**THESSALY PUEL DE OLIVEIRA**

# AVALIAÇÃO DO IMPACTO DURANTE MARCHA DE AMPUTADOS DE MEMBRO INFERIOR

**FLORIANÓPOLIS - SC**
**2010**

# Livros Grátis

http://www.livrosgratis.com.br

Milhares de livros grátis para download.

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC

CENTRO DE CIÊNCIA DA SAÚDE E DO ESPORTE – CEFID

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO - PPGCMH

**THESSALY PUEL DE OLIVEIRA**

# AVALIAÇÃO DO IMPACTO DURANTE MARCHA DE AMPUTADOS DE MEMBRO INFERIOR

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

**Orientador: Prof. Dr. Aluisio Otavio Vargas Avila**

**FLORIANÓPOLIS – SC**
**2010**

**THESSALY PUEL DE OLIVEIRA**

# AVALIAÇÃO DO IMPACTO DURANTE MARCHA DE AMPUTADOS DE MEMBRO INFERIOR

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 para a obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

**A COMISSÃO EXAMINADORA, ABAIXO ASSINADA, APROVA O PROJETO DE PESQUISA:**

**Orientador:** _____
**Prof. Dr. Aluisio Otavio Vargas Avila**
**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA**

**Membro:** _____
**Prof. Dr. Sebastião Iberes Lopes Neto**
**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA**

**Membro:** _____
**Prof. Dr. Ruy Jornada Krebs**
**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA**

**Membro:** _____
**Prof. Dra. Eliane Fátima Manfio**
**INSTITUTO BRASILEIRO DE TECNOLOGIA DO COURO, CALÇADOS E ARTEFATOS**

**Florianópolis, SC, de agosto de 2010.**

Como forma de agradecimento,
dedico este trabalho à todos aqueles
que me auxiliaram direta ou indiretamente
na conclusão deste estudo.

## AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer em primeiro lugar ao Prof. Aluisio Otavio Vargas Avila pela oportunidade e confiança depositada em mim para a execução deste trabalho.

Aos membros da banca: Dr. Ruy Jornada Krebs, Dr. Sebastião Iberes Lopes Melo e Dra. Eliane Fátima Manfio por sua disponibilidade em avaliar o trabalho e me auxiliar no aprimoramento deste estudo.

Aos pacientes que se dispuseram participar do estudo, muitas vezes tendo que se deslocar de suas cidades com muito esforço.

Ao Carlos Lacunza que com grande carinho nos recebeu em sua cidade para a realização deste estudo e pelo agendamento impecável dos pacientes.

Ao Prof. Francisco José Berral de la Rosa que nos depositou sua confiança para que o projeto fosse financiado pela Fundación Mapfre. À Fundación Mapfre por financiar o estudo.

Ao Prof. Mário Cesar de Andrade por sua amizade e seu auxilio indispensável nas coletas de dados e análises estatísticas.

Agradeço a Soraia Cristina Tonon da Luz por nossa grande amizade formada, por seu companheirismo, parceria e apoio todo este tempo e também por compartilhar comigo todo seu conhecimento.

Agradeço à minha Mãe por me auxiliar e dar o suporte necessário quando precisei.

Ao meu Pai e à Manu pelo incentivo de adentrar ao mundo acadêmico.

Aos meus irmãos Tharnier e Thamna pela colaboração e incentivo para a finalização deste trabalho.

Ao meu namorado Juércio pelo amor, pela companhia, compreensão e força para a conclusão deste trabalho.

**Muito Obrigada!!!**

# SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS ..... 7
LISTA DE GRÁFICOS ..... 8
LISTA DE TABELAS ..... 10
LISTA DE FIGURAS ..... 11
LISTA DE APÊNDICE ..... 12
LISTA DE ANEXOS ..... 13
RESUMO ..... 14
ABSTRACT ..... 15
I INTRODUÇÃO ..... 16
1.1 PROBLEMA ..... 16
1.2 JUSTIFICATIVA ..... 17
1.3 OBJETIVOS ..... 19
1.3.1 Objetivo Geral ..... 19
1.3.2 Objetivos Específicos ..... 19
1.4 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO ..... 20
1.5 LIMITAÇÕES DO ESTUDO ..... 20
1.6 DEFINIÇÃO DE TERMOS ..... 20
1.7 DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS ..... 21
II REFERENCIAL TEÓRICO ..... 23
2.1 VIBRAÇÃO ..... 23
2.1.1 Magnitude da Vibração ..... 24
2.1.2 Efeitos da vibração na saúde ..... 25
2.2 ACELEROMETRIA ..... 27
2.2.1 Histórico dos acelerômetros e suas aplicações ..... 27
2.2.2 Acelerômetros ..... 29
2.2.3 Aplicações biomecânicas da acelerometria ..... 32
2.3 MARCHA HUMANA ..... 35
2.3.1 Fases da marcha: ..... 36
2.3.2 Forças atuantes no membro inferior durante a marcha ..... 38
2.3.3 Marcha com prótese ..... 40
III MATERIAL E MÉTODO ..... 43
3.1 DEFINIÇÃO DA AMOSTRA ..... 43
3.2 INSTRUMENTAÇÃO ..... 44
3.3.1 Ficha de identificação Pessoal ..... 44
3.3.2 Balança Digital ..... 44
3.3.3 Estadiômetro ..... 45
3.3.4 Fita métrica ..... 45
3.3.5 Sistema de Acelerometria ..... 45

3.3.6 Sensores de velocidade ..... 48
3.4 CONTROLE DAS VARIÁVEIS ..... 48
3.5 PROCEDIMENTOS DE COLETA DE DADOS ..... 49
3.5.1 Ficha de Identificação Pessoal ..... 50
3.5.2 Medidas Antropométricas ..... 50
3.5.3 Avaliação do Impacto ..... 50
3.6 PROCESSAMENTO DOS DADOS ..... 52
3.7 TRATAMENTO ESTATISTICO ..... 54
IV APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS ..... 55
4.1 FICHA DE IDENTIFICAÇÃO PESSOAL ..... 55
4.2 DADOS DA AVALIAÇÃO DA MARCHA ..... 61
V CONCLUSÕES ..... 81
VI REFEFÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS ..... 83
APÊNDICE ..... 95
ANEXOS ..... 98

## LISTA DE ABREVIATURAS

| | |
|---|---|
| Pico de Aceleração..... | **PA** |
| Média RMS (Root Mean Square)..... | **RMS** |
| Velocidade..... | **V** |
| Amputação Transtibial..... | **TB** |
| Amputação Transfemoral..... | **TF** |
| Membro Íntegro..... | **MI** |
| Membro Amputado..... | **MA** |

# LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Diagrama de caixas com a variável Pico de Aceleração dos sujeitos amputados transtibiais..... 65
Gráfico 2 - Diagrama de caixas com a variável Pico de Aceleração dos sujeitos amputados transfemorais ..... 65
Gráfico 3 - Diagrama de caixas com a variável Pico de Aceleração do Grupo de amputados transtibiais..... 67
Gráfico 4 - Diagrama de caixas com a variável Pico de Aceleração e o grupo de amputados transfemorais ..... 69
Gráfico 5 - Diagrama de caixas com a variável Pico de Aceleração e o Grupo de amputados transfemorais excluindo os sujeitos 10, 12 e 13. ..... 69
Gráfico 6 – Gráfico de dispersão das médias dos picos encontradas em cada membro e em cada nível. ..... 72
Gráfico 7 – Gráfico de Dispersão dos Picos de Aceleração coletados do Membro Íntegro e do Membro Amputado e Linha de Correlação entre as variáveis. ..... 73
Gráfico 8 - Diagrama de caixas com a variável Média RMS dos sujeitos amputados transtibiais..... 74
Gráfico 9 - Diagrama de caixas com a variável Média RMS dos sujeitos amputados transfemorais ..... 75
Gráfico 10 - Diagrama de caixas com a variável Média RMS do Grupo de amputados transtibiais..... 76
Gráfico 11 - Diagrama de caixas com a variável Média RMS do Grupo de amputados transfemorais ..... 76
Gráfico 12 - Gráfico de dispersão das medias encontradas em cada membro e em cada nível. ..... 78
Gráfico 13 - Gráfico de Dispersão das Médias RMS coletadas do Membro Íntegro e do Membro Amputado e Linha de Correlação entre as variáveis. ..... 78

Gráfico 14 - Gráfico de Dispersão entre Média RMS e Pico de Aceleração do Membro Íntegro e Linha de Correlação entre as variáveis. ..... 79
Gráfico 15 - Gráfico de Dispersão entre Média RMS e Pico de Aceleração do Membro Amputado e Linha de Correlação entre as variáveis. ..... 79

# LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características antropométricas dos sujeitos ..... 55
Tabela 2. Etiologia, Tempo de Amputação e Tempo de Protetização de cada sujeito..... 56
Tabela 3. Comprimento do coto de cada sujeito, juntamente com a descrição do tipo de prótese utilizada por cada um. ..... 58
Tabela 4. Valores médios de Velocidade, Pico de Aceleração e Média RMS da avaliação dos 15 sujeitos. ..... 62
Tabela 5 – Resultados do teste t para uma amostra dos sujeitos 10, 12 e 13 comparando com o grupo dos sujeitos amputados transfemorais ..... 70

# LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Classificação e tipos de movimentos oscilatórios. ..... 23
Figura 2. Corpo humano sujeito à vibração vertical, faixas de frequência onde ocorrem ressonâncias ..... 26
Figura 3. Diagrama sistemático mostrando a aceleração com seus componentes normais e tangenciais. ..... 30
Figura 4. Desenho esquemático de um acelerômetro com funcionamento por strain gauge 31
Figura 5. Circuito elétrico utilizado em acelerômetros ..... 31
Figura 6. Ilustração esquemática da construção de acelerômetros indutivos ..... 32
Figura 7. Ciclo típico da marcha normal ..... 38
Figura 8. Esquema do sistema de acelerometria para a aquisição dos dados. ..... 45
Figura 9. Acelerômetros Brüel Kjær modelo 4507® ..... 46
Figura 10. Placa Measurement Computing modelo USB-1208FS ..... 47
Figura 11. Tela inicial do Software G-Power 0.5.3 para aquisição de dados da acelerometria ..... 47
Figura 12. Programa G-Power 0.5.3 configurado para a aquisição dos dados ..... 48
**Figura 13. Local de fixação dos acelerômetros** ..... 51
Figura 14. Direção e sentido de mensuração dos acelerômetros ..... 51
Figura 15. Esquema da passarela onde foi realizada a coleta de dados da acelerometria .... 52
Figura 16. Exemplo de curva não processada demonstrando os picos iniciais e finais diferentes do restante da curva ..... 53
Figura 17. Exemplo de corte dos picos iniciais e finais da curva que foi demonstrada anteriormente ..... 53

## LISTA DE APÊNDICE

APÊNDICE I – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido ..... 96

# LISTA DE ANEXOS

ANEXO 1 – FICHA DE IDENTIFICAÇÃO ..... 99
ANEXO 2 – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA ..... 101
ANEXO 3 - CARTA DE CALIBRAÇÃO ACELERÔMETRO 30306 ..... 102
ANEXO 4 - CARTA DE CALIBRAÇÃO ACELERÔMETRO 30307 ..... 103

