.

Segundo Starkey e Ryan (2001), *apud* Rancho Los Amigos Medical Center, a fase de apoio constitui 62% do ciclo da marcha, uma biomecânica anormal faz com que ocorra uma distribuição anormal das forças, resultando num aumento do estresse nos tecidos e podendo causar lesões por uso excessivo.

Os mesmos autores citam que o período do contato inicial da fase de apoio começa com o calcanhar tocando o solo, enquanto isso, a fase de apoio do membro contra lateral está terminando com o despregamento dos dedos do chão, nesse momento ambos os membros estão em contato com o solo, correspondendo a 22% do ciclo da marcha. Logo após o contato inicial, ocorre a resposta à carga, período que se prolonga até a retirada da extremidade oposta do solo, terminando o apoio com os dois membros.

Na fase do contato inicial do pé com o solo, geralmente ocorrem os maiores impactos nas articulações e nas estruturas músculo-esqueléticas, sendo assim torna-se útil pesquisar sobre as forças a que são submetidas às articulações, músculos, tendões e ligamentos durante essa fase da marcha humana em diferentes condições.

Após a resposta a carga, temos a fase da marcha chamada apoio simples, que segundo Perry (2005), inicia – se na elevação do pé para o balanço, continuando essa fase até que o outro pé toque novamente o solo.

Ainda conforme autora acima, a fase de apoio médio é a primeira metade do intervalo do apoio simples, iniciando quando o pé contra lateral é elevado e segue até o momento em que o peso do corpo seja alinhado sobre o antepé.

O período de apoio terminal começa quando o centro de gravidade passa sobre o pé e termina imediatamente antes que o membro contralateral faça o primeiro contato com o chão. O período final da fase de apoio, a pré – oscilação começa com o contato inicial do membro oposto e termina com o despregamento dos dedos do membro que está em fase de apoio. (STERKEY e RYAN, 2001).

A fase final do ciclo da marcha pode ser chamada de oscilação em balanço (STERKEY e RYAN, 2001) ou de pré-balanço, e essa determinação de Perry (2005) que será

usada. Essa fase final de apoio é o segundo intervalo de duplo apoio no ciclo de marcha, começando com o contato inicial do membro oposto e finalizando com o desprendimento dos dedos.

Essa fase é dividida em três etapas: balanço inicial, balanço médio e balanço terminal, a primeira consiste em aproximadamente um terço do período de balanço, começa com a elevação do pé do solo e finaliza quando o pé de balanço está oposto ao pé de apoio. A segunda etapa começa quando o membro do balanço está anterior e a tíbia está vertical e por fim o balanço terminal inicia – se com a tíbia na posição vertical e termina quando o pé toca o solo, sendo que o avanço do membro é completado enquanto a tíbia desloca – se para frente da coxa.

Nas fases descritas acima, temos uma força que age no corpo, que é a ação da força de reação do solo, que é uma resposta a força que o pé exerce sobre o solo durante a fase de apoio.

Na figura 1 uma forma simplificada das fases da marcha humana segundo César e colaboradores (2003).



Figura 1 – Fases da marcha
Fonte: Dados do autor

Em quase todo o movimento de locomoção terrestre, o indivíduo sofre a força de reação do solo em algum momento. Essa força é uma aplicação da terceira lei do movimento de Newton, que diz respeito à ação e reação, ou seja, toda força aplicada em um corpo gera

uma reação de mesma intensidade em sentido contrário (VANGHAN, C. L.; DAVIS; B. L.; O'CONNOR, J. C., 1992).

Alguns autores (David, 2005, Winter, 1990, Amadio, 1996), concordam que existe um tempo de latência, entre 60 e 100 ms antes que o estímulo dado pela força produzida no início do contato do calcanhar e a conseqüente resposta do sistema nervoso ocorra, sendo que neste intervalo a força incide apenas nas estruturas passivas do aparelho locomotor, em especial os ossos e as articulações.

Essa afirmação acima é determinante para que se estude e entenda as desordens que podem ocorrer no sistema músculo-esquelético durante o primeiro contato do pé com o solo, talvez aí estejam os principais problemas que venham a acometer os indivíduos.

Isso também se relaciona com o presente estudo, já que, tanto na taxa de aceitação do peso, quanto na acelerometria tibial, o contato inicial com o solo teoricamente é o momento de maiores valores de picos de aceleração ou de maior impacto, independente do uso do calçado ou do seu modelo.

Algumas variáveis da força de reação do solo, como por exemplo, a taxa de aceitação do peso (TAP), pode ser um bom parâmetro de estudo para um melhor entendimento da marcha humana e suas possíveis alterações.

Considerando-se forças de igual magnitude, pode-se dizer que valores altos de TAP indicam que o aparelho locomotor sofreu a ação destas forças num curto intervalo de tempo, caracterizando uma situação de grande impacto, enquanto valores menores indicam que as forças foram distribuídas em um intervalo maior de tempo, reduzindo a expressão do impacto (AMADIO, 1996).

Assim, a aceitação do peso é a tarefa de maior exigência no ciclo de marcha, tendo três padrões funcionais são necessários: absorção de choque, estabilidade inicial do membro e preservação da progressão. O desafio é a transferência abrupta do peso do corpo para um membro que acabou de terminar o balanço para frente e tem um alinhamento instável. Desse modo, ocorre o contato inicial entre 0% a 2% do Ciclo da marcha a resposta a carga entre 0% a 10% do ciclo da marcha, que tem como objetivo a absorção do choque, estabilidade para recepção do peso, preservação da progressão (PERRY, 2005).

Segundo Hamil e Knutzen (1999) a componente vertical da força de reação do solo domina a relação de impacto em comparação com os outros dois componentes, e dessa maneira, é o mais fácil de ser quantificado.

No corpo humano, especificamente durante a marcha, as forças atuantes são: a força gravitacional, as forças de reação do solo e as forças exercidas pelos músculos e ligamentos. Sendo a atuação da força gravitacional conhecida através do produto da massa pela aceleração da gravidade (WINTER, 1990).

Alguns aspectos podem interferir nos resultados obtidos através da taxa de aceitação do peso, como por exemplo, diferentes tipos de calçados, que terão características específicas em relação a essa variável.

Saltos superiores a três cm geram repercussões no aparelho locomotor, principalmente na cinemática da marcha. O uso do salto alto determina uma sobrecarga músculo-esquelética que está associada a uma maior predisposição a lombalgias, gonartrose, halux valgo, neuroma de Morton, calosidades podais, fraturas e lesões ligamentares. (Santos et al, 2008).

Grau et al. (1996) verificou a absorção da força de impacto ao solo em diversos saltos, com materiais diferentes, revelando que saltos rígidos de madeira possuem baixa absorção e os saltos revestidos de material emborrachado absorvem 85% do impacto inicial.

A marcha apresenta aspectos diferentes conforme o calçado utilizado, segundo Norkin (1993) e Lee (1990) o ciclo da marcha com o uso do salto alto apresenta características temporo-espaciais alteradas, com destaque para o golpe de calcanhar e fase de propulsão. Na primeira, ocorre uma redução significativa do tempo de apoio e o inverso na fase de propulsão. O tempo da fase de balanço diminui e, o da fase de apoio, aumenta, conforme a altura do salto.

O uso de calçados durante o caminhar, como os sapatos de salto, pode gerar forças de impacto no contato inicial com o solo e estas são transmitidas para o sistema músculo-esquelético como uma onda de choque. Essa onda de choque pode danificar os tecidos moles, os quais podem resultar em sintomas de dores nas pernas e nas costas, e, eventualmente, levar as desordens degenerativas nas articulações. Apesar das preocupações relativas a esses efeitos desfavoráveis ao sistema musculoesquelético humano, critérios de uso e/ou comportamento da moda incentivam o uso contínuo de determinados calçados, como os sapatos de salto. (Lee; Hong, 2005).

Segundo César et. al. (2003) para minimizar os impactos do pé com as superfícies de apoio (pisos) podemos nos valer dos picos de força gerados durante a marcha e registrados pela componente vertical da força de reação do solo. Como estes parâmetros de avaliação da marcha têm grande variabilidade, sugerimos que o próprio indivíduo seja usado como controle.

Conforme mesmos autores, isto é possível analisando sua marcha descalço e comparando com sua marcha com calçados. Assim sendo, o pico de força, registrado durante o andar descalço é comparado com o andar calçado, e teremos agora a condição de calcular o aumento (ou diminuição) do percentual de pico de força. Se o calçado diminuir o pico de força da fase passiva do andar, ele estará oferecendo maior conforto ao seu usuário quando comparado com o andar descalço.

O estudo acima segue a mesma linha de trabalho dessa pesquisa, em que os testes desenvolvem-se para a marcha descalça e com o uso de calçados.

Há médio e longo prazo, algumas lesões mais graves podem acometer as estruturas músculo-esqueléticas com o uso de um calçado inapropriado para determinada atividade ou um calçado desconfortável por um longo período de tempo, um exemplo é a fratura por estresse.

Os fatores que controlam a fratura óssea são as intensidades das tensões e o grau de estresse, as fraturas devido à fadiga óssea podem ocorrer em várias atividades, como: treinamento militar, em bailarinas, corredores e atletas em geral, ou ainda, pessoas que começam um programa de exercícios bruscamente. (Malone, Mc Poil e Nitz, 2002).