## RESUMO


### AVALIAÇÃO DO IMPACTO DURANTE MARCHA DE AMPUTADOS DE MEMBRO INFERIOR

**Autor:** Thessaly Puel de Oliveira
**Orientador:** Prof. Dr. Aluisio Otavio Vargas Avila

O presente estudo teve como objetivo geral analisar o comportamento do impacto durante a marcha de sujeitos amputados unilaterais de membro inferior, usuários de próteses, com níveis de amputação transfemoral e transtibial. Também foi objetivo do estudo analisar durante o ciclo da marcha a vibração imposta ao membro íntegro e ao membro com prótese. Foram selecionados 15 sujeitos de ambos os gêneros sendo cinco amputados transtibiais e dez amputados transfemorais. As coletas iniciaram após a assinatura do termo de consentimento, seguindo para o preenchimento da Entrevista Pessoal Estruturada para a aquisição de informações como o tempo de amputação, tempo protetização, adaptação, entre outros aspectos. Após, foram realizadas as mensurações antropométricas (massa e estatura) e na sequência a avaliação da marcha. Para a avaliação das vibrações que chegam ao aparelho locomotor foi utilizado um sistema de acelerometria contendo dois acelerômetros uniaxiais (Brüel Kjær modelo 4507®) e um software de aquisição de dados *G-power* versão 0.5.3 que possibilitou uma frequência de aquisição 1000 Hz. Os acelerômetros foram fixados um em cada membro inferior tíbia/prótese. Foram realizadas 10 aquisições com os sujeitos caminhando em velocidade habitual numa passarela de 9 metros. Foram analisados os Picos de Aceleração e a Média RMS de cada passada. O tratamento estatístico consistiu inicialmente de análise exploratória dos dados e após aplicadas análises de variância (ANOVA) para as variáveis PA e RMS entre as categorias: membro íntegro (MI), membro amputado (MA) e níveis de amputação. O nível de confiança adotado para todas as comparações foi 95%. Os resultados apresentaram diferenças significantes entre o MI e MA nos dois níveis de amputação o que representa a assimetria na marcha dos amputados ($p = 0,01$). Também foram encontradas diferenças estatísticas significantes entre MA dos amputados transtibiais (1,93 g) e transfemorais (1,42 g) na variável Pico de Aceleração ($p = 0,01$) e para a Média RMS esta diferença apresentou-se para o MI e MA ($p = 0,01$). Também foram verificadas as correlações existentes entre o Pico de Aceleração X Velocidade e RMS X Velocidade e ambas apresentaram fraca correlação ($R^2 < 0,3$).

Foi possível concluir que a marcha dos sujeitos avaliados apresentava-se assimétrica e o treinamento da marcha durante a reabilitação deve enfocar na correção desta assimetria para evitar sobrecargas nos membros inferiores.


**PALAVRAS- CHAVES:** Vibração. Aceleração. Impacto. Marcha. Amputação.

**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA**

**MESTRADO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

Florianópolis, SC, 03 de fevereiro de 2010.

## ABSTRACT

## IMPACT ASSESSMENT DURING GAIT OF LOWER LIMB AMPUTEES

**Author:** Thessaly Puel de Oliveira
**Advisor:** Prof. Dr. Aluisio Otavio Vargas Avila

The present research had as general objective to analyze the comportment about the impact during the gait of unilateral limb inferior amputees, prosthesis users, with transfemoral and transtibial level of amputation. Also was objective of this study to analyze, during the gait cycle, the vibration imposed on the full member and on the member with prosthesis. It was selected 15 people of both genera being five transtibial amputees and ten transfemoral amputees. Collections began after the signing of consent, following for completing the personal interview to acquire information as the time of amputation, time fitting, adaptation, among other things. After, there were anthropometric measurements (weight and height) and following the assessment of gait. For the evaluation of vibrations that reach the locomotor system was used accelerometry system containing two uniaxial accelerometers (Brüel Kjær model 4507®) and a software of data acquisition *G-power* 0.5.3 version which allowed an acquisition frequency of 1000 Hz. Accelerometers were set one on each leg tibial/prosthesis. 10 acquisitions were performed with the subjects walking on a catwalk usual speed of 9 meters. It was analyzed the peaks of acceleration and Average RMS each week. The statistical treatment consisted initially of exploratory data analysis and after applied analysis of variance (*ANOVA*) for variables PA and RMS among the categories: full member, limb, and amputation levels. The confidence level adopted for all comparisons was 95%. The results showed significant differences between the Full Member and the Limb on both levels, what represents the asymmetry on amputees' gait ($p = 0,01$). Were also found statistically significant differences between Limb of Transtibial amputees (1.93 g) and Transfemoral (1,42 g) on the variable Peak of Acceleration ($p = 0,01$) and to the average RMS this difference is presented for the Full Member and Limb ($p = 0,01$). We also checked the correlations between the Peak of Accelerations x Speed and RMS x Speed and both presented weak correlation ($R^2 < 0,3$). It was possible to conclude that the gait of the assessed subjects presented itself asymmetrical and the gait training during the rehabilitation must focus on the adjustment of this asymmetry in order to avoid overload on the lower limbs

**KEY-WORDS:** Vibration. Acceleration. Impact. Gait. Amputation.

**UNIVERSIT DO ESTADO DE SANTA CATARINA**

**MASTER'S DEGREE DISSERTATION IN HUMAN MOVEMENT SCIENCE**

Florianópolis, SC, 3rd february 2010.

# I INTRODUÇÃO

## 1.1 PROBLEMA

Dentre as atividades diárias, a marcha é o mais comum e um dos mais complexos movimentos humanos, porém, quando o sistema neuromuscular e esquelético é perturbado, mecanismos de controle de movimento são alterados (WINTER, 1990).

Desta forma, sendo o aparelho locomotor um sistema integrado entre a porção axial do corpo humano e a porção periférica, quando há a retirada de uma parte, alterações de equilíbrio mecânico obrigam parte dos sistemas preservados realizarem compensações (VIEJO, RIAMBAU e CASTRO, 2005).

Para compor a integridade e reestruturação da parte do corpo amputada é necessário o uso de uma prótese, pois, além de produzir um melhoramento da imagem corporal, auxiliará indivíduo a desenvolver a confiança no membro residual, principalmente na sua volta à deambulação (GALLAGHER et al, 2007 e SHURR & MICHAEL, 2000).

A construção de próteses adequadas envolve indústrias que dominam a perfeição e a técnica de modelos termoplásticos, resinas acrílicas, manipulação de sistemas pneumáticos e hidráulicos, regulação e programação de microprocessadores. Estes componentes protéticos com alta tecnologia são confeccionadas especificadamente para cada indivíduo. Desta forma facilitam a habilidade de caminhar e apresentam um melhor conforto aos usuários (GABRIEL, 2001).

Assim, a reabilitação física de amputados de membro inferior somente é considerada completa quando os pacientes encontram-se fazendo uso de sua prótese com total controle e independência em suas atividades diárias (TONON e AVILA, 2001).

Como a marcha é um fator predominante para a mobilidade do ser humano, a obtenção de um andar harmônico é um dos principais objetivos da reabilitação após uma amputação a fim de evitar lesões indesejáveis (BLOHMKE, 1993).

Segundo Winter (1990), as forças de reação do solo refletem para todos os seguimentos do corpo a interação massa-aceleração que resulta na ativação de forças musculares. Esta reação do solo é absorvida parcialmente pelo calçado e transmitida de

forma ascendente pelo membro inferior, no caso de amputados é transmitida da prótese para o membro residual (WALL e FELLER, 2006). Portanto, quando há lesão, sua causa é originada devido à absorção de forças com grande magnitude ou forças cumulativas ao longo do tempo. (MOORE, MATTOX e FELICIANO, 2006).

No campo das próteses das extremidades inferiores, o estudo biomecânico tem um especial interesse em avaliar a alteração da marcha, a integração da prótese no sistema locomotor humano e a adoção do novo sistema (VIEJO, RIAMBAU e CASTRO, 2005).

Podemos contar com recursos mais sofisticados que permitem analisar, durante o ciclo da marcha, desvios, compensações e, simultaneamente, fornecer variáveis quantitativas para maior análise. Entre estes recursos pode-se citar a avaliação cinemática e a cinética que dispõem de recursos para avaliar as forças e os movimentos (CARVALHO, 2003). Porém, a absorção dos impactos no coto recebidos na prótese durante a caminhada está implícita no sistema e se estiverem em altas magnitudes podem trazer conseqüências lesivas para o membro residual (PHILIPSON e PARKER, 2009)

Portanto, de acordo com essas questões que buscam melhorar a adequação da marcha com prótese minimizando suas consequências danosas, formulou-se a questão problema que orienta o presente estudo: **Qual o comportamento do impacto no membro com prótese comparado ao membro íntegro durante a marcha de amputados unilaterais de membro inferior?**

## 1.2 JUSTIFICATIVA

As taxas de incidência das amputações variam muito na literatura. Essa variação é um reflexo dos países e também da população selecionada em cada estudo (SANSAM et al., 2009).

No Brasil, estatísticas do IBGE por resultados do Censo de 2000, apontam que 24,6 milhões de pessoas, ou 14,5% da população total são portadoras de deficiência, sendo que aproximadamente 9,35 milhões são deficientes físicos/motor e as amputações estão dentro desta estimativa.

Este acometimento é tão antigo quanto a própria humanidade. O relato mais antigo data de 2300 a. C., quando arqueólogos russos descobriram um esqueleto de uma mulher com um pé artificial (CARVALHO, 2003).

Durante a 1ª Guerra Mundial, calculou-se aproximadamente 300 mil amputados em toda a Europa. Já na 2ª Guerra Mundial, programas de pesquisa incentivaram novos estudos, dos quais surgiram componentes pré-fabricados com princípios biomecânicos mais funcionais e aprimorando os encaixes protéticos (CARVALHO, 2003).

Segundo Ortolan et al (2001), próteses de alta tecnologia tem sido amplamente comercializadas pelo mundo, mas ainda há muito para se pesquisar para que se tornem plenamente antropomórficas.

Hoje, um dos grandes problemas para amputados são as lesões de pele na região do coto. Estes são expostos às circunstancias não naturais que incluem forças de cisalhamento e de tensão, exposição prolongada aos componentes químicos da prótese e também ao aumento de umidade (MEULENBELT et al, 2009).

Mudanças posturais também são induzidas pela amputação unilateral causando assimetrias no suporte de peso corporal mesmo após a reabilitação estar completa. Isto se mostra prejudicial às pessoas com amputação ao longo do tempo, pois o aumento de cargas recebidas nas superfícies articulares pode causar dores na coluna e nas articulações íntegras dos membros inferiores (DUCLOS et al., 2009).

Estudos como os de Adderson et al, 2007; Berge, Czerniecki e Klute, 2005; Gard e Konz, 2003 são realizados com a intenção de desenvolver e encontrar formas para amenizar os impactos transmitidos ao membro residual de um amputado. São feitas pesquisas durante a marcha para testar as propriedades de componentes protéticos que possuem a capacidade de absorção de impacto.

É de extrema importância o conhecimento sobre os eventos que estão inseridos na marcha protetizada. A partir destas questões, poderão ser obtidas informações acerca da funcionalidade das próteses, bem como sua harmonização com o membro residual. De acordo com Willems (2004) a prevenção sempre é o maior objetivo na prática da medicina e para que isso ocorra é importante entender a etiologia das lesões.

Portanto, o estudo tem como tema principal a compreensão e descrição dos impactos ocorridos durante a marcha com prótese de diferentes níveis de amputação e a sua comparação com o membro íntegro. Assim, desvendando essas características, este trabalho poderá servir como referencia para fabricantes de próteses, os quais irão desenvolvê-las com aspectos cada vez mais funcionais e confortáveis para seus usuários.

## 1.3 OBJETIVOS

### 1.3.1 Objetivo Geral

O objetivo geral deste estudo foi analisar o comportamento do impacto no membro com prótese comparado ao membro íntegro durante a marcha de amputados unilaterais de membro inferior nos diferentes níveis de amputação.

### 1.3.2 Objetivos Específicos

- Descrever as características antropométricas dos sujeitos bem como a sua istória etiológica da amputação e sua recuperação;
- Descrever e comparar os Picos de Aceleração no membro com prótese e no membro íntegro durante a marcha, relacionando os níveis de amputação;
- Descrever e comparar a Média RMS da Aceleração no membro com prótese e no membro íntegro durante a marcha, relacionando os níveis de amputação;
- Comparar a Velocidade Habitual da marcha nos níveis de amputação transtibial e transfemoral;
- Obter informações para dar o suporte necessário à reabilitação da marcha e evolução dos componentes protéticos.

## 1.4 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

Este estudo delimitou-se em investigar o comportamento do impacto da marcha através dos Picos de Aceleração recebidos na tíbia/prótese. Foi estudada também a Média RMS do Sinal durante a marcha. Foram avaliados indivíduos de ambos os sexos e que apresentavam amputação unilateral de membro inferior dos níveis transtibiais e transfemorais. O evento analisado consistiu na marcha humana em velocidade habitual uma passarela.

## 1.5 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Em função do equipamento utilizado, o sujeito vestiu um colete no qual em seus bolsos estavam inseridos dois condicionadores de sinais, um de cada acelerômetro, e destes saiu um cabo que foi conectado a um computador. Portanto, esse cabeamento e o colete com os condicionadores de sinais poderão influenciar a marcha dos indivíduos. Para que o sujeito se familiarizasse com o equipamento e este efeito fosse minimizado, antes das coletas de dados os mesmos passaram por um período de adaptação da marcha com o equipamento caminhando por algumas vezes na passarela até estarem adaptados por onde posteriormente seriam adquiridos os dados.

Segundo Santos et al. (2008) e Wüst (2009), o calçado é um fator influente na avaliação da marcha e também na absorção de impacto durante a mesma. Porém cada sujeito estava utilizando seu calçado habitual já que as próteses são alinhadas de acordo com este calçado do sujeito, não possibilitando realizar coletas descalços ou manter algum padrão uniforme de calçados.

## 1.6 DEFINIÇÃO DE TERMOS

- *Impacto* – Diz-se impacto ou choque quando um corpo colide ou choca com outro diretamente ou obliquamente. Uma bola entrando em contato com o solo irá exercer

forças sobre ele. Estas forças são aplicadas contra a bola com a mesma intensidade, porém com sentidos contrários (HAY, 1981). De forma análoga é o que acontece quando o calcanhar toca o solo.

- *Vibração* – A vibração é um movimento oscilatório. Por definição, o movimento não é constante, mas alterna para mais e para menos sobre um valor médio. A extensão da oscilação determina a magnitude da vibração e a taxa de repetição dos ciclos de oscilação determina a frequência da vibração. A magnitude do movimento oscilatório pode ser mensurada através do deslocamento, da velocidade e da aceleração (GRIFFIN, 1990).

- *Aceleração* – Conforme a Segunda Lei de Newton, a aceleração é caracterizada como sendo a taxa de mudança do momento de um corpo, sendo proporcional à força aplicada, ocorrendo na direção na qual atua a força (ENOKA, 2000). Essa aceleração pode ser mensurada através de transdutores de força chamados acelerômetros, são designados a mensurar a reação de forças associadas à uma determinada aceleração (WINTER, 1991). De acordo com o Sistema Internacional de Unidades (SI), a aceleração é representada pela unidade metros por segundo ao quadrado ($m/s^2$), porém neste trabalho e em outros encontrados para a discussão dos resultados esta unidade é normalizada em gravidade utilizando o símbolo ‘‘g’’ (1 g $\approx$ 9,81 $m/s^2$).

## 1.7 DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS

As variáveis serão calculadas através do software de análise dados IBTeC Acelerometria – Análise v1.1.0 e exportadas para uma planilha do software Microsoft Excel® 2007 para posterior análise estatística.

- *Pico de aceleração (g)* – Valor da aceleração máxima encontrada na curva Aceleração X Tempo a cada ciclo da marcha.

- *Média RMS (g)* – É a raiz da média quadrática do sinal selecionado. Neste caso, é a raiz da média quadrática de cada passada (pico a pico) da curva Aceleração X Tempo. Assim, teremos a noção da magnitude da aceleração em relação ao tempo.

Fórmula: $$\psi_x = \sqrt{\frac{1}{n}\sum_{i=0}^{n-1}\left|x_i\right|^2}$$

Onde: $\psi$ é o valor RMS e *n* é o número de elementos em *x*.

- *Velocidade Habitual* (km/h) – Neste estudo foi adotado o termo velocidade habitual para referenciar a velocidade auto-selecionada pelos sujeitos durante a avaliação da marcha. Esta variável foi utilizada mesmo estando ciente de que as variáveis cinéticas são advindas da função da velocidade, ou seja, para maiores velocidades temos maiores valores de Pico de Aceleração e Média RMS.

# II REFERENCIAL TEÓRICO

Este capítulo foi destinado à busca literária de referências sobre o tema em questão, teve como objetivo tomar o conhecimento aprofundado dos trabalhos produzidos anteriormente nesta área. Foram desenvolvidas discussões sobre os temas: Vibração, Acelerometria e Marcha Humana.

## 2.1 VIBRAÇÃO

De acordo com Griffin (1990) a vibração é o movimento oscilatório não constante que pode ser mensurado de diversas maneiras, sendo uma delas através da aceleração. Quando o corpo humano é exposto à este tipo de movimento em grande magnitude ou exposição prolongada as conseqüências podem ser danosas à saúde. A vibração humana é multidisciplinar que envolve conhecimentos de várias disciplinas como engenharia, ergonomia, medicina física, fisiologia, psicologia e estatística.

A extensão da oscilação significa a magnitude da vibração e a categoria das repetições do movimento oscilatório determina a freqüência da vibração. A natureza e o futuro de uma vibração podem ser provindos de oscilações prévias ou podem ser caracterizadas através de propriedades estatísticas. Ambas determinísticas e estocásticas vibrações podem ser ainda subdivididas como na Figura 1 (GRIFFIN 1990).

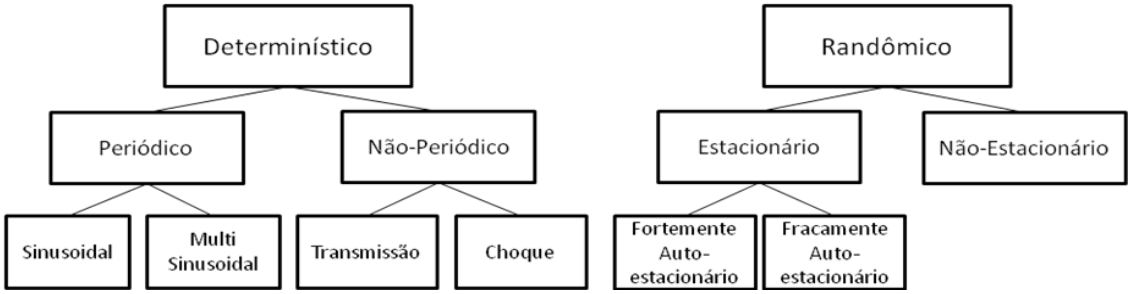



**Figura 1. Classificação e tipos de movimentos oscilatórios.**
Fonte: Griffin, 1990.

Somente com a vibração sinusoidal é possível estudar a resposta para uma única freqüência de movimento. Alguns laboratórios experimentais de resposta humana à vibração têm, portanto, investigações sobre a reação da vibração sinusoidal pura. Na prática, imperfeições nas vibrações usualmente resultam em representações distorcidas da sinusoide contendo uma mistura harmonicamente relatada das freqüências. Existem também poucos estudos sobre a resposta do movimento vibratório determinístico não periódico (transmissão e choque) (GRIFFIN 1990).

Métodos propostos para a avaliação da exposição humana à vibração tem usualmente assumido que o movimento estacionário que é representado por um valor médio pode ser usado para indicar a severidade do movimento sobre um período de exposição. Na prática, claro, as condições da vibração podem mudar de momento a momento (GRIFFIN 1990).

### 2.1.1 Magnitude da Vibração

Conforme Griffin (1990), existem algumas formas possíveis de se verificar a magnitude das vibrações, são elas: deslocamento, velocidade e aceleração. Há varias maneiras possíveis as quais a magnitude do movimento oscilatório pode ser mensurado. Com grande amplutide e baixa frequencia é possivel verificar o deslocamento entre o máximo (pico) movimento em uma direção e o pico de movimento na direção oposta (deslocamento de pico a pico). A mensuração desta distancia pode ser dificultada quando há altas frequencias.

A magnitude da vibração pode também ser verificada através da velocidade, a qual é mais diretamente relacionada com a energia envolvida no movimento. A velocidade de pico a pico é diferente entre a velocidade máxima em uma direção e na direção oposta. Apesar de serem várias as rasões para se mensurar a velocidade e quantificar a severidade da vibração, a intrumentação para se mensurar a aceleração das oscilações são geralmente mais convenientes. Muitos padrões, portanto, defendem que a severidade da vibração expostas ao corpo humano podem ser expressadas pela aceleração da vibração em vez da velocidade ou do deslocamento (GRIFFIN 1990).

De acordo com o Sistema Internacional de Unidades (SI), a aceleração é representada pela unidade metros por segundo ao quadrado ($m/s^2$), porém neste trabalho e em outros encontrados para a discussão dos resultados esta unidade é normalizada em gravidade utilizando o símbolo ‘‘g’’ ($1\ g \approx 9{,}81\ m/s^2$).

### 2.1.2 Efeitos da vibração na saúde

De acordo com Balbinot e Tamagna (2001), vários fatores são responsáveis pelos efeitos das vibrações no corpo humano tais como, duração da exposição, variabilidade individual de cada pessoa e variáveis ambientais. Estes efeitos são determinados pela faixa de freqüência envolvida pela vibração aplicada. O autor cita vários efeitos possíveis de ocorrer devido a aplicação das vibrações ao corpo humano:

- Pessoas apresentam dificuldades de manter a postura e ficam com reflexos lentos a uma faixa de freqüência de 30 Hz;
- Em frequências inferiores à 20 Hz quando submetidas ao sistema cardiovascular apresentam como resposta o aumento da freqüência cardíaca;
- Em vibrações com 4,9 $m/s^2$ e de 1 a 10 Hz apresentam alterações nas condições de ventilação pulmonar;
- Na faixa de freqüência entre 0,1 e 0,7 Hz algumas pessoas podem apresentar enjôos, náuseas, perda de peso, redução da acuidade visual, insônias, desordens do labirinto e cólicas no cólon.

Conforme Bruel&Kær (2000), exposições à vibração vertical na faixa de 5 a 10 Hz causam ressonância no sistema tórax-abdome, na faixa de 20 a 30 Hz no sistema cabeça-pescoço-ombros, de 30 -80 Hz no sistema ocular e de -20 Hz com joelhos flexionados a 20 Hz com postura rígida (Figura 2).

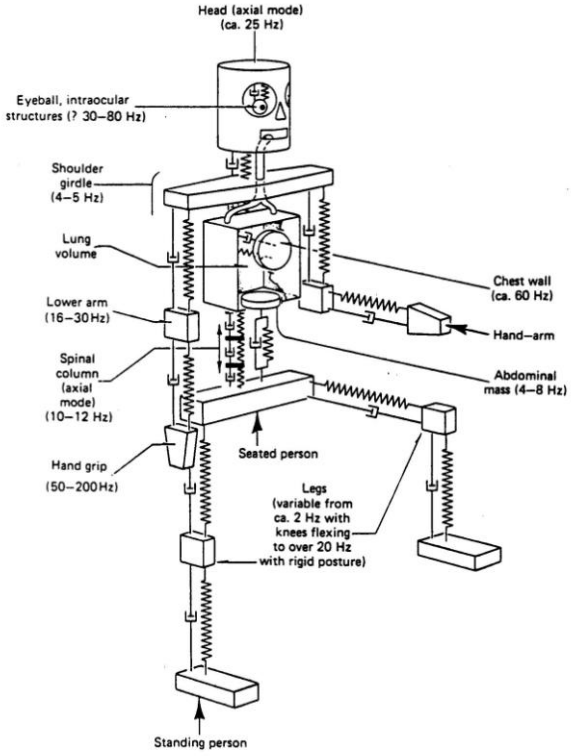



**Figura 2. Corpo humano sujeito à vibração vertical, faixas de frequência onde ocorrem ressonâncias**
Fonte: Bruel&Kær, 2000.