Conforme os autores acima, a velocidade que a força incide é importante para provocar a fadiga, quanto maior for essa velocidade, maior será a energia absorvida pelo osso e apenas maior será a solicitação que o osso é capaz de tolerar antes de sofrer a fratura.

Conforme algumas literaturas, como a citada acima, a fadiga muscular aumenta a possibilidade da ocorrência de fratura por estresse. O uso de calçados inadequados ou não confortáveis pode levar a uma fadiga muscular, sendo assim um predisponente para lesões isoladas ou concomitantes.

A utilização de parâmetros científicos que sirvam de base para o estudo e desenvolvimento de modelos que estejam em conformidade com os conhecimentos biomecânicos do comportamento dinâmico dos pés, é um dos caminhos que irão permitir uma melhor compreensão e possivelmente uma visão crítica mais esclarecedora influenciando nas decisões tanto da confecção, como do uso seguro dos calçados (Pinho, 2005).

2.2 CALÇADOS:

Historicamente os calçados nascem da necessidade de prover proteção aos pés do homem, para que estes pudessem se locomover sobre terrenos ásperos e em condições

climáticas desfavoráveis. Ao longo da história, com a evolução humana os calçados também ganham novas formas, materiais, cores e etc.

Os calçados, independente do modelo e design, tem a função de proteger o pé e partes adjacentes, podemos ter inúmeros tipos e modelos de calçados, conforme denominação de Cezar et. AL (2003): Classificam-se os calçados em: a) Calçado casual: são assim denominados por serem os calçados de uso diário. São os calçados utilizados no trabalho, nas pequenas caminhadas, isto é, nas atividades que identificam o dia-a-dia das pessoas; exemplo: são os calçados abertos ou fechados e sandálias. b) Calçados esportivos: são convencionalmente chamados de tênis. Estes tipos de calçados foram os que tiveram o maior avanço tecnológico no que se refere aos sistemas de fabricação e quanto ao desenvolvimento de materiais. c) Tênis: tipo de calçado fechado que se caracteriza principalmente por conciliar conforto, resistência e flexibilidade, permitindo desta forma uma boa movimentação do pé. Diferencia-se do calçado esportivo, pois apesar de poder ser usado diariamente, é um calçado específico para a prática de esportes. d) Calçados para caminhadas: os calçados para caminhadas são um tipo de calçados de criação recente e reflete o apelo da moda para a saúde pelo caminhar- longas caminhadas-como um fator de qualidade de vida. Caracteriza-se pela combinação de couro com materiais sintéticos, tendo os solados grossos destacando-se no visual do calçado. e) Calçado social: como identifica sua denominação, são calçados para ocasiões em que seu usuário deve se apresentar vestido com distinção. Seu estilo e linhas normalmente são clássicos, mudando pouco ao longo do tempo. Os materiais utilizados na sua fabricação são de qualidade superior, todos naturais como pelica e couro de porco.

Nesse estudo os calçados podem ser mais bem especificados quanto ao seu salto, Murcilo (1962) detalha o salto Anabela como sendo um salto empregado em diversas alturas (de 1,5 a 7 cm), que pode ser liso ou fantasiado, grosso ou fino, o salto anabela é o único tipo de salto que difere em grande parte dos demais.

Desde setembro de 2002 as indústrias calçadistas brasileiras poderão obter uma marca que identificará o conforto do calçado (selo de conforto), tornando-se um fator de diferenciação e competitividade, para os consumidores do mercado interno e principalmente para os compradores internacionais. A informação é da Associação Brasileira das Indústrias de Calçados (Abicalçados), que desenvolveu a Marca de Conformidade ABNT para o conforto do calçado. Para a viabilização do projeto, a entidade contou com a parceria da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) e do Centro Tecnológico do Couro, Calçados e Afins (CTCCA).

Segundo AVILA (2002), para desenvolver o calçado confortável deve-se ter em mente que todo calçado tem que atender às necessidades de seu usuário e suas características devem ser: possuir um bom calce, manter a integridade dos pés, bem como protegê-los, oferecer segurança ao andar, ser adequado à atividade que se destina, não alterar os parâmetros da marcha, promover uma boa adaptação aos ambientes e aos princípios relativos à aparência da personalidade do usuário.

Quanto aos fatores biomecânicos, eles se manifestam como força, pressão, impacto e vibrações. E os efeitos percebidos por estes fatores sobre o conforto de um calçado são a sensibilidade à pressão, distribuição da pressão, proteção fisiológica e proteção contra choques, e amortecimento.

Com todas as marcas, escolhas, materiais e tecnologias que existem hoje em dia, uma escolha acertada é cada vez mais difícil, pois para isso o consumidor teria que ser um verdadeiro perito em tecnologias e materiais e isso não é muito provável, com isso é essencial que se possa adquirir um calçado com uma certificação de conforto, que tenha passado por inúmeros ensaios, como por exemplo, o índice de amortecimento e a capacidade de absorver choques e vibrações de cada calçado especificamente.

A medição de parâmetros como força, deslocamento e vibração permitem avaliar o desempenho dos calçados.

2.3 ACELEROMETRIA TIBIAL:

Diariamente estamos expostos a diversos tipos de vibrações mecânicas; estas exposições podem interferir no conforto, desempenho, saúde e na segurança de nossas atividades.

A vibração é um movimento oscilatório em relação a um ponto de referência, pode ser classificada como periódicas (cíclica) ou não periódicas (transitória) e é medida por deslocamento, velocidade e aceleração.

A utilização de calçados inadequados para determinada atividade podem trazer desconforto e lesões nas estruturas ósseas, musculares ou tendíneas, em diversos tipos de atividades, sejam elas a corrida, a caminhada ou a prática de algum esporte.

A acelerometria tibial é caracterizada como um dos métodos em que se pode analisar a aceleração emitida para as estruturas músculo-esqueléticas durante o movimento, é bastante utilizada para avaliar a biomecânica do movimento humano, mais especificamente

as vibrações que podem se propagar através da estrutura óssea, ligamentar, tendínea e muscular.

O transdutor mais usado atualmente para medir vibrações é o acelerômetro piezoelétrico. Esse transdutor é construído com cristal piezoelétrico, que gera carga elétrica quando deformado dinamicamente a partir das vibrações que lhe são impostas.

O funcionamento deste instrumento se dá através do deslocamento de uma massa inercial localizada no interior do aparelho. À medida que esta massa se desloca, ela pressiona um conjunto de molas - chamadas de transdutores. Estes transdutores são sensíveis à deformação e transformam a energia mecânica recebida, por meio da alteração de suas propriedades, em energia elétrica. Por sua vez, a energia elétrica consiste em um sinal analógico que será convertido em um sinal digital para a leitura do computador.

A acelerometria é um método utilizado para análise biomecânica do movimento humano, sendo uma ferramenta fundamental para o controle de sobrecarga humana nas mais diversas atividades cotidianas (GRIFFIN, 1990).

A medição e os benefícios da utilização de acelerômetros, em comparação com mais instrumentos de análise tradicional marcha incluem baixo custo; o ensaio não estar restrito a um ambiente de laboratório, acelerômetros são pequenas, pois a caminhada é relativamente livre e direta, eliminar os erros associados com a diferenciação de deslocamento e velocidade de dados. (Kavanagh e Menz, 2008).

Os efeitos dos impactos, os quais envolvem uma significativa mudança na velocidade do corpo, em um curto período de tempo, caracterizado por uma vibração transitória no organismo, de acordo com Meydan (1997), podem ser medidos em termos de deslocamento, velocidade, acelerações e taxa de mudança da aceleração.

Conforme estudos de vários autores ((LAFORTUNE, 2001; SHARKEY, 1995; EBBELING, 1994; GASTWIRTH, 1991; OPYLA-CORREA 1990), o uso de plataformas de força, sensores de pressão, acelerômetros, eletromiografia e sistemas de cinemetria para análise tridimensional, são as ferramentas usuais utilizadas para análise do comportamento das forças e pressões oriundas da interação entre pé e calçado.

Segundo Nigg (1986), em meados da década de 70, ocorreu um aumento intenso de praticantes de corrida e *jogging*. Nesta época, surgiram alguns casos de lesões em articulações dos membros inferiores e outros problemas relacionados à propagação de impactos no corpo humano.

De acordo com o estudo de Hall (2005), o impacto caracteriza - se por um contato entre dois corpos com transferência de uma grande força em um pequeno intervalo de tempo.

Iida (1998) comenta em seu estudo que os efeitos da vibração sobre o corpo humano podem danificar alguns órgãos, dependendo da frequência e do nível em que ocorre; sendo que de 1 a 80 Hz, podem provocar lesões nos ossos, articulações e tendões; em frequências de 30 a 200 Hz, podem acarretar doenças cardiovasculares; e acima de 300 Hz, tem a possibilidade de o indivíduo apresentar dores agudas e distúrbios neuromusculares.

Segundo Meydan (1997) a acelerometria é a melhor técnica de medição e/ou acompanhamento de choques e vibrações, devido ao tamanho e peso reduzido e a uma melhor resposta dinâmica do acelerômetro. O uso de acelerômetros para avaliar a atividade física é bastante difundido na área da saúde (POBER *et al.*, 2006), para avaliar diferentes forma de locomoção, como caminhar, subir e descer escada, andar de bicicleta (VELTINK, 1996) e para avaliar atividades de diferentes intensidades (RIDGERS, STRATTON e FAIRCLOUGH, 2005).

Zadin (1995) e Robertson et al. (2004) sugerem que o acelerômetro esteja fixado sobre a estrutura a ser estudada, porém, quando isto não for possível, o posicionamento do instrumento deve ser o mais próximo do local estudado, sobre uma estrutura rígida.

Ridgers, Stratton e Fairclough (2005) quantificaram as atividades diárias durante o período escolar e almoço de crianças com idade de 5 a 10 anos utilizando acelerômetros. O acelerômetro foi fixado sobre o lado direito do quadril utilizando-se um cinto elástico. Após o período de familiarização com o equipamento, as crianças foram instruídas a seguir a sua rotina diária normal. Os autores destacam que os meninos realizam uma quantidade maior de atividades de intensidade moderada e muito alta do que as meninas.

Alguns estudos mostram as alterações que as vibrações podem trazer ao sistema músculo-esquelético durante atividades ocupacionais, como Wos *et al.* (1992) que citam que, de acordo com a ISA (Sistema de Informação de Lesões Relacionadas ao Trabalho), entre 1980 e 1985, foram relatados 659 casos de lesões por vibrações resultantes de ferramentas de impacto.

Certas síndromes, em virtude das características vibratórias dos equipamentos e das condições de exposição, como a síndrome de Raynaud (dedos brancos e insensíveis) e as lesões articulares, são reconhecidas como doenças profissionais em países como Bélgica, França, Alemanha e Itália (MOURE *et al.*, 1994).

Nilssen e Helbostad (2001) com o objetivo de investigar a diferença na vibração, através da acelerometria, no tronco de jovens e idosos saudáveis, e ainda, entre as condições de olhos abertos e fechados para avaliação do equilíbrio, encontraram diferença significativa nos resultados, indicando que a acelerometria na região do tronco pode mostrar as diferenças entre as populações em várias condições.

Devido à dificuldade em se mensurar a vibração na região da coluna lombar, devido às formas de posicionamento dos acelerômetros, Pankoke, Hofmann e Woolfel (2001) propõem a determinação dessas cargas através de simulações numéricas utilizando modelos anatômicos de todo o corpo humano com um detalhamento da coluna lombar. Zadin (1995) e Robertson et al. (2004) sugerem que o acelerômetro seja fixado sobre a estrutura a ser estudada, porém, quando isto não for possível, o posicionamento do instrumento deve ser o mais próximo do local estudado, sobre uma estrutura rígida.

Investigações usando acelerômetros para analisar os padrões da marcha têm utilizado uma variedade de técnicas como ligaduras elásticas e velcro para garantir uma fixação firme na pele. Curiosamente, há provas de que a pele na montagem dos acelerômetros pode sobreestimar a amplitude e o filtro passa-baixa na aceleração em comparação com o sinal com o osso. (KAVANAGH E MENZ, 2008)

Todas as articulações do corpo humano têm o papel de minimizar e atenuar as vibrações que ocorrem ao longo do sistema músculo esquelético, estas articulações atenuam e dissipam as ondas de choque iniciadas pelo impacto do pé contra o solo, exercendo uma função protetora do choque em direção ao crânio (WOSK; VOLOSHIN, 1981 apud VOLOSHIN, 2004).

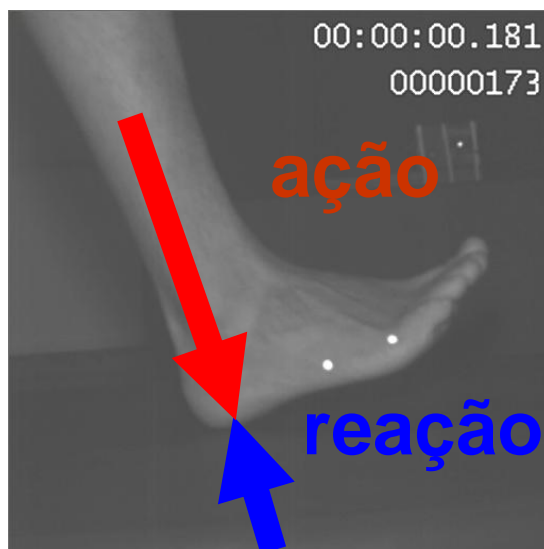


Figura 2- Força de Ação e Reação
Dados do Autor

Voloshin (2004) diz que quando um atleta corre em uma pista, salta em distância ou em altura, seja em piso natural ou sintético, seus pés acabam se chocando contra a superfície. Cada evento deste tipo gera uma onda de choque (impacto) que se propaga desde pé, através do sistema musculoesquelético, até alcançar o crânio.

Mizrahi, Verbtsik e Isakov (2000) investigaram os possíveis efeitos da fadiga sobre o choque do calcanhar com o solo, através das acelerações e as possíveis formas de atenuação destes choques ao longo do corpo durante as contrações musculares excêntricas. Os autores concluíram que a propagação dos choques da tuberosidade tibial ao sacro é aumentada devido à ação excêntrica dos músculos, que ocorre em corridas em declive (descidas), mesmo sem o desenvolvimento da fadiga muscular. Os autores afirmam ainda que o conhecimento sobre os efeitos da fadiga na propagação de choques entre a perna e o sacro pode ajudar na compreensão do mecanismo das fraturas por estresse e das lesões articulares.

Seguindo na mesma linha do estudo acima, Holmes e Andrews (2006) tiveram como objetivo examinar os efeitos da ativação e da fadiga muscular localizada na tíbia, usando a eletromiografia associada à acelerometria, incluindo as variáveis, pico de aceleração da tíbia e tempo de pico de aceleração da tíbia, medido no joelho durante o impacto do calcanhar com o solo. Os autores colocam que quanto maior a fadiga muscular nos músculos gastrocnêmio e tibial anterior, menores são os picos de aceleração tibial, tanto em homens quanto em mulheres.

Schnabel e Hennig (1995) também utilizaram acelerômetros similares para avaliar possíveis choques na região da tíbia durante a locomoção humana, com o objetivo de quantificar possíveis vibrações nessa região.

Ledoux e Hillstrom (2001) mostraram que a vibração tem sido associada a alguns problemas clínicos, como o desenvolvimento de osteoartrite, artrose subtalar, bem como acometimentos na articulação do tornozelo e médio tarsal associadas, seu início pode ser acentuado pelo excesso de vibração na região do calcâneo.

Os choques transmitidos ao pé durante a locomoção podem levar a uma degeneração nas articulações e ainda comprometer as funções visual-vestibular. O sistema músculo-esquelético depende de vários mecanismos e estruturas que têm propriedades viscoelásticas únicas para atenuar os choques (LAFORTUNE, LAKE e HENNING, 1996).

No mesmo estudo citado acima, os autores mensuraram através de acelerômetros aliados a filmagens da articulação do joelho, o impacto e a vibração em diferentes velocidades e diferentes superfícies.

Embora estudos preliminares tenham sido realizados para avaliar a marcha em populações com alterações clínicas, poucos estudos têm examinado atividades terapêuticas tais como o uso de órteses, calçados e intervenções fisioterapêuticas (KAVANAGH E MENZ, 2008).

Segundo estudo de Wüst *et al.* (2009) a média das aquisições dos picos de aceleração para a situação descalço foi de 2,4 g, sendo que para a situação calçado, a média foi de 1,9 g, significando uma redução de 18% na média dos picos de aceleração comparado com a situação descalço.

Sendo as vibrações possíveis causadoras de lesões ou alterações músculo-esqueléticas, se torna importante a realização de estudos referente à marcha descalça e com diferentes calçados, a fim de buscar o conhecimento em relação às vibrações na região da tíbia desencadeadas pelo calçado. Segundo Kavanagh e Menz (2008) é evidente que a propagação das ondas de choque que ocorrem em indivíduos saudáveis devido ao impacto do pé e os estresses resultantes que são transmitidos ao membro inferior durante a locomoção são previsíveis e podem contribuir para estudos sobre as lesões mecânicas e para o design de dispositivos auxiliares, tais como próteses e calçados.

Os padrões da acelerometria, bem como os picos de acelerações, são utilizados para identificar as diferenças entre a marcha patológica e a marcha normal. As diferenças entre formas de locomoção (Kavanagh, 2008), (Hennig, 1991), (Lafortune, 1991), podem

contribuir para avaliar diferentes tipos de calçados e diferenciar os materiais utilizados na sua fabricação.

A aceleração tibial pode ser usada para descrever as propriedades de amortecimento dos calçados. (Henning et al. 1993).

O impacto do apoio do pé no solo provoca uma força de reação, do solo para o pé, que é absorvida pelo corpo humano. O calçado afeta de forma positiva ou negativa a saúde e o desempenho do pé e do corpo como um todo. (LIBARDI et al 2006).

Uma pesquisa com 20 mulheres, KERRIGAN *et al.* (1998), revelam aumentos significativos de torque na articulação dos joelhos enquanto caminhavam usando calçados de salto, quando comparados à marcha sem calçado e acrescentam ainda que até mesmo calçados de 2,5 cm a 3,7 cm induziriam a mudanças biomecânicas que poderiam levar à origem ou mesmo agravamento de patologias, como a osteoartrite do joelho.

Os valores de impacto e vibração apresentados em alguns estudos podem ter relação com diversos fatores, dentre eles comumente relatado na literatura científica da área, a altura do solado na região do calcâneo.