Brenda et al (2008), verificou o efeito da vibração no sistema sensoriomotor e a estabilidade da coluna com diferentes respostas biomecânicas na posição sentada com e sem impor vibrações ao corpo. Encontrou efeitos com relação à fadiga muscular dos músculos eretores da espinha e também ao seu equilíbrio.

A maior causa de morbidade na população de atletas e militares é a fratura pelas absorções das vibrações advindas de um choque. Corridas de longas distancias e sexo feminino são os maiores fatores de risco. O tratamento para estas injúrias são principalmente a ausência da atividade estressante (PHILIPSON e PARKER, 2009).

## 2.2 ACELEROMETRIA

Para eventos de curta duração as tecnologias cinematográficas não são suficientes para estimar as forças e as acelerações que o corpo sofre. No entanto, sensores mecânicos são necessários para registrar essas forças, acelerações e distribuições de pressão que ocorrem durante a locomoção humana (HENNIG e LAFORTUNE, 1998).

A acelerometria é um método que mensura a aceleração através de um equipamento eletrônico chamado acelerômetro. Na biomecânica, isto é relativamente novo. Este método de mensuração foi desenvolvido paralelamente às técnicas de mensuração de força e atualmente podem ser comprados comercialmente. No entanto, o uso de acelerômetros não é generalizado nas aplicações da biomecânica (NIGG e HERZOG, 1994).

### 2.2.1 Histórico dos acelerômetros e suas aplicações

Walter (2006) realizou um estudo que resume o histórico do desenvolvimento dos acelerômetros e subsequente evolução da indústria comercial. Evidencia os acelerômetros do tipo piezoelétricos e piezoresistivos e afirma que não há evidencias sobre o tipo de acelerômetro utilizado antes de 1920.

O mais antigo desenvolvimento de acelerômetros do tipo resistência em pontes é o que mais se comercializa ultimamente. Em 1936 foi iniciado o modelo de acelerômetro com mensuração em dois eixos com amplitude de 100 g onde reportam aplicações em lançamento de aviões, passageiros de elevador, amortecedores de aeronaves e verificar as vibrações de turbinas a vapor (WALTER, 2006).

No período entre 1940 e 1950 os acelerômetros piezoelétricos começaram a ser utilizados e fabricados em maior numero. Este tipo de acelerômetro utilizava o sistema ferroelétrico e cristais (cristal de quartzo). Também foi possível a redução do tamanho em relação aos acelerômetros de strain gauges (WALTER, 2006).

As empresas pioneiras a incluir os acelerômetros em sua produção foram Brüel Kjær, Columbiam Researches Laboratories, Endevco, Gulton Manufacturing and Kistler instruments (WALTER, 2006).

Nigg e Herzog (1994) destacam que desde 1967 Gage já utilizava acelerômetros para determinar as acelerações verticais e horizontais do tronco bem como a aceleração angular da perna durante a marcha humana.

Assim, seguindo o histórico relatado por Nigg e Herzog (1994), nos anos 70, os pesquisadores Prokop (1972), Morris (1973), Nigg (1973), Unold (1974), Saha (1977), Chao (1978), Light (1979) e Ziegert (1979) desenvolveram estudos da locomoção humana com a utilização da acelerometria os quais buscaram o aperfeiçoamento dos protocolos desta metodologia, bem como estudos aplicados com calçados, diferentes superfícies de contato e comportamento da tíbia durante a marcha.

Já na década de 80, Nigg e Herzog (1994) encontraram que Denoth (1980), Light (1980), Voloshin (1983) e Valiant (1987) realizaram estudos que ainda buscavam aprimorar o método da acelerometria sincronizando as mensurações com outros métodos de medição como as plataformas de força.

Na década de 90, encontramos estudos como de Shnabel, Milani e Hennig (1993) o qual analisa a influencia da angulação dos solados de calçados durante a corrida e Hennig, Milani e Lafortune (1993) que verificam o pico de aceleração tibial durante a corrida em conjunto com a força de reação do solo. Também, Perry e Lafortune (1995), estudaram a influencia da inversão e eversão do pé durante a locomoção.

Atualmente, a acelerometria aplicada à biomecânica avança nos estudos da marcha humana, sendo encontrada mensurando, por exemplo, impactos na prática de esportes tipo tênis (HENNIG, ROSENBAUM e MILANI, 1992), avaliação muscular (MATTA et al, 2005), equilíbrio (KAMEN et al, 1998) e gasto energético (NORMAN, 2006).

A mudança significante, ressalta Walter (2006), na tecnologia dos acelerômetros na ultima década tem sido a tecnologia de silicones. Como um subproduto, tem aumentado à utilização de acelerômetros piezoresistivos e capacitivos baseados em silicone (WALTER, 2006).

### 2.2.2 Acelerômetros

As características desejáveis de acelerômetros para aplicações biomecânicas podem se diferenciar das características que são vantajosas para engenheiros. No entanto, generalizadamente, os acelerômetros são dispositivos de medição que se baseiam na determinação de forças produzidas por uma massa *m* conhecida (HENNIG e LAFORTUNE, 1998).

A maioria dos acelerômetros são nada mais que transdutores de força designados a mensurar a reação de forças associadas à determinada aceleração. Se a aceleração de um segmento é *a* e a massa é *m*, então temos que a força exercida pela massa é F= *ma* (WINTER, 1990). Hennig (1987) observa que de acordo com esta equação, força e a aceleração possuem uma relação linear.

Entre as leis fundamentais que governam a relação entre as forças aplicadas e movimentos correspondente as Leis da Mecânica introduzidas por Isaac Newton são as mais importantes. Sua primeira lei é enunciada a lei da inércia, a segunda diz que a aceleração de um corpo é proporcional à magnitude da força resultante aplicada e a terceira, afirma que para toda ação há uma reação (NORDIN e FRANKEL, 2003).

Portanto, de acordo com a Segunda Lei de Newton, a aceleração é caracterizada como sendo a taxa de mudança do momento de um corpo, sendo proporcional à força aplicada, ocorrendo na direção na qual atua a força (ENOKA, 2000).

O termo momento (*G*) é utilizado para descrever a quantidade de movimento que um corpo possui, sendo definido como o produto da massa *m* pela velocidade *v*. A quantidade de massa ($\Delta m$) é constante, portanto pode ser desconsiderada na análise do movimento humano, ou seja, de acordo com a lei da aceleração de Newton, a força aplicada (F) é proporcional à taxa de mudança do momento:

$$\mathrm{F} = \frac{\Delta \mathrm{G}}{\Delta \mathrm{t}} = m\frac{\Delta v}{t}$$

Como a variação da velocidade dividida pelo tempo é equivalente à aceleração, temos a expressão algébrica que define a lei da aceleração de Newton (ENOKA, 2000):

$$\mathrm{F} = \mathrm{ma}$$

Repassando estas questões para os acelerômetros, encontramos que para uma massa constante quando acelerada contrariamente ao transdutor de força produz um sinal de tensão *V*, o qual é proporcional à força, então *V* também é proporcional à aceleração (WINTER, 1990). Se a força F é mensurada através do efeito piezoelétrico, a aceleração também pode ser facilmente calculada (HENNIG, 1987).

A aceleração registrada pode estar alinhada ou não ao eixo de mensuração do acelerômetro. Se a aceleração real for tangencial, o registro do acelerômetro será somente a aceleração em sua componente, caso queria observar mais de uma componente deste vetor pode-se utilizar acelerômetros de até três eixos (WINTER, 1990) (Figura 3).

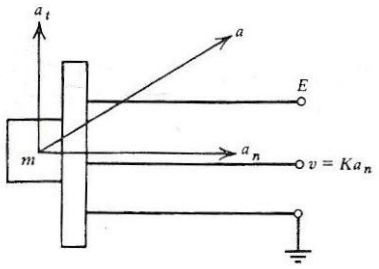



**Figura 3. Diagrama sistemático mostrando a aceleração com seus componentes normais e tangenciais.**
Fonte: Winter, 1990.

Nigg e Herzog (1994) citam alguns tipos de funcionamento de acelerômetros: através de strain gauge, piezoresistivos, piezoelétricos e indutivos.

- *Acelerômetros de Strain Gauge e Piezoresistivos*: este tipo de acelerômetro consiste em um número de fios sensíveis colados em uma massa fixa em uma base onde forma um sistema de alavanca (Figura 4). Estes fios estão conectados a um circuito de pontes consistindo em dois resistores iguais (Figura 5). Dentro do transdutor as resistências podem mudar os seus valores proporcionalmente às acelerações impostas à massa do sistema.

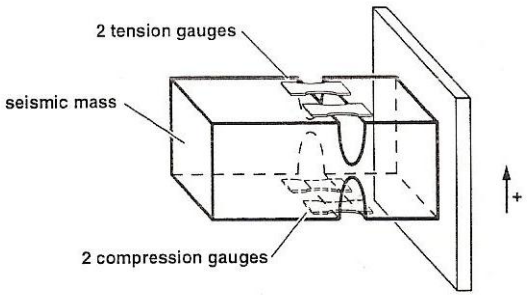



**Figura 4. Desenho esquemático de um acelerômetro com funcionamento por strain gauge**
Fonte: Nigg e Herzog, 1995.

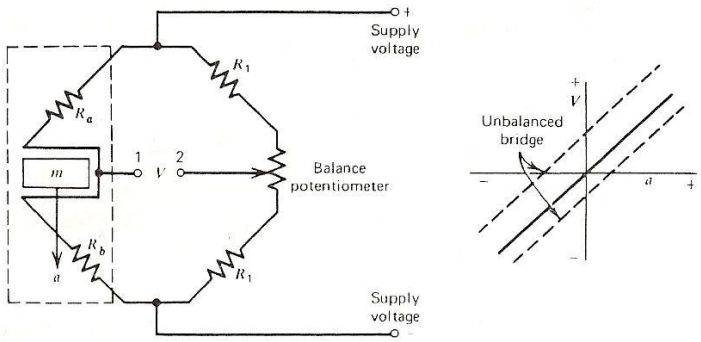



**Figura 5. Circuito elétrico utilizado em acelerômetros**
Fonte: Winter, 1990.

- *Acelerômetros Piezoelétricos*: os acelerômetros piezoelétricos trabalham com o princípio de materiais piezoelétricos. São utilizadas cerâmicas e cristais de quartzo. Estes materiais possuem a propriedade piezoelétrica produzindo descargas elétricas em respostas ao estresse sofrido. Vibração de base e a inércia da massa criam estresses dinâmicos e deformam o material piezoelétrico que resulta em saídas de descargas elétricas.
- *Acelerômetros Indutivos*: estes acelerômetros consistem em um elemento de massa posicionado e magneticamente acoplado entre pares de bobinas fixadas na base dos acelerômetros (Figura 6). Quando a massa é acelerada a união magnética é alterada, modificando a produção elétrica das bobinas.