Nesse estudo apresentamos as alturas dos saltos de cada calçado especificamente utilizados nos ensaios durante as coletas de dados da marcha.

Os autores acima se baseiam também no argumento, de que a incidência de osteoartrite é duas vezes mais elevada em mulheres do que em homens e de predominantemente acomete os dois joelhos, indicando uma relação etiológica desta patologia com algum tipo de hábito associado ao gênero feminino.

3 MATERIAIS E MÉTODOS:

3.1 SUJEITOS DO ESTUDO

O estudo foi composto por 20 sujeitos do gênero feminino, com idade entre 18 e 35 anos, com média de idade de 25 anos \pm 5 anos de idade, massa corporal de 56,45 \pm 6,34 kg, estatura 1,61 \pm 4,36 m, sem histórico de lesões ou alterações neuro-músculo-esqueléticas nos membros inferiores e na coluna vertebral e numeração do calçado no sistema brasileiro do 35 ao 37.

Cabe salientar que esses sujeitos eram modelos de calce previamente avaliados, sendo reavaliados regularmente quanto ao controle de massa e alterações ou desequilíbrios no sistema músculo esquelético, assim como tinham experiência em caminhar em esteira ergométrica

3.2 INSTRUMENTOS DE MEDIDA

3.2.1 Sistema de Acelerometria

A acelerometria tibial foi avaliada através de um acelerômetro B&K, fundo de escala \pm 7g, sensibilidade 952,1 mV/g, sensibilidade transversal < 5%, faixa de frequência de 0,4 a 6 kHz. Condicionador de sinal Endevco, modelo 4416B, Placa conversora A/D Lynx CAD12/32, 12 bits, cm taxa de aquisição de 2 kHz (Figura 2).



Figura 3 – Acelerômetro e condicionador de sinais.

3.2.2. Plataformas de força

Para a avaliação da componente vertical da força de reação do solo foram utilizadas duas plataformas de força com dimensões 600 x 400 mm, com frequência de aquisição 2 kHz. A aquisição e filtragem dos dados foram realizadas através de uma rotina desenvolvida no Matlab®.

3.2.3. Esteira ergométrica

Os dados de acelerometria tibial descalça e com diferentes tipos de calçados foram coletadas durante a marcha em uma esteira ergométrica Imbramed®, na velocidade de 4 km/h.

3.2.4 Sistema de controle de velocidade

Para controlar a velocidade da marcha durante a coleta dos dados referentes a força vertical de reação do solo foi utilizado um conjunto de 4 fotocélulas (transmissor e receptor) e um cronômetro. As fotocélulas foram dispostas a uma distância de 3 m e no centro foram posicionadas as plataformas de força. O sistema de fotocélulas considerava o instante em que o sujeito passava pela primeira fotocélula e quando o sujeito passava pela segunda fotocélula, no final de 3 m. A rotina desenvolvida Matlab® para a aquisição dos dados da componente vertical da força de reação do solo calcula automaticamente a velocidade da marcha. A tentativa foi considerada válida se a velocidade ficar no intervalo de 3,8 a 4,2 Km/h (4 km/h \pm 5%).

3.3 CONDIÇÕES DE ESTUDO:

Os sujeitos foram avaliados na condição descalço e com 4 diferentes tipos de calçados: Calçado de salto alto (altura: 65 mm, base: 18x13mm), que nesse estudo será chamado de situação 1; calçado de salto Anabela, constituído de um monobloco (altura: 40 mm, base:

24x39 mm); que será chamado de situação 2; calçado de salto baixo (altura: 40 mm, base 24x17mm); denominado situação 3; tênis com solado de EVA (altura posterior do solado (região de apoio do calcâneo)=30mm e altura anterior (região de apoio da cabeça dos metatarsos)=18mm), que foi denominado situação 4 a marcha descalça foi denominada como a situação 5 (Apêndice B).

Os calçados foram selecionados pelo índice de amortecimento do calçado de acordo com a NBR 14838:2008, onde o índice de amortecimento é classificado na seguinte escala: Muito Confortável $\geq 60\%$, Confortável ≥ 50 a $< 60\%$, Normal ≥ 40 a $< 50\%$, Desconfortável ≥ 30 a $< 40\%$, Muito Desconfortável $< 30\%$.

A NBR 14838:2008, norma esta que estabelece o método para determinação do índice de amortecimento do calçado durante a marcha e consiste em analisar a razão entre a variação da componente vertical da força de reação do solo no intervalo de 10 % a 20 % do primeiro pico de força e sua componente temporal (Conforme figura 3) e a partir disso, calcular e registrar os valores da TAP dos pés direito e esquerdo em (*Newton/Newton*)/segundos e o valor médio entre os calçados direito e esquerdo de cada uma das sete tentativas da marcha com calçado. Excluir os valores extremos e calcular o valor da TAP calçado pela média das cinco tentativas restantes.

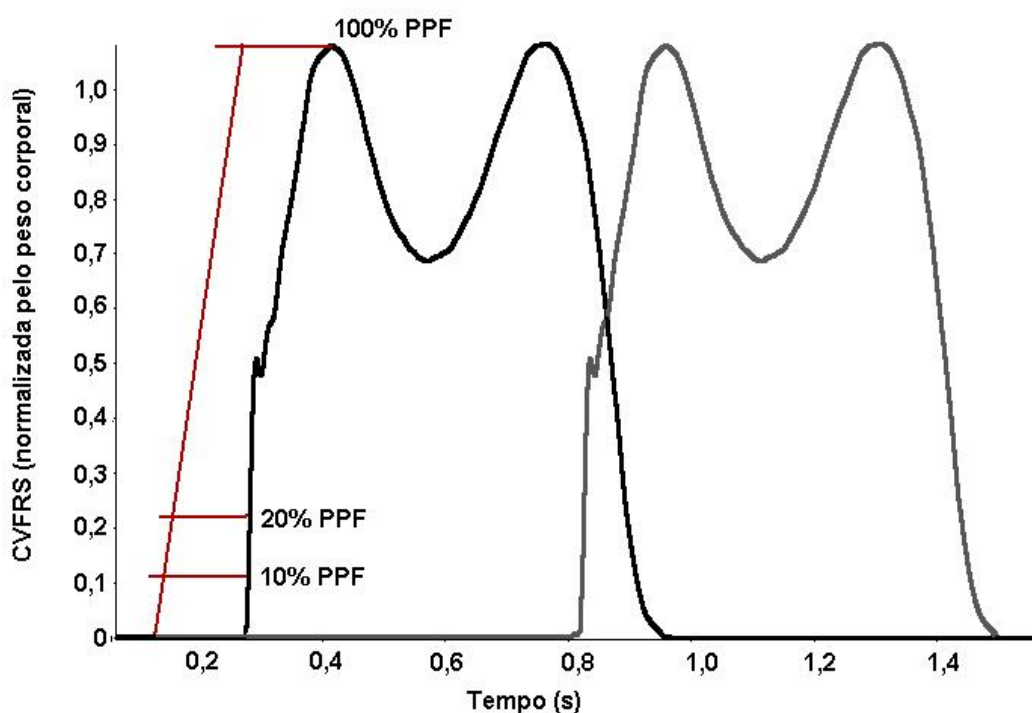


Figura 4 – Taxa de Aceitação do Peso

Fonte: Dados do autor

3.4 PROCEDIMENTOS PARA A COLETA DE DADOS

O projeto foi encaminhado ao Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos da UDESC, sob o processo n° 9516/2008 incluindo o termo de consentimento informado (Apêndice A).

Os procedimentos para a coleta dos dados foram:

- Agendamento da coleta com o sujeito;
- Preparação do ambiente laboratorial;
- Preparação dos sujeitos;
- Aquisição dos dados da força de reação do solo.
- Aquisição dos dados da acelerometria tibial.

Primeiramente foi realizada a adaptação do sujeito ao ambiente de coleta de dados da força de reação do solo, onde o sujeito devia caminhar a uma velocidade de 4 km/h \pm 5%. Após a adaptação dos sujeitos foram coletadas 7 tentativas consideradas válidas (em que o pé direito deveria pisar na área útil da plataforma 1 e pé esquerdo na área útil da plataforma 2) (NBR 14838), na condição descalça e na condição com 4 diferentes calçados.

Na seqüência, ocorreu o posicionamento e fixação do acelerômetro na diáfise tibial do membro inferior direito, no ponto médio entre a interlinha óssea da articulação do joelho e o ponto mais proeminente do maléolo medial.

A localização para a colocação do acelerômetro foi no ponto médio da tíbia, tomando como parâmetros a linha intermédia da articulação do joelho e o ponto mais proeminente do maléolo medial, tomando – se a medida três vezes e realizando uma média, apontando o ponto médio da tíbia, sendo o acelerômetro colocado na parte mais plana para uma melhor fixação.

Falando mais especificamente da região da face medial e diáfise da tíbia, pela palpação, pode – se notar que a face medial da tíbia é subcutânea e lisa, desde o maléolo medial até o côndilo da tíbia (Basmajian, 1993).

Existe uma borda que dá inserção à membrana interóssea que une a tíbia à fíbula, essa borda é cortante e chama – se borda interóssea. A fíbula necessita estar firmemente presa à tíbia em sua extremidade distal, pois durante os movimentos, o tálus separa a extremidade dos

dois ossos, por esse motivo à articulação tíbiofibular distal é protegida por potentes ligamentos interósseos (Basmajian, 1993).