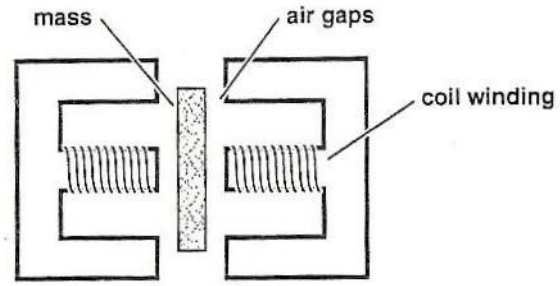



**Figura 6. Ilustração esquemática da construção de acelerômetros indutivos**
Fonte: Nigg e Herzog, 1995 – página 240

A maioria dos acelerômetros utilizados em mensurações na biomecânica são extremamente leves e pequenos, pesando apenas poucos gramas. Os acelerômetros piezoelétricos têm a vantagem de possuírem sua amplitude muito alta quando comparados aos de strain gauges e piezoresistivos. Com exceção dos acelerômetros indutivos, os outros modelos geralmente são utilizados na biomecânica (NIGG e HERZOG, 1994).

### 2.2.3 Aplicações biomecânicas da acelerometria

A utilização dos acelerômetros na biomecânica tem como objetivo principal estimar as cargas impostas aos ossos e também demonstram ser importantes ferramentas para a pesquisa de prevenção de lesões (HENNIG, 1987). Nesta área, a aceleração é comum ser expressa por *g* (9,81m/s²) (HENNIG e LAFORTUNE, 1998).

Por exemplo, o rápido aumento da força ao contato com o chão produz o choque de impacto. Este choque de impacto pode ser mensurado através de acelerômetros de pequeno porte montados em diferentes localizações do corpo: perna, pelve e cabeça (HENNIG e LAFORTUNE, 1998).

Os acelerômetros são normalmente fixados na pele, sobre a estrutura óssea de interesse, pois a montagem de acelerômetros no osso é invasiva. Assim, para estudos da locomoção humana a montagem superficial não invasiva é usualmente empregada. Porém, desta forma os efeitos vibratórios e a viscoelasticidade da pele irão subestimar um pouco as acelerações experimentadas no osso. (HENNIG, 1987; HENNIG e LAFORTUNE, 1998).

Nigg e Herzog (1994) também se preocupam com questões referentes às mensurações registradas sugerindo alguns questionamentos como: Qual aceleração pode ser determinada: a aceleração específica da parte rígida do segmento, aceleração específica do tecido mole ou a média da aceleração entre tecido rígido e mole?

No entanto, Hennig e Lafortune (1988) compararam o sinal obtido com os acelerômetros fixados diretamente no osso da tíbia, na pele fixado com cola acrílica e com uma interface de madeira balsa entre a pele e o acelerômetro e uma fita elástica envolta da perna pressionando o acelerômetro contra a perna. Os mesmos observaram grande diferença na magnitude das acelerações encontradas entre estes três sistemas de fixação. Para os acelerômetros fixados diretamente na pele observou-se uma redução na amplitude dos sinais e uma perda de sinal dos componentes de alta freqüência, já com a interface de madeira balsa apresentaram essa alteração, porém os valores encontram-se mais próximos dos valores mensurados diretamente no osso.

Já, Lafortune, Hennig e Valiant (1995) estudaram a relação entre os sinais obtidos diretamente no osso e os obtidos através da interface de madeira balsa associada à fita elástica. Os mesmos acreditam que as transferências de funções permitem predizer a aceleração da tíbia quando o sinal é adquirido do transdutor fixado na pele com a madeira balsa.

Desta forma, encontramos muitos estudos com as aplicações de acelerômetros em diversas áreas de conhecimento da biomecânica, predizendo os valores das acelerações impostas ao osso em diversas situações, desde o ato esportivo até o caminhar.

Serão citados alguns estudos que demonstram estas aplicações na biomecânica, mais precisamente para a locomoção humana:

Segundo Godfrey, Conway e Meagher (2008), o movimento humano tem sido objeto de investigação desde o século V. Atualmente se utilizam técnicas para avaliar o movimento humano em muitas patologias, sendo uma delas a mensuração direta da acelerometria.

Perry e Lafortune (1995) estudaram dez homens sem histórico de lesões para se conhecer as interferências nas angulações dos sapatos percebendo a alteração do impacto na

caminhada e na corrida. Seus resultados puderam comprovar que houve a redução do impacto quando o calçado forçava uma pronação do pé.

Voloshin (2004) afirma que quando um atleta corre em pista, realiza salto horizontal e vertical, sendo em solo natural ou sintético, cada choque dos pés com a superfície gera um impacto que se propaga desde o pé, através de todo o sistema músculo esquelético até chegar ao crânio. Todo este impacto é absorvido pelas articulações que buscam atenuar e dissipar as ondas de choque exercendo uma função protetora em direção ao crânio.

Hartmann et al. (2009) estudaram através de acelerômetros triaxiais os parâmetros da marcha de adultos em padrão lento e rápido afim de avaliar seus passos. Os resultados deste estudo demonstraram que os acelerômetros são instrumentos muito válidos para avaliar as variáveis espaço-temporais da marcha.

Já, Brandes et al. (2005) realizaram um estudo com a acelerometria avaliando a possibilidade de se obter estes parâmetro espaço-temporais da marcha de crianças através das vibrações provocadas por esta ação. A partir dos dados coletados de 20 crianças caminhando em ambiente fechado, também foi possível estimar alguns parâmetros espaço-temporais da marcha destas crianças.

Lafortune, Lake e Hennig (1995) relacionaram o grau de flexão do joelho e o impacto durante a corrida. Buscaram entender se o grau de flexão de joelho pode influenciar na transmissão do choque para todo o corpo. Concluíram que existe uma relação com o ângulo de flexão do joelho em contato com o solo e com a habilidade do corpo em atenuar a transmissão das cargas durante a locomoção humana.

Bouzida, Bendada e Maldague (2008) realizaram um estudo onde concluíram que a qualidade de exercícios físicos pode ser avaliada através de acelerômetros. Ressaltam que a associação entre atividade física e mudanças na densidade mineral óssea da cabeça do fêmur é dependente do nível de aceleração do exercício.

Kavanagh e Menz (2008) manifestam que a popularidade dos acelerômetros utilizando sistemas e padrões para quantificar o movimento humano têm crescido nos últimos anos no âmbito médico, assim como para outras áreas de pesquisa. Realizaram um revisão sobre como utilizar a acelerometria para analisar parâmetros espaço-temporais da

marcha, o impacto, a atenuação do mesmo e a aceleração do corpo de forma segmentar durante a caminhada. Estes estudiosos concluíram que os acelerômetros são úteis para as pesquisas de controle postural, padrões da marcha e distúrbios do movimento.

## 2.3 MARCHA HUMANA

Segundo Winter (1991), a marcha é o movimento humano mais comum e mesmo sendo o mais complexo é realizado em perfeita harmonia. Depois de ser aprendido, este movimento torna-se subconsciente.

Devido a essa complexidade, os movimentos naturais utilizados pelo homem e essenciais para a locomoção humana são objetos de estudos por vários anos, tendo enfoque nas variações e padrões diferenciados. Assim, o domínio da locomoção bípede em posição ortostática parece ser uma combinação de instinto e aprendizado (ROSE e GAMBLE, 1998).

Vários autores apresentam o conceito de marcha em diversas formas:

Perry (2005) relata que a marcha humana é um meio natural do corpo para se deslocar de um local para outro e que este também é o meio mais conveniente de percorrer curtas distâncias. A versatilidade funcional permite aos membros inferiores se acomodar prontamente a degraus, mudanças de superfície e obstáculos no caminho da progressão.

Segundo Enoka (2000), a marcha humana é uma forma de progressão bípede que envolve seqüências alternadas nas quais o corpo é apoiado por um membro que está em contato com o solo e depois outro. Ela compreende dois aspectos, a caminhada e a corrida, sendo diferenciados pela percentagem, em cada ciclo, em que o corpo é apoiado pelo contato do pé com o solo.

A marcha humana pode ser definida como o conjunto de movimentos ritmados e alterados do tronco e das extremidades corporais que segundo Winter (1991), a representa o movimento mais corriqueiro realizado pelo homem, o que de maneira nenhuma diminui sua grande complexibilidade.

A marcha correta é o ato fisiológico resultante de um complexo de movimentos possibilitando que o corpo se desloque. Os membros inferiores se deslocam alternadamente para frente possibilitando a deambulação, os quais, dada sua função de sustentação deslocam sucessivamente o centro de gravidade corpóreo, verificando-se a cada passo movimentos oscilatórios, verticais (flexão e extensão dos joelhos e do pé) e laterais (deslocamento do peso do corpo o qual se apóia para a manutenção do equilíbrio, ora sobre um membro ora sobre o outro). Para ocorrer a deambulação precisamos além dos membros inferiores, dos membros superiores e da bacia, são necessários movimentos com o tronco também, afirmam Rasch e Burke (1987).

Conforme os mesmos autores, na marcha rápida, os períodos de duplo apoio transformam-se em frações cada vez menores do ciclo da marcha, até que, finalmente quando a pessoa começa a correr, desaparecem no conjunto e são substituídos por breves períodos em que nenhum pé está no solo (duplo balanço).

Porém, Viel (2001) afirma que a corrida não é uma marcha acelerada e sim, uma atividade neuromuscular e equilibradora que apela às capacidades identificáveis.

A locomoção é uma característica dos animais, é o processo pelo qual se pode mudar de espaço geográfico. A marcha humana é um processo de locomoção no qual o corpo ereto é sustentado por uma perna e logo pela outra. Conforme o corpo avança a perna do primeiro apoio passa para frente preparando-se para apoiar novamente. Esta locomoção pode incluir algumas etapas transitórias do padrão básico como inicio, parada, mudança de velocidade, alteração na direção e mudanças na inclinação do terreno (ROSE e GAMBLE, 1998).

### 2.3.1 Fases da marcha:

De modo que todo o fenômeno da marcha seja compreendido, diversos autores separam as fases da marcha didaticamente.

Dessa forma, as descrições da marcha, em geral, tratam do que acontece no curso de apenas um ciclo, supondo que todos os outros são iguais. Não que esta afirmativa seja

totalmente verdadeira, mas é proximamente razoável (ROSE e GAMBLE, 1998; VIEL, 2001).

Laboratórios de análise de marcha, por convenção, sempre descrevem a trajetória do 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, 2000; VIEL, 2001).

Segundo Rasch e Burke (1987), o ciclo da marcha consiste na atividade desde o apoio do calcanhar de um pé até o próximo apoio de calcanhar do mesmo pé. Em algumas condições patológicas outras partes do pé podem tocar o chão antes do calcanhar. Os dois contatos consecutivos do mesmo calcanhar equivalem a 100% do ciclo total da marcha.

O período de apoio de um pé encontra-se subdividido em três partes, os duplos contatos de início e de fim, e o período de equilíbrio em um só pé. A relação simples contato/ duplo contato, perturbada em um grande número de patologias, constitui um fator possível de ser estudado clinicamente (VIEL, 2001).

A fase de apoio corresponde ao equilíbrio sobre um único pé, com o peso do corpo na vertical do pé de apoio. Os esforços musculares são concentrados durante essa fase, que é ao mesmo tempo de sustentação e de equilíbrio. A fase de oscilação (do membro inferior que estava apoiado) corresponde à atividade de procurar o solo à sua frente a fim de avançar. Na qual a atividade muscular é mínima, sobretudo por uma recuperação de energia cinética (AMADIO, 1996; VIEL, 2001).

Já Perry (2005), subdivide a fase de apoio em quatro etapas: contato inicial, resposta à carga, apoio médio e apoio terminal. Afirma que a análise o padrão de marcha de uma pessoa por meio das fases identifica mais diretamente a importância funcional dos diferentes movimentos que ocorrem nas articulações individuais. A Figura 7 demonstra segundo Rose e Gamble (1998), o ciclo típico da marcha normal.