A fixação do acelerômetro foi realizada através de uma cinta com velcro (ajuste as diferentes dimensões do segmento perna) (Figura 3), sendo que para evitar o desconforto do contato direto do acelerômetro com a pele utilizou-se uma estrutura de madeira (aeromodelismo) com espessura de 2 milímetros e dimensões 13X13m. O tempo de aquisição da acelerometria tibial foi de 15 segundos, sendo adquiridos no mínimo 12 passos (fase de contato). Para a média dos picos de aceleração foram excluídos os valores extremos. Os dados foram coletados tanto na condição descalça quanto na condição com calçado (4 diferentes calçados).

Por convenção internacional, os laboratórios de análise de marcha descrevem a trajetória seguida pelo membro inferior direito. Este membro divide o ciclo de marcha em duas fases: uma fase de apoio, durante a qual os músculos responsáveis pelo equilíbrio dinâmico são solicitados; e uma fase de oscilação, durante a qual o membro inferior, flexionado no joelho, avança para atingir o solo diante do indivíduo (ENOKA; 1998; VIEL, 2001).

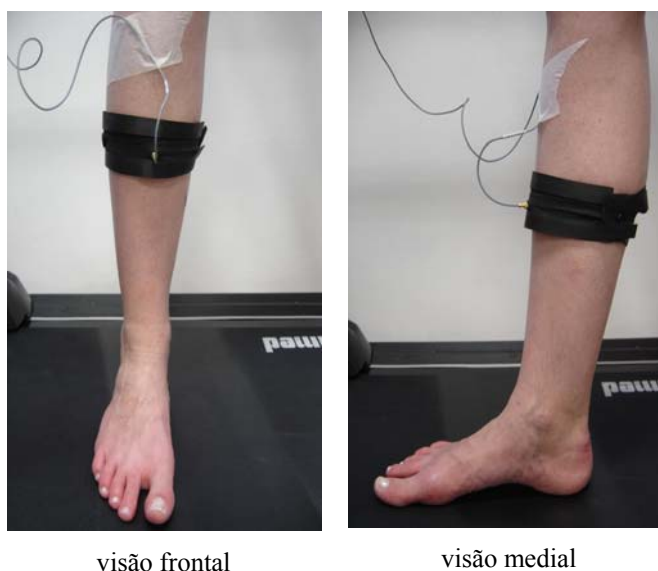


Figura 5 - Visão frontal e medial do posicionamento do acelerômetro.
Fonte: Dados do autor

3.5 VARIÁVEIS DE ESTUDO

As variáveis do estudo serão relacionadas ao impacto e vibração que podem acometer as estruturas músculo-esqueléticas durante a locomoção, variáveis essas que podem se alterar em diferentes condições, como na marcha descalça e com diferentes tipos de calçados.

Taxa de Aceitação do Peso (TAP): razão entre a variação da componente vertical da força de reação do solo no intervalo de 10 % a 20 % do Primeiro Pico de Força e sua componente temporal, durante a marcha descalça e com diferentes tipos de calçados.

Índice de Amortecimento (IA): diferença percentual entre a TAP descalça e a TAP com calçado. Calculada pela seguinte equação:

$$IA = \left[\frac{(TAP_{descalço} - TAP_{calçado})}{TAP_{descalço}} \right] \times 100$$

Picos de Aceleração Tibial: Valores máximos da aceleração tibial adquiridos durante a marcha descalça e com diferentes tipos de calçados e que foram transmitidos para a tibia a cada toque do pé com o solo.

3.6 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Para análise estatística foram realizados:

- Para organização dos dados foi utilizado o pacote estatístico SPSS versão 13.0 para Windows, também para montagem e organização, realização de tabelas e gráficos, foi utilizado o Microsoft Office Excel, versão 2005.

Estatística descritiva, através de tabelas e gráficos;

- Teste de Kolmogorov-Smirnov para verificar a distribuição normal dos dados;
- Para a comparação entre as condições do estudo foi utilizado o teste One-Way ANOVA para distribuição normal dos dados (teste paramétrico), com o teste de Post Hoc de Tukey;
- Para verificar a relação entre as variáveis (TAP e picos de aceleração tibial) foi utilizado o Coeficiente de Correlação Linear de Pearson, que conforme Barbetta (2006) é usado para descrever a correlação linear dos dados de duas variáveis quantitativas.

Foi utilizado o nível de significância $p < 0,05$ para todas as comparações.

4. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS:

Neste capítulo serão apresentados e discutidos os resultados obtidos durante a marcha, para os testes de acelerometria tibial e absorção de impacto, caracterizando os resultados nas variáveis de estudo, ou seja, picos de aceleração tibial, da taxa de aceitação do peso e do índice de amortecimento, assim como a correlação da TAP, com a acelerometria tibial, essa amostra será realizada através de tabelas e gráficos.

Nos dados obtidos através da aceleração tibial, foram encontrados valores mais altos na situação em que os sujeitos caminharam na esteira sem o uso do calçado em relação aos resultados obtidos com o uso dos calçados de salto anabela e do tênis, sendo assim pode-se dizer que nesse caso esses dois calçados minimizaram a ação da aceleração tibial em relação à marcha descalça.

A marcha com o uso de tênis apresentou valores significativamente mais baixos do que todas as demais situações do estudo, ou seja, na marcha descalça e com o uso dos calçados de salto Anabela, salto baixo e salto alto, para os picos da acelerometria tibial, mostrando que o tênis foi o calçado que melhor desempenhou a função para minimizar os efeitos dessa variável, já que reduziu os valores dos picos de aceleração tibial (possíveis causadores de desconfortos e lesões) obtidos na marcha descalça, auxiliando na manutenção do equilíbrio do sistema músculo-esquelético.

Na acelerometria tibial foram encontradas diferenças significativas entre a condição descalço ($2,73g \pm 0,98g$) e com o tênis ($1,61g \pm 0,76g$; $p=0,000$) e o salto anabela ($1,98g \pm 0,78$; $p=0,000$), entre o tênis e as demais condições de estudo e ainda, entre o salto anabela e os saltos alto ($2,49g \pm 1,23g$; $p=0,000$) e baixo ($2,49g \pm 1,06g$; $p=0,000$), (conforme tabela 1).

Tabela 1 - Acelerometria

Condições de estudo	ACCELEROMETRIA (g)			
	MÉDIA	DP	MÍNIMO	MÁXIMO
Salto alto	2,49 ^{bc}	1,23	0,58	6,84
Salto Anabela	1,98 ^{abc}	0,78	0,56	3,87
Salto baixo	2,49 ^{bc}	1,06	0,53	5,75
Tênis	1,61 ^{ab}	0,74	0,44	4,19
Descalço	2,73 ^{ab}	0,98	0,64	5,14

a - Diferença significativa entre a situação descalça e as situações com tênis e salto anabela ($p < 0,05$).

b - Diferença significativa entre as situações com tênis e as demais situações de estudo ($p < 0,05$).

c - Diferença significativa entre a situação com salto anabela com salto baixo e salto alto ($p < 0,05$).

No gráfico abaixo são demonstrados os valores para a acelerometria tibial em relação a cada calçado especificamente, assim como para a marcha descalça.

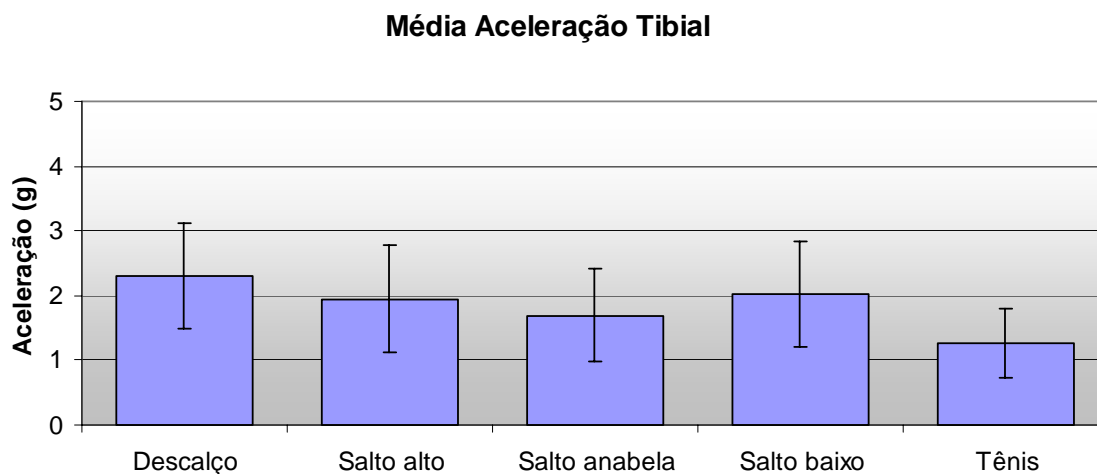


Gráfico 1 - Acelerometria Tibial

O sistema músculo-esquelético depende de vários mecanismos e estruturas que têm propriedades viscoelásticas únicas para atenuar os choques (LAFORTUNE, LAKE e HENNING, 1996). Talvez diferentes tipos ou modelos de calçados possam ter essa mesma função se levarmos em conta os resultados encontrados para os picos de aceleração tibial.

Lafortune e Hennig (1995) tiveram como objetivo do seu estudo captar a relação entre a força de reação do solo (FRS) e aceleração tibial. As duas variáveis foram gravadas simultaneamente a partir de cinco fases em andamento. A aceleração do osso foi medida com um transdutor montado sobre um pino intracorticais, os sinais foram analisados no domínio da frequência para caracterizar a relação entre FRS e aceleração tibial. Encontraram boas correlações entre as duas variáveis, concluíram que ambas podem ser usadas simultaneamente para análise de impactos e virações na marcha.

Os autores acima concluíram que as variáveis força de reação do solo e aceleração tibial tiveram uma boa relação para avaliar choques e impacto.

Em seu estudo, Sepúlveda e colaboradores (20..) avaliaram diferentes modelos de tênis e relacionaram seus resultados com a marcha descalça através do sistema de acelerometria, tendo obtido uma variação significativa entre 0,41g e 4,44g no seu experimento, mostrando que em modelos aleatórios de tênis encontram-se diferenças significativas, assim como em

diferentes tipos de calçados, mostrando que cada calçado tem características específicas e diferenciadas.

Isso vem a comprovar a importância de também se avaliar os materiais utilizados na fabricação dos calçados a serem avaliados.

Na condição em que se avaliou a taxa de aceitação do peso (TAP), os valores para a situação descalça foram significativamente maiores do que todas as demais condições de estudo, ou seja, utilizando calçados, comprovando que para este estudo o indivíduo durante a marcha descalça foi acometido por um impacto maior do que na marcha com calçado.

Foram encontradas diferenças significativas para a TAP entre a condição descalço ($38,66 \pm 5,97$ PC/s) e todos os tipos de calçados (salto alto= $20,63 \pm 4,56$ PC/s; salto anabela= $16,33 \pm 4,3$ PC/s; salto baixo= $23,27 \pm 4,9$ PC/s; tênis= $12,85 \pm 2,96$ ($p=0,000$), entre o tênis e os calçados de salto alto ($p=0,000$) e salto baixo ($p=0,000$) e entre o salto anabela e salto baixo ($p=0,000$), (Conforme tabela 2).

Tabela 2 – Médias e desvio padrão, mínimo e máximo da TAP nas condições de estudo.

Condições de estudo	TAP (PC/S)			
	MÉDIA	DP	MÍNIMO	MÁXIMO
Salto alto	20,63*	4,56	12,66	34,94
Salto anabela	16,33*	4,3	8,01	27,47
Salto baixo	23,27*	4,9	13,87	36,55
Tênis	12,85*	2,96	6,59	22,87
Descalço	38,66*	5,97	27,33	58,17

* Diferenças significativas entre as condições de estudo ($p < 0,05$)

Os calçados de salto anabela e o tênis não tiveram diferenças significativas para a taxa de aceitação do peso, mostrando que ambos os calçados apresentaram valores mais próximos do que outras situações do estudo.

Santos (2006), em seu estudo encontrou diferenças significativas nos valores da TAP na condição descalça e com diferentes calçados, sendo a marcha descalça teve os maiores valores, assim como encontrado no presente estudo.

Já Stolt (2005) e colaboradores observaram o que durante a marcha na condição descalça o valor foi maior ($0,83 \pm 0,03\%$ PC) em relação ao uso do tênis ($0,82 \pm 0,04\%$ PC).

Santos, 2006 relatou que a condição descalça apresentou uma média que se distancia das outras condições Calçado salto baixo e salto alto; sendo que a marcha Descalça apresenta maior magnitude de força aplicada em um mesmo período de tempo em relação ao calçado com salto alto e calçado com salto baixo.

Esses estudos vem a confirmar os achados nessa pesquisa, concordando com esses dados da taxa de aceitação do peso apresentadas.

Para o índice de amortecimento, de acordo com a NBR 14838 que relaciona a TAP descalça com a TAP com calçado, observou-se que o tênis ($66,16\% \pm 7,06\%$) apresentou diferenças significativas comparado com os demais calçados (salto anabela= $57,82\% \pm 7,55\%$ $p < 0,002$); (salto alto= $47,10\% \pm 6,34\%$ $p < 0,000$); (salto baixo= $39,92\% \pm 6,61\%$ $p < 0,000$). Valores diferentes significativamente também foram encontrados para o calçado de salto anabela comparado com os calçados de salto alto e salto baixo ($p < 0,000$) (conforme gráfico 2). Também se encontrou diferenças significativas entre os calçados de salto alto e baixo ($p < 0,008$).

Tabela 3 – Índice de amortecimento.

Condições de estudo	ÍNDICE DE AMORTECIMENTO (%)			
	MÉDIA	DP	MÍNIMO	MÁXIMO
Salto alto	47,10 ^{ab}	6,34	33,37	57,64
Salto Anabela	57,82 ^{abc}	7,55	46,58	73,24
Salto baixo	39,92 ^{abc}	6,61	27,58	51,17
Tênis	66,16 ^a	7,06	50,15	76,67

a - Diferença significativa entre a situação com tênis e todas as outras condições ($p < 0,05$).

b - Diferença significativa entre a situação com salto alto e salto baixo e salto anabela ($p < 0,05$).

c - Diferença significativa entre a situação salto baixo e o salto anabela ($p < 0,05$).

Sendo assim podemos dizer que o tênis foi o calçado que mais amorteceu o impacto em relação aos calçados e a marcha descalça, e o calçado de salto baixo obteve o resultado mais baixo para absorção do impacto.

Os materiais utilizados na fabricação dos tênis pode ter sido o motivo por tais resultados no índice de amortecimento, assim como os materiais usados nos saltos dos calçados, podem ter diminuído a capacidade de absorção no caso do salto baixo e do salto alto.

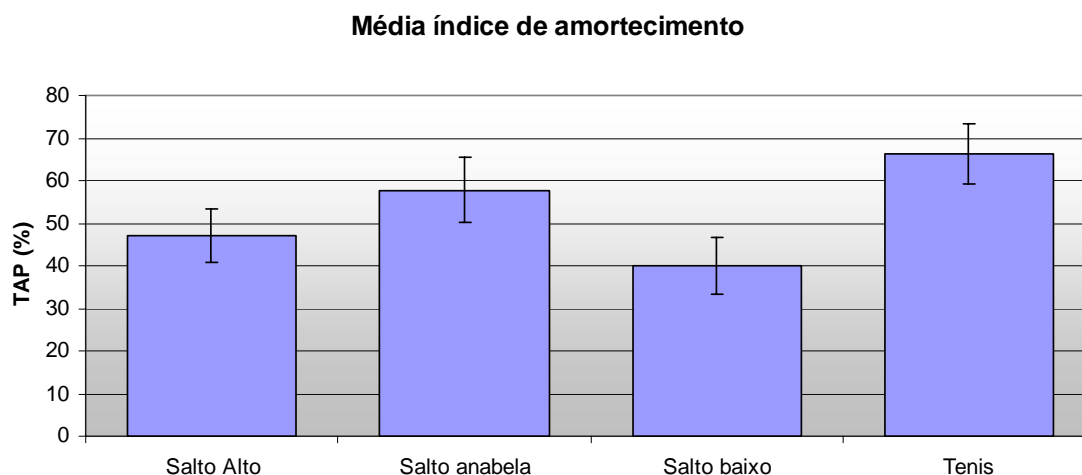


Gráfico 2 – Índice de amortecimento

O índice de amortecimento é um bom parâmetro para verificar a qualidade do calçado, já que essa variável nos mostra o comportamento dos calçados em relação a impactos que a nossa estrutura músculo-esquelética sofre durante a marcha, sendo a marcha sem o uso de calçado.

É importante demonstrar como se apresentou a correlação entre as variáveis picos de aceleração tibial e a taxa de aceitação do peso. Conforme a estatística utilizada através de uma correlação de Pearson, que mostrou uma correlação moderada entre essas duas variáveis, mostrando que uma variável tem correlação com a outra.

Na tabela 4, demonstram-se os valores do nível de significância e da correlação de Pearson realizada através da estatística.

Tabela 4 – Correlação de Pearson

CORRELAÇÃO DE PEARSON		
Condições de estudo	Correlação de Pearson (r)	p
Pico de aceleração x TAP	0.447	0.000

Através desse estudo, a aceleração tibial pode ser verificada ou ser uma componente da vibração que está sendo transmitida até a tíbia durante a fase de primeiro contato da marcha, a variável taxa de aceitação do peso verifica o impacto durante a marcha e com os resultados encontrados podemos dizer que os sujeitos estudados apresentaram uma correlação

significativa, já que ambas variam no mesmo sentido, sendo considerada uma correlação intermediária ou moderada, segundo Jaques (2003), já que o estudo apresentou um valor de $r = 0.447$, que mostra que os valores da correlação que estão entre 0 e 1, são considerados intermediários.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este estudo visou analisar a influência dos calçados na aceleração tibial durante a marcha descalça e com 4 diferentes tipos de calçados, além de verificar o comportamento dos picos de aceleração tibial, avaliou-se uma variável da força de reação do solo, no caso a taxa de aceitação do peso e ainda o índice de amortecimento dos calçados.

Com isso pôde se concluir que os calçados de salto Anabela e o tênis alteraram os valores da aceleração tibial em relação à marcha descalça, sendo o tênis o calçado que teve diferença significativa com todas as demais condições, tendo os menores valores de aceleração tibial.