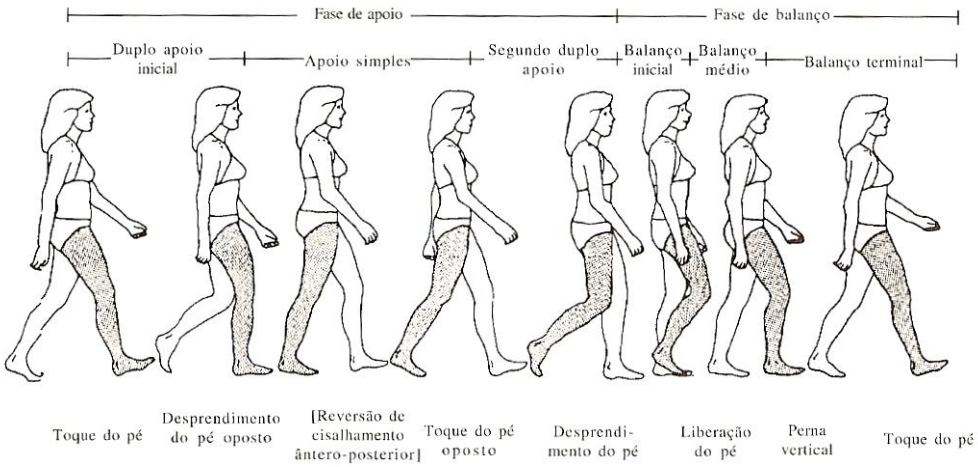



**Figura 7. Ciclo típico da marcha normal**
Fonte: Rose e Gamble (1998)

Kottke (1986) entra em concordância afirmando que a fase do apoio inclui o contato inicial, resposta de carga, apoio médio, apoio terminal e pré-oscilação. Ou ainda, golpe do calcanhar (0 a 15%), meio de apoio (15 a 30%), aceleração da perna em oscilação (30 a 45%) ou término do período.

Viel (2001) verifica também que o período fugaz de duplo contato não deve ser encarado como apoio estável e firme dos dois pés em toda a sua superfície, pois se trata de um contato final dos dedos do pé que deixa o solo, de um lado, e de uma aceitação de carga por uma proporção reduzida do calcanhar que aborda o solo, de outro.

O mesmo autor, afirma que o período de duplo contato é considerado como um período de reestabilização entre dois equilíbrios sobre um único pé. Todo o corpo do indivíduo é animado por oscilações laterais sucessivas, cuja amplitude deve ser freada e posteriormente interrompida pelo pé de apoio, antes de partir no sentido inverso.

### 2.3.2 Forças atuantes no membro inferior durante a marcha

Em quase todo o movimento de locomoção terrestre, o indivíduo sofre a força de reação do solo em algum momento. A força de reação do solo é uma aplicação da terceira Lei do movimento de Newton, que diz respeito à reação. O indivíduo empurra o solo com uma força igual no sentido oposto (Winter, 1991).

De acordo com Winter (1991), a força mais comum agindo no corpo é a força de reação do solo, que age durante a posição estática, caminhada ou corrida. Este vetor de força é tridimensional e consiste em um componente vertical mais dois componentes compartilhados agindo paralelamente a superfície da plataforma de força ou do instrumento de medida. Estas forças compartilhadas são geralmente descritas como antero-posterior e médio-laterais.

Segundo Perry (2005), o padrão normal das forças verticais obtidas na fase de apoio em uma velocidade de marcha habitual de 82 m/min apresenta dois picos separados por um vale. Assim, o valor dos picos aproxima-se de 110% do peso do corpo, enquanto a força no vale é em torno de 80% do peso do corpo.

Esta mesma autora relata as forças de cisalhamento. Estas forças são geradas paralelamente o solo no plano antero-posterior (quando a força vertical desvia) e no plano médio-lateral (transferência do peso do corpo de um membro para o outro).

O crescimento dos ossos inicia precocemente no desenvolvimento fetal, com o tecido ósseo vivo modificando-se continuamente na composição e estruturalmente (HALL, 2000). O osso responde dinamicamente à presença ou ausência de cargas impostas modificando o seu tamanho, formato e densidade. Esse fenômeno é descrito pela lei de Wolff que é fundamentada pela ação de osteoblastos e osteoclastos que atuam de forma a aumentar, diminuir ou modificar o formato do osso (HALL, 2000).

A mineralização e a resistência dos ossos em crianças e adultos constituem uma função dos estresses suportados pelo esqueleto. Já que o peso corporal proporciona um estresse mecânico mais constante para os ossos. O depósito de minerais ósseos em geral mantém um paralelismo com o peso corporal, no entanto, dependendo da atividade física de cada indivíduo isso pode ser alterado (HALL, 2000).

Os estresses são provocados pela troca de energia que depende de muitas leis e conceitos da física como, por exemplo, a Segunda lei da cinética de Newton: força é igual a massa vezes aceleração (F=MA). É necessário força para colocar um objeto em movimento e esta força deve ser absorvida antes do objeto parar. É a absorção da força pelos tecidos do corpo que causa a lesão (MOORE, MATTOX e FELICIANO, 2006).

Quando o uso do membro é excessivo resulta em falha mecânica do osso devido o acúmulo de micro danos secundários à episódios repetitivos de força que alteram as microestruturas pelo remodelamento de acordo com a Lei de Wolff (DIEHL, BEST e KAEDING, 2006).

Apley e Solomon (2002) apontam três causas principais para o trauma devido ao uso excessivo do membro: fricção, esforço e isquemia. A fricção apresenta-se como um roçamento excessivo durante o movimento entre duas estruturas como tendão, bolsas ou proeminência óssea. O esforço é determinado por repetições de movimentos ou esforços sem a devida proteção. Por fim, a isquemia que geralmente ocorre em músculos que se encontram encerrados de maneira firme aos compartimentos fasciais.

Assim, ao submeter o osso à traumatismos de repetição, reações e/ou fraturas de estresse podem ser observadas (FREIRE, 2001).

As fraturas da diáfise da tíbia são as mais comuns das fraturas dos ossos longos. Estas lesões incluem fraturas por estresse ou trauma de baixa energia e traumas com absorção de grande energia (LEVINE, 1998).

As fraturas por estresse da tíbia e da fíbula ocorrem principalmente com pessoas jovens, atletas, principalmente corredores, bailarinas e recrutas militares (ROCKWOOD, 1993). Segundo Willems (2004), aproximadamente 50% de todas as lesões esportivas são secundárias do uso excessivo do membro e destas as mais comuns são tendinopatia de Aquiles e síndrome do estresse tibial medial. Para Apley e Solomon (2002) as fraturas decorrentes de uso excessivo são enganosas e de caráter insidioso, podem ocorrer principalmente em atletas, porém também podem acometer qualquer pessoa, seguindo-se a um episódio de hiperatividade sem o treinamento prévio adequado.

### 2.3.3 Marcha com prótese

A marcha normal significa em uma sucessão de desequilíbrios controlados pelo corpo que resultam em progressão com segurança e redução do gasto energético. Para os amputados de membros inferiores, essa relação íntima é quebrada e algumas alterações são notadas, porém, é incontestável que a qualidade da marcha dos amputados tem melhorado

com os avanços tecnológicos, cirúrgicos e de reabilitação, embora saibamos das dificuldades iniciais encontradas pelos pacientes que por muitas vezes consideram as próteses como empecilhos para a realização da deambulação (CARVALHO, 2003).

É necessário relembrar que o sistema locomotor é um sistema integrado, com tronco e membros contribuindo para um movimento harmônico do todo. A amputação não resulta apenas em perda física da parte retirada, mas também na remoção de sua contribuição específica para todo o mecanismo. Portanto, torna-se necessário compensar a perda funcional por meio de alterações no comportamento das partes remanescentes do sistema (ROSE e GAMBLE, 1998).

As amputações geralmente são realizadas nas partes medianas dos segmentos articulados e, raramente, nas articulações. Muitos músculos se estendem sobre duas ou mais articulações e influenciam em grau variável o movimento da articulação proximal e distal. O coto ideal na amputação para a funcionalidade da protetização e posteriormente da marcha, deve ter aproximadamente 6 mm de tecido mole na extremidade óssea e a fáscia profunda deve ser cuidadosamente fechada (ROSE e GAMBLE, 1998).

Carvalho (2003) relata que pacientes protetizados apresentam desvios ou defeitos na marcha e estas alterações podem estar ligadas a causas protéticas e/ou biológicas:

- Causas protéticas: mal alinhamento da prótese, componentes não apropriados e desregulados, alturas inadequadas;
- Causas biológicas: advindas do próprio sujeito como falta de confiança, fraqueza muscular, encurtamento muscular, áreas hipersensíveis do coto.

De acordo com Boccolini (2000), nas amputações até o nível de 1/3 médio com superior da perna (transtibiais), ainda funciona o mecanismo de diminuição da oscilação do centro de gravidade do corpo para cima e para baixo. Neste nível o amputado tem possibilidade de andar sem claudicar, pois a flexoextensão do joelho está íntegra e é capaz de compensar as diferenças de altura.

Nas amputações de coxa de vários níveis (transfemorais) é perdida uma das mais importantes determinantes: a flexoextensão do joelho. Verifica-se que em toda a fase de apoio o joelho inicialmente vai se flexionando (do contato inicial até o apoio médio). Essa

flexoextensão regula o comprimento do membro inferior tornando o menor possível a oscilação do centro de gravidade, suavizando a marcha. Porém neste nível de amputação isso não acontece, o que demonstra o maior motivo da claudicação (BOCCOLINI, 2000).

Do mesmo modo Gabriel (2001) afirma que as amputações abaixo do joelho possuem uma vantagem por não perderem a articulação do joelho com a qual parâmetros de funcionalidade e normalidade da marcha estão muito favorecidos. Já o retorno da marcha para amputados transfemorais apresenta maiores dificuldades e o esforço é maior. É preciso passar por uma programação rigorosa e sobre tudo por um equilíbrio perfeito das forças musculares do coto e da articulação do quadril.

# III MATERIAL E MÉTODO

Estão apresentados neste capítulo as questões metodológicas que irão direcionar o estudo. Foram desenvolvidos os temas: caracterização da pesquisa, amostra, instrumentos de coletas de dados, controle de variáveis, protocolo de coleta de dados, processamento dos dados e tratamento estatístico. Estas questões foram encaminhadas e obtiveram parecer de aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade do Estado de Santa Catarina sob o número de protocolo 161/2008 (

ANEXO **2**).

Segundo Thomas e Nelson (2002) este trabalho é classificado como um estudo comparativo causal, o qual identifica características e informações dos vários casos avaliados sobre as vibrações que ocorrem no membro íntegro e no membro com prótese de sujeitos amputados.

## 3.1 DEFINIÇÃO DA AMOSTRA

A amostra foi composta de 15 sujeitos de ambos os gêneros, sendo cinco amputados unilaterais transtibiais e dez amputados unilaterais transfemorais. Foram selecionados de forma não-probabilística intencional. Todos os sujeitos da amostra não possuíam outros problemas de saúde associados, eram ativos e independentes em suas atividades diárias. **Amputados de nível transtibial:** este grupo foi formado por quatro sujeitos do gênero masculino e um do feminino. A idade, massa e altura eram respectivamente em média 38,2 anos (±17,2), 74,14 kg (±20,36 kg) e 1,69 m (±0,12 m). **Amputados de nível transfemoral:** formado por nove sujeitos do gênero masculino e um do feminino. A idade, massa e altura eram respectivamente em média 49,9 (±10,5), 88,05 kg (±15,98 kg) e 1,72 m (±0,08 m). Por conta das coletas do estudo serem realizadas na Espanha, todos os sujeitos possuíam nacionalidade espanhola.