Os calçados de salto alto e baixo não apresentaram diferenças para a marcha descalça, podemos dizer então que esses calçados não conseguiram realizar a sua função, já que não minimizaram os efeitos dos choques e da aceleração tibial em relação a marcha descalça.

Em relação aos picos de aceleração tibial, os valores médios do salto alto e do salto baixo foram iguais, já o tênis e o salto anabela foram semelhantes, sendo a marcha descalça o resultado mais elevado de todas as situações de estudo.

Em todas as situações de estudo, a marcha com tênis teve o melhor resultado para os picos de aceleração tibial, podendo ser considerado o calçado que melhor absorve as energias/vibrações vindas do solo em direção a região da tibia. Em contrapartida a marcha descalça, com salto baixo e salto alto tiveram resultados piores, respectivamente, considerando as cinco condições estudadas.

Na comparação da aceleração tibial e a taxa de aceitação do peso verificou-se que a marcha descalça teve os piores resultados em ambas as variáveis, e a marcha com o uso de tênis obteve resultados melhores tanto na taxa de aceitação do peso quanto na aceleração tibial.

Em ambos os casos, a marcha com o salto alto e o salto baixo tiveram resultados semelhantes, concluindo, que para a taxa de aceitação do peso e os picos de aceleração tibial esses calçados não conseguiram efetuar a função de minimizar os efeitos da vibração e do impacto (TAP).

Como já era esperado, a marcha descalça teve maior impacto nas variáveis de estudo, tendo alcançado valores mais altos do que todas as demais condições, ou seja, com o uso dos calçados.

Foi encontrada uma correlação moderada para as variáveis picos de aceleração tibial e taxa de aceitação do peso, sendo esse resultado importante para o presente estudo, mesmo assim, pelo valor encontrado nessa correlação, mostra que ambas podem ser usadas para melhor quantificar características da marcha, sendo que para esse estudo uma não substituiria a outra.

Esses dados podem ajudar a melhorar os estudos e ações em relação à fabricação de calçados e conseqüentemente buscando melhorar a satisfação de quem os utiliza, dando respaldo para a criação de uma nova norma de conforto para calçados, a fim de quantificar as vibrações ou as variáveis da aceleração tibial.

As pesquisas em relação a esse estudo revelam uma dificuldade em se obter dados em condições de comparação, para isso seria necessário montar um modelo de calçado específico, com diferentes alturas e ângulos em diversos tamanhos, mas do mesmo material, para que houvesse um controle maior das variáveis de estudo.

É importante nesse momento ter a clareza de que esse estudo não pode parar por aqui, sendo necessário ampliar o número de indivíduos e também utilizar calçados mais específicos, ou calçados indicados para alguma atividade específica, para certificar-se de que outros materiais usados na sua fabricação não venham a interferir nos resultados finais do estudo.

REFERÊNCIAS:

AVILA, A. O. V. **Avaliação do conforto em calçados**. Tecnicouro: revista do Centro Tecnológico do Couro, Calçados e Afins, Novo Hamburgo, V. 22, n. 10, p. 40-43, Jan.2002.

BASMAJIAN, J. V., **Anatomia de Grant**. São Paulo: Manole, 1993.

CEZAR, M. R., MORO, A. R. P., JORGE, I. M. P., REIS, . F.; **Encontro Nacional. de Engenharia de Produção XXIII** - Ouro Preto, MG, Brasil, 21 a 24 de out de 2003.

DAVID, A. C. de. Aspectos biomecânicos do andar em crianças: cinemática e cinética. **Tese** (Doutorado em ciências do movimento humano). Universidade Federal de Santa Maria, 2000.

EBBELING, C.J. **Lower extremity mechanics and energy cost of walking in high-heeled shoes**. JOSPT, 19, 190-196, 1994.

GASTWIRTH, B.W., O'BRIENM T.D., NELSON, R.M., MANGER, D.C., KINDIG, S.A. **An electrodyographic study of foot function in shoes of varying heel heights**, American College of Foot Orthopedists, Chicago, IL. J Am Podiatric Medical Assoc 1991 Nov.;81(11):612.

GODFREY A; CONWAY R; MEAGHER D; ÓLAIGHIN, G. Direct measurement of human movement by accelerometry. **Medical Engineering & Physics**. 2008, 30: 1364–1386.

GRAU S. **El confort no calzado**. Rev Calzado 2:21-4. 2003.

GRIFFIN, M. J. Handbook of Human Vibration. San Diego: **Academic Press**, 1996.

Hall S. **Biomecânica básica**. 4 ed. Rio de Janeiro, RJ: Guanabara Koogan; 2005.

HAMIL, J., e KNUTZEN, K. M. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. São Paulo: Manole, 1999

HENNIG, E. M. The evolution and biomechanics of the human foot – applied research for footwear. **Revista Brasileira de Biomecânica**. São Paulo, ano 4, n 1, p.7-13, 2003.

HENNIG EW, LAFORTUNE MA. **Relationships between ground reaction force and tibial bone acceleration parameters**. Int J Sport Biomech. 1991, 7:303–9.

HOLMES A. M., ANDREWS D. M. The Effect of Leg Muscle Activation State and Localized Muscle Fatigue on Tibial Response During Impact. **Journal of applied biomechanics**. 2006 v. 22, N° 4, p. 275-284

<http://images.google.com.br/imgres?imgurl=http://www.fm.usp.br/fofito/fisio/pessoal/isabel/biomecanicaonline/complexos/img/gaitphase2.gif> <Acesso em: 06 jul. 2009>

JAQUES, S. M.C. **Bioestatística – Princípios e Aplicações**. Porto Alegre: Artmed, 2003.

KAVANAGH, JJ; MENZ, HB. Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. **Gait & Posture**. 2008, 28: 1–15.

KERRIGAN, D.C, TODD, M.K, RILEY, P.O. **Knee osteoarthritis and highheeled shoes**. Lancet, n. 351, p. 1399-1401, 1998.

LAFORTUNE MA. Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running. **Journal of Biomechanics** 1991 v. 24(10):877–86.

LAFORTUNE M.A., LAKE M.J., HENNING E.M. Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. **Journal of biomechanics**. 1996, v. 29, p. 1531-1538.

LEDOUX W. R., HILLSTROM H. J. Acceleration of the calcaneus at heel strike in neutrally aligned and pes planus feet. **Clinical Biomechanics**. 2001, v. 16, p. 608-613.

LEE K. H, et al. **Electromyographic changes of leg muscles with heel lifts in women: Therapeutics implications**. Arch Phys Med Rehabil. 71:31-3. 1990

LEE YH; HONG WH. Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. **Applied Ergonomics**, 36(3): 355- 62, 2005.

LIBARDI, H.; SILVA, M.P.M.; ESTIVALET, P.S.; SELIGMAN, L.; Testes de absorção de Impactos. **EFDeportes**: Buenos Aires, n. 99, 2006.

IIDA, I. **Ergonomia**: projeto e produção. 5. ed. São Paulo: Edgard Blücher, 1998.

MALONE, T.; McPOIL, T.; NITZ, A. J. **Fisioterapia em Ortopedia e Medicina no Esporte**. São Paulo: Santos, 2002

MEYDAN, T. **Recent trends in linear and angular accelerometers**. Wolfson Centre for Magnetics Technology, School of Engineering, University of Wales. 1997.

MIZAHJI J., VERBITSKY O., ISAKOV E. Shock accelerations and attenuation in downhill and level running. **Clinical Biomechanics** 2000 v. 15, p. 15-20.

MURILO L. Modelagem e Fabrico de Calçados; **Manuais Técnicos LEP**, São Paulo: Discubra. 1962

Nigg B. Biomechanical aspects of running. In: Nigg B, editor. **Biomechanics of running shoes**. Champaign, IL: Human Kinetics; 1986.p. 1-25.

NILSSEN R. M., HELBOSTAD J. L. Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. **Section of Physiotherapy Science**, 2001. Norway.

Norkin C. Análise da Marcha. In: O’Sullivan SB (eds). **Fisioterapia: Avaliação e Tratamento**. 2 ed, São Paulo: Manole; 25-32. Revista de Educação Física 2008 Dez; 143:47-53. Rio de Janeiro. 1993.

OPYLA-CORREA, K.A. **Kinematics of high-heeled gait**. Archives of physical medicine and rehabilitation. v. 17, p. 304-9, 1990.

PERRY, J. **Análise de Marcha Normal** Barueri: Manole, vol.1, 2005.

POBER, D. M.; STAUDENMAYER, J.; RAPHAEL, C; FREEDSON, P. S. Development of novel techniques to classify physical activity mode using accelerometers. **Medicine and science in sports and exercise** 2006, vol.38, n9, p.1626-1634.

RIDGERS N., STRATTON D.G., FAIRCLOUGH S. J. Assessing physical activity during recess using accelerometry. **Preventive Medicine** 2005, p.102– 107

PANKOKE S., HOFMANN J., WÖLFEL H. P. Determination of vibration-related spinal loads by numerical simulation. **Clinical Biomechanics**. 2001, n. 1 p. 45 – 56.

PERRY, Jacquelin. **Análise de marcha**. v1 Marcha normal. (trad. Alethéa Gomes N Araújo, Cíntia Domingues de Freitas) Barueri: Ed Manole, 2005.