**Critérios de inclusão e exclusão:** Foram selecionados indivíduos de ambos os gêneros, amputados unilaterais de nível transfemoral ou transtibial que estavam bem adaptados à prótese e com tempo de utilização da mesma superior a um ano. Deveriam apresentar o coto sem problemas dérmicos, não ter realizado modificações nas próteses nos último mês, tal como alinhamentos e/ou troca de componentes. Eram excluídos do estudo outros níveis de amputação de membro inferior, patologia associada que alterasse o padrão normal da marcha, realizar marcha com auxiliares (muleta, bengala, andadores).

## 3.2 INSTRUMENTAÇÃO

Para a realização deste estudo foram utilizados como equipamentos de pesquisa: ficha de identificação pessoal, instrumentos de mensuração antropométrica e o sistema de acelerometria.

### 3.3.1 Ficha de identificação Pessoal

Foi utilizada como ficha de identificação pessoal a **Entrevista Pessoal Estruturada** utilizada no trabalho com amputados realizado por Tonon e Avila (2001), pois se trata de uma entrevista que passou pelo teste de **clareza** através da aplicação e apreciação de dez fisioterapeutas (Índice de clareza = 9,2) e pelo teste de **validade**, através do parecer de quatro ortopedistas e um protético (Índice de validade = 8,8) (TONON e AVILA, 2001). Esta entrevista contém dados que visam identificar e caracterizar a amostra com relação às variáveis: idade, gênero e dados antropométricos, bem como questões sobre a história pregressa da amputação e história da sua situação atual com a amputação do membro. Foram excluídas desta entrevista algumas questões as quais não possuíam compatibilidade de interesse com os objetivos deste estudo (ANEXO 1).

### 3.3.2 Balança Digital

Para a mensuração da massa corporal dos sujeitos, foi utilizada uma balança digital portátil, com amplitude de medida de 1 a 180 Kg e uma resolução de 100 g.

### 3.3.3 Estadiômetro

Para mensuração da estatura dos sujeitos foi utilizado um estadiômetro, fixado à parede, com uma amplitude de medida de 0 a 2000 mm e resolução de 1 mm.

### 3.3.4 Fita métrica

Para a identificação do local de fixação dos acelerômetros, bem como a mensuração do comprimento do coto, foi utilizada uma fita métrica com amplitude de medida 150 cm e escala de 1 mm.

### 3.3.5 Sistema de Acelerometria

O sistema de acelerometria utilizado era composto por dois acelerômetros que adquiriam dados simultaneamente. Continha também, dois condicionadores de sinais, conectados um a cada acelerômetro. Dos condicionadores de sinais saia um único fio que, por sua vez, era conectado à placa de aquisição de dados a qual era ligada a um computador que possuía o software de aquisição de dados (Figura 8). A conexão do acelerômetro ao amplificador somente era realizada na preparação do sujeito.

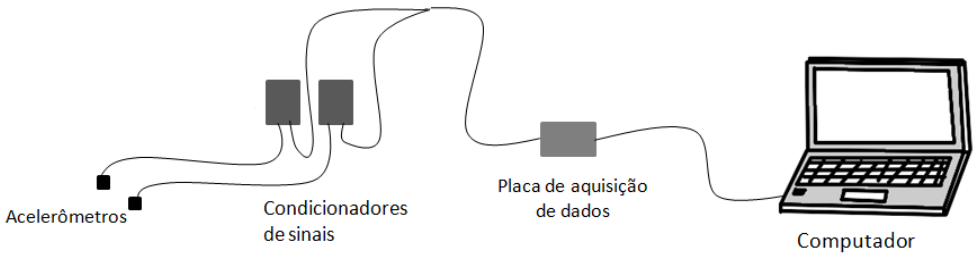



**Figura 8. Esquema do sistema de acelerometria para a aquisição dos dados.**

- *Acelerômetros* – São os sensores que mensuram as vibrações. Foram utilizados dois acelerômetros uniaxiais piezoelétricos da marca Brüel Kjær modelo 4507® DeltaTron B 005, números de série 30306 e 30307, ambos possuem dimensões

10X10X10 mm e massa de 4,6g, a qual corresponde com a ISO 2631-1 (ISO 2631-1, 1974 apud BALBINOT e TAMAGNA, 2001 ) onde relatam que o acelerômetro utilizado deve ter a massa 10 vezes menor do que a estrutura avaliada (Figura 9). Este equipamento possui amplitude de freqüência entre 0,4 Hz a 6 kHz, freqüência de ressonância de 18 kHz e limites de mensuração de ± 7 g. A sensibilidade de referência para o acelerômetro 30306 é 962,2 mV/g e para o acelerômetro 30307 é 978,3 mV/g. As cartas de calibração de cada acelerômetro enviadas pelos fabricantes encontram-se em anexo (ANEXO 3 e ANEXO 4). Em cada acelerômetro foi fixado uma placa de 2X2 cm de madeira balsa com espessura de 2 mm através de uma fita dupla face, afim de evitar movimentos da pele que possam ser registrados pelos acelerômetros ou lesões que os acelerômetros possam fazer sobre a pele do sujeito. Na prótese o acelerômetro foi fixado da mesma forma para que ficasse melhor aderido conforme o teste realizado no estudo piloto (HENNIG e LAFORTUNE, 1988).

**Figura 9. Acelerômetros Brüel Kjær modelo 4507®**

- *Condicionadores de sinais* – Dois condicionadores de sinais, Isotron® Endevco modelo 4416B e números de série BE18 e BE17. Possui um canal de entrada e um de saída, amplificação de 1 a 10 vezes e saída máxima de ± 10 V.

- *Placa de aquisição de dados* – Placa de aquisição de dados Measurement Computing™ modelo USB-1208FS com 8 entradas analógicas, até 12 bits de resolução e duas saídas D/A (Figura 10).

**Figura 10. Placa Measurement Computing modelo USB-1208FS**

- *Software de aquisição de dados* – O software utilizado para a aquisição dos dados foi o programa *G-Power versão 0.5.3*, produzido em ambiente LabVEIW. Este software permite alterar a freqüência de aquisição de dados, números de canais utilizados e informar a sensibilidade de referência de cada acelerômetro (Figura 11).

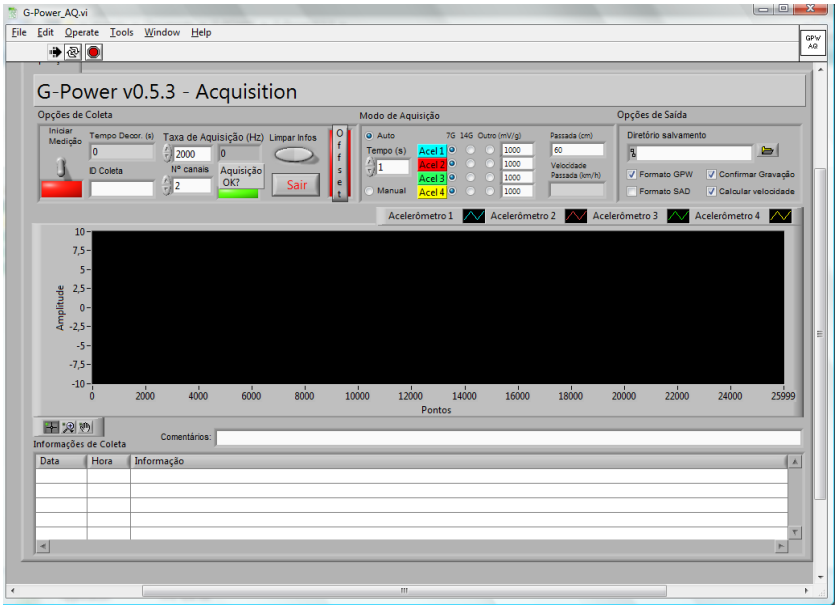



**Figura 11. Tela inicial do Software G-Power 0.5.3 para aquisição de dados da acelerometria**

O software de aquisição de dados foi corretamente configurado para a coleta de dados. Foram orientados os diretórios de salvamento dos arquivos, identificação da coleta com as iniciais do sujeito e o número da coleta, taxa de aquisição de dados, número de canais utilizados identificando-os sua sensibilidade de referência (Figura 12).

**Figura 12. Programa G-Power 0.5.3 configurado para a aquisição dos dados**

### 3.3.6 Sensores de velocidade

Para mensurar a velocidade da marcha foi utilizado um sistema formado por um cronômetro adaptado para disparar e travar a partir de dois pares de fotocélulas que estavam fixadas ao longo da passarela de avaliação. Os pares estavam distanciados por três metros.

## 3.4 CONTROLE DAS VARIÁVEIS

Para garantir a qualidade e confiabilidade do estudo, foram controladas as seguintes variáveis durante o procedimento de coleta de dados:

- *Vestimenta* – O sujeito no momento da avaliação vestia uma bermuda para que a área de fixação dos acelerômetros estivesse livre para não ocorrer interferências nas coletas devido às vestimentas;
- *Atividade física anterior ao teste* – Para executar a coleta o sujeito não poderia ter praticado atividade física no dia da avaliação, deveria estar em uma condição física de descanso.

- *Ambiente de coleta* – A mensuração das variáveis antropométricas e a avaliação da acelerometria foram realizadas em ambiente de laboratorial, com piso plano e regular e livre de riscos à integridade física dos sujeitos. Em todos os momentos dois pesquisadores estavam presentes para auxiliar o sujeito durante os testes;
- *Temperatura* – A temperatura no local foi verificada através de termômetro ambiente e a mesma permaneceu entre 18º e 23º graus Celsius, determinados por Pollock e Wilmore (1993) como uma faixa de segurança que não interferia nas condições físicas do avaliado;
- *Instrumentos* – Os instrumentos foram zerados segundo as instruções contidas nos seus respectivos manuais de instruções técnicas.

## 3.5 PROCEDIMENTOS DE COLETA DE DADOS

Foram contatados sujeitos que tinham interesse em participar das avaliações e que fizessem parte do perfil já estabelecido para a amostra. Em seguida, foram marcadas as datas e os horários de coleta de dados com cada participante.

No dia da avaliação, o sujeito foi encaminhado à sala de coleta de dados onde, inicialmente, recebeu o termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE I) e também foi informado sobre todas as etapas da avaliação.

Somente após o sujeito assinar o termo de consentimento que foi dado início as coletas.

Assim, o protocolo de avaliação seguiu respeitando as seguintes etapas:

- Preenchimento da ficha de identificação pessoal;
- Aquisição das medidas antropométricas;
- Mensuração do impacto através do sistema de acelerometria.

### 3.5.1 Ficha de Identificação Pessoal

O primeiro passo da coleta de dados foi o preenchimento da **Entrevista Pessoal Estruturada** (TONON e AVILA, 2001) onde se levantaram questões que caracterizaram os sujeitos (ANEXO 1).

### 3.5.2 Medidas Antropométricas

Foram mensurados dados antropométricos com a intenção de melhor detalhar a caracterização dos sujeitos da pesquisa.

As variáveis antropométricas mensuradas foram:

- *Massa* - mensurada através da balança digital;
- *Estatura* – Por meio de um estadiômetro fixado na parede;
- *Distância entre joelho e tornozelo* – Com auxílio de uma fita métrica, foi mensurada a distância entre os pontos extremos, linha articular do joelho e maléolo medial da tíbia para identificar o local de fixação dos acelerômetros.