PINHO. A. S., Estudo da distribuição do peso corporal entre retropé e antepé em blocos simuladores e calçados de salto. Dissertação de Mestrado, 2007.

SANTOS C. M. A., Análise cinética da marcha de mulheres em três condições: descalça e utilizando calçados de salto baixo e salto alto. Dissertação de mestrado, 2006.

SANTOS, C. L. NORONHA, D.O. GOMES, C.A. FERNANDES, P.R. FILHO, J.F. **Revista de Educação Física**; 143:47-53. Rio de Janeiro, 2008

SHARKEY, N.A.L., FERRIS, T.S. SMITH, MATTHEWS, D.K. **Strain and loading of the second metatarsal during heel lift**. J. Bone Joint Surgery. 77 A:1050-1057. 1995.

SCHNABEL, G., & HENNIG, E. M. (1995). The effect of skin mounting technique on tibial acceleration measurements during running. In P. Brüggemann, M. Shorten, N. Frederick, A. Knicker, S. Luethi, & G. Valiant (Ed.), **Second Symposium on Footwear Biomechanics**, (pp. 34-35). Köln: Deutsche Sporthochschule Köln.

SEPÚLVEDA G; FLORES F. L.; GURGEL J. L.; PORTO F.; ESPINOSA G.; GONÇALVES F. S; FONTOURA A.; RUSSOMANO T. Relação de custo-benefício de calçados esportivos de Corrida quanto à capacidade de absorção de impacto. <http://robertopeoli.blogspot.com/2009/07/cinesiologia.html> Acesso em jan/09.

STARKEY, C. RYAN, J. **Avaliação de Lesões Ortopédicas e Esportivas**. Barueri: Manole, 2001.

STOFFEL, de M.R. **Cartilha do Calçado**. Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro Calçado e Artefatos - IBTeC. 2007, 160p.

STOLT, Ligia R. O. G.; ESTEVES, Audrey C.; LEITE, Rogério M.; MELO, Sebastião I. L. Características dinâmicas e espaço temporais da marcha e meninas descalças e calçadas. In: XI. **Congresso Brasileiro de Biomecânica**, 2005, João Pessoa. **Anais**. João Pessoa: UFMG, 2005.

TURCOT, K; AISSAOUI R; BOIVIN K; HAGEMEISTER N; PELLETIER M; GUISE de JA. Test-retest reliability and minimal clinical change determination for 3-dimensional tibial and femoral accelerations during treadmill walking in knee osteoarthritis patients. **Arch Phys Medicine Rehabilitation**. 2008, 89: 732-7.

VANGHAN, C. L.; DAVIS; B. L.; O' CONNOR, J C. **Dynamics of Human Gait. Champing**, Illinois, EUA: Human Kinetic Publishers, 1992.

VELTINK P. H., BUSSMANN H.B.J., VRIES W. de, MARTENS W. L. J., LUMMEL R. C. V. Detection of Static and Dynamic Activities Using Uniaxial Accelerometers. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**. 1996, v. 4. N. 4.

VOLOSHIN, A. Propagação do Impacto e seus Efeitos Sobre o Corpo Humano. In: ZATSIORSKY, V. **Biomecânica no Esporte** - Performance do Desempenho e Prevenção de Lesão. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004. 519 p

WINTER, David A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 2 ed. Ontario, Canada: University of Waterloo Press, 1990.

WÜST E.; Robinson, C. C.; Palhano, R.; Zaro, M. A.; Bruxel, Y. Nabinger, E.; Andrade, M. C. Repetibilidade dos picos de aceleração através da acelerometria tibial para calçado feminino de salto alto e calçado masculino de segurança. **Revista Tecnicouro**. 2009

ZADIN, Z. Three Dimensional Instrumentation. In: ALLARD, P., STOKES I., BLANCHI, J-P. Three Dimensional Analysis of Humam Movement. **Campaign: Human Kinetics**, 1995. 369p.

APÊNDICE


APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido.

APÊNDICE B – Calçados utilizados no estudo.

APÊNDICE C – Gráfico do sinal pelo sistema de acelerometria

APÊNDICE D – Gráfico do sinal pelo sistema de acelerometria na marcha descalça e com calçado

APÊNDICE A

	<p style="text-align: center;">UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO – PROPPG</p> <p style="text-align: center;">COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS - CEP SH</p>
---	--

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Projeto: Influência do Calçado na Aceleração Tibial

O(a) senhor(a) está sendo convidado a participar de um estudo sobre influência do calçado na aceleração tibial. A data e horário para as avaliações, utilizando um sistema de acelerômetros, serão previamente marcadas. Para as avaliações solicitamos a utilização de bermuda e camiseta. Estas medidas serão realizadas no Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro Calçado e Artefatos - IBTeC.

Os riscos das avaliações serão mínimas por envolver medições não - invasivas.

A sua identidade será preservada, pois cada indivíduo será identificado por um número.

Os benefícios e vantagens em participar deste estudo serão de contribuir para as pesquisas relacionadas ao conforto do calçado e ao desenvolvimento de produtos que não prejudiquem a saúde do usuário.

As pessoas que estarão acompanhando o estudo serão estudante de mestrado (Eduardo Wüst) mestres e doutores (Eliane Fátima Manfio, Rudnei Palhano, Milton Antônio Zaro) e um professor responsável (Aluisio Otavio Vargas Avila).

O(a) senhor(a) poderá se retirar do estudo a qualquer momento.

Solicitamos a vossa autorização para o uso de seus dados para a produção de artigos técnicos e científicos. A sua privacidade será mantida através da não-identificação do seu nome.

Agradecemos a vossa participação e colaboração.

PESSOA PARA CONTATO: Eduardo Wüst (pesquisador responsável)

NÚMERO DO TELEFONE (51) 9959 5818

ENDEREÇO: Rua Cristóvão Colombo. Nº 13 AP. 32

APÊNDICE B



Salto Alto



Salto Anabela

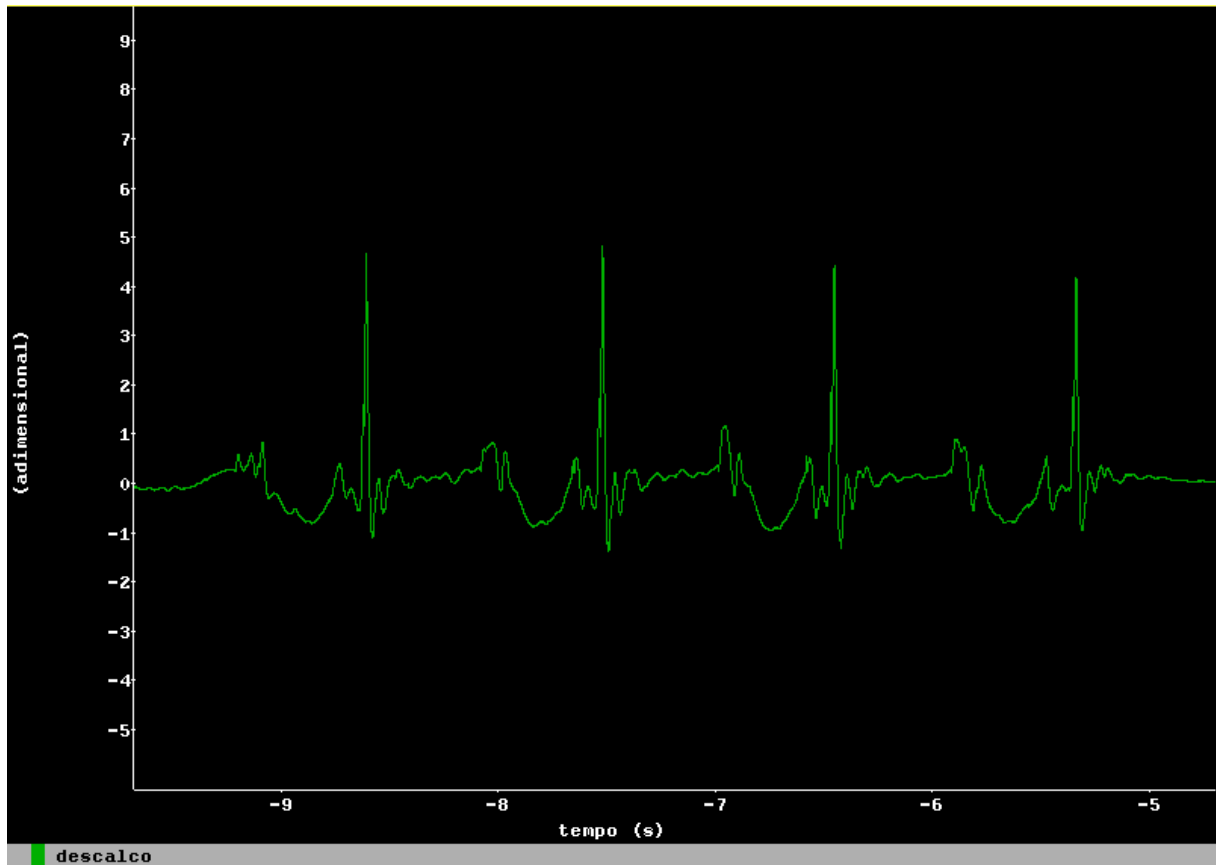


Salto Baixo



Tênis

APÊNDICE C



APÊNDICE D