### 3.5.3 Avaliação do Impacto

Nesta avaliação o sujeito estava vestido adequadamente com uma bermuda ou calção curto para que a área abaixo do joelho estivesse livre para a fixação dos acelerômetros. O indivíduo foi orientado a sentar em uma cadeira para que fosse identificado o local de fixação do acelerômetro no membro íntegro, o qual correspondia, na face anterior da tíbia, o ponto médio entre a linha articular do joelho e o maléolo medial e no membro com prótese, na parte anterior da prótese, na mesma altura onde foi fixado o acelerômetro do membro íntegro (Figura 13).

**Figura 13. Local de fixação dos acelerômetros**

Os acelerômetros foram fixados da mesma maneira para amputados transtibiais ou transfemorais. No membro íntegro o acelerômetro foi fixado com uma fita dupla face e envolto por uma cinta elástica a qual pressionava o acelerômetro contra a tíbia (HENNIG e LAFORTUNE, 1988). Na prótese o acelerômetro foi fixado também com fita dupla face e para dar mais firmeza ao sistema envolto por uma fita adesiva. Os acelerômetros estavam sempre com sua direção de mensuração paralela ao eixo da tíbia/prótese no sentido axial e na linha medial anterior (Figura 14).

**Figura 14. Direção e sentido de mensuração dos acelerômetros**

Por fim, os sujeitos vestiram um colete preto que possui bolsos na parte posterior onde eram depositados os condicionadores de sinais para que finalmente fossem conectados aos acelerômetros.

O evento analisado consistiu na marcha dos sujeitos em uma passarela com distância de nove metros onde estavam instalados dois pares de fotocélulas para que a velocidade do sujeito fosse mensurada. O primeiro par estava situado após os três primeiros metros da passarela e o segundo par antes dos três últimos metros (Figura 15).

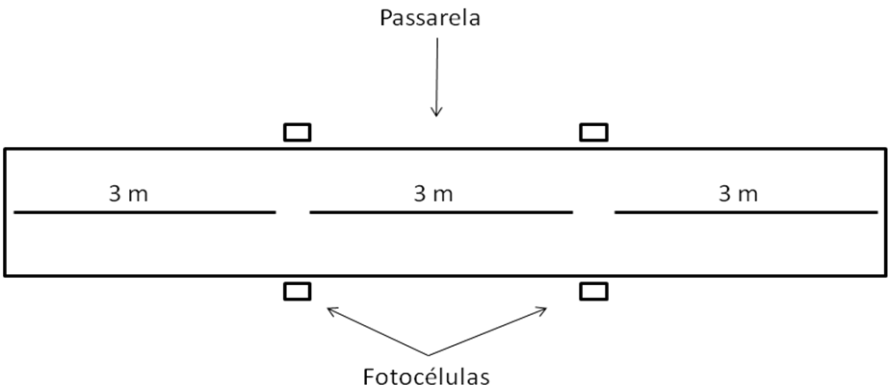



**Figura 15. Esquema da passarela onde foi realizada a coleta de dados da acelerometria**

Antes de dar início às coletas de dados os sujeitos eram instruídos a experimentar a marcha na passarela por algumas vezes. Foi comunicado para que efetuassem a marcha da forma mais natural possível. Nesta hora, era coletada sua velocidade de caminhada, a qual foi definida como a velocidade realizada durante a avaliação. Deste modo, foram coletadas 10 aquisições, nas quais o sujeito percorreu completamente a passarela. Foram consideradas válidas as aquisições em que os sujeitos atingiram a sua velocidade pré-definida.

## 3.6 PROCESSAMENTO DOS DADOS

Os dados da ficha de identificação, bem como as mensurações antropométricas foram tabuladas armazenadas em uma planilha do Programa *Microsoft Excel® 2007*.

Os dados referentes à acelerometria foram inicialmente abertos no software *IBTeC Acelerometria – Análise v1.1.0* para que o tratamento dos dados fosse realizado.

A principio foram excluídos da análise os dois picos iniciais e os dois finais da coleta de cada membro. Portanto, foi cortado da análise o período de aceleração e de frenagem da marcha, pois conforme o estudo piloto, apresentam-se diferentes do restante da curva adquirida (Figura 16 e Figura 17).

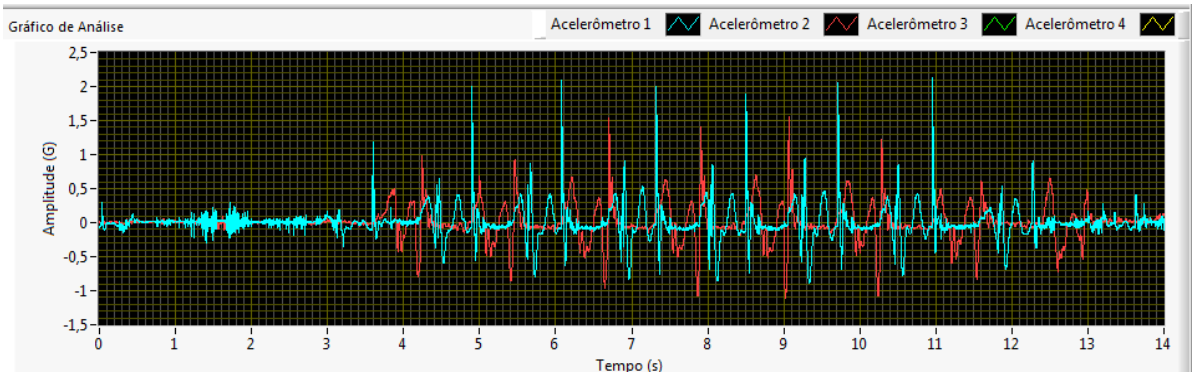



**Figura 16. Exemplo de curva não processada demonstrando os picos iniciais e finais diferentes do restante da curva**

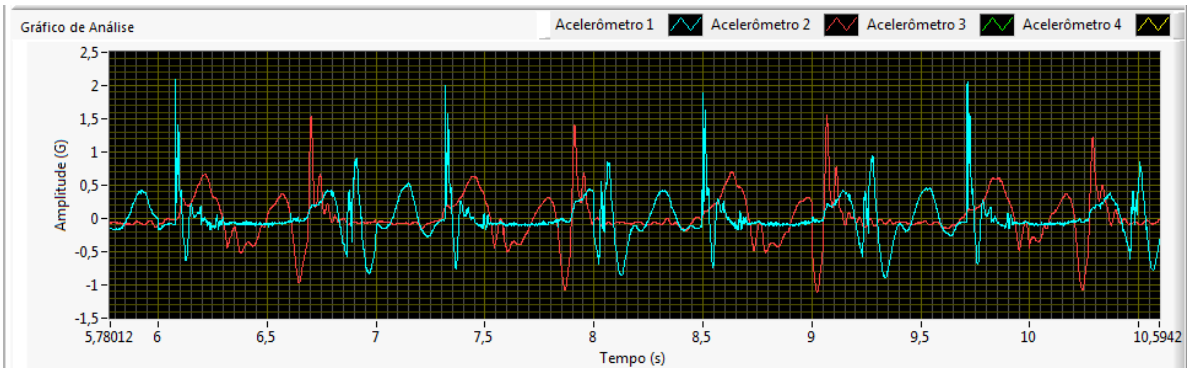



**Figura 17. Exemplo de corte dos picos iniciais e finais da curva que foi demonstrada anteriormente**

Após foi aplicado um Filtro Média-Móvel de ordem 3 (BALBINOT e TAMAGNA, 2001) em todas as curvas com a intenção de minimizar os ruídos presentes na coleta de dados.

Seguindo o processamento, através do programa de análise foram detectados os Picos de Aceleração na opção manual do software.

Por fim, foram salvos em um documento compatível com *Microsoft Excel® 2007* através do software de análise os Picos localizados bem como as análises automáticas de Média RMS.

Estes dados individuais foram exportados para uma única planilha do *Microsoft Excel® 2007* para que fossem calculadas as estatísticas descritivas como média, desvio padrão e coeficiente de variação.

## 3.7 TRATAMENTO ESTATISTICO

Após os dados estarem organizados em uma planilha do *Microsoft Excel® 2007* foram repassados ao software *SPSS versão 17* para que fossem realizados os testes estatísticos.

Inicialmente, foi realizada a análise exploratória dos dados e verificado os padrões e tendências supostas.

Foram aplicadas análises de variâncias para as variáveis Pico de Aceleração e Média RMS comparando com as categorias membro íntegro, membro amputado e níveis de amputação.

Foi verificada a existência de relação entre a variável velocidade da marcha e o nível de amputação. Também foi observada a relação do Pico de Aceleração e Média RMS adquiridos no membro íntegro e no membro amputado.

Em todas as análises foi adotado o nível de significância de 95%.

# IV APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Este capítulo tem como propósito apresentar e discutir os resultados da avaliação dos 15 sujeitos em duas etapas: primeiro, os dados mais relevantes da aplicação da Ficha de Identificação Pessoal (Tonon e Avila, 2001) e em seguida as variáveis dos sujeitos conforme coletados na avaliação da marcha com o Sistema de Acelerometria, as quais são: Velocidade (V), Pico de Aceleração (PA) e Média RMS do Sinal (RMS). Os dados dos 15 sujeitos serão apresentados formando dois grupos distintos conforme os níveis de amputação: um grupo contendo 5 (cinco) sujeitos com amputação transtibial (TB) e outro grupo com 10 sujeitos com amputação transfemoral (TF).

## 4.1 FICHA DE IDENTIFICAÇÃO PESSOAL

Os resultados da Ficha de Identificação são apresentados em tabelas, nas quais identificam as principais características encontradas nos sujeitos da amostra avaliada.

Na tabela 1 encontram-se características antropométricas como estatura, massa corporal, gênero e média de idade dos sujeitos, relacionando com o nível de amputação (Tabela 1).

**Tabela 1. Características antropométricas dos sujeitos**

| Nível de Amputação | Idade (anos) | Estatura (m) | Massa (kg) | Gênero |
|---|---|---|---|---|
| Transtibial | 38,2 ± 17,2 | 1,69 ± 0,12 | 74,14 ± 20,36 | 1 feminino<br>4 masculino |
| Transfemoral | 49,9 ± 10,5 | 1,72 ± 0,08 | 88,05 ± 15,98 | 1 feminino<br>9 masculino |
| Todos | 46 ± 13,7 | 1,71 ± 0,09 | 83,41 ± 18,13 | 2 feminino<br>13 masculino |

De acordo com a Tabela 1 a amostra foi composta por 15 sujeitos, sendo 5 com amputação transtibial e 10 com amputação transfemoral. Em cada grupo encontramos

somente 1 sujeito do gênero feminino. A média de idade conteve-se maior no grupo dos amputados transfemorais bem como a maior estatura e massa corporal. É possível perceber que a idade média de todos os sujeitos da amostra foi de 46 anos, porém nos grupos encontram-se grandes desvios padrões podendo concluir que a variação de idade foi alta e a mesma observação pode ser feita para a massa dos sujeitos. Segundo Viejo, Riambau e Castro (2005) a idade parece ser um fator determinante relacionado com o resultado funcional dos amputados de membro inferior, com o tempo de cura da amputação e em alguns casos chegar até a contra indicação da protetização.

A Tabela 2, demonstra a etiologia da amputação dos sujeitos individualmente, bem como o tempo de amputação e o tempo de protetização, o qual significa o tempo em que o indivíduo utiliza prótese.

**Tabela 2. Etiologia, Tempo de Amputação e Tempo de Protetização de cada sujeito.**

| Nível de Amputação | Sujeito | Etiologia da Amputação | Tempo de Amputação (anos) | Tempo de Protetização (anos) |
|---|---|---|---|---|
| **Transtibiais** | 1 | Traumático | 2 | 1 |
| | 2 | Traumático | 1,5 | 1 |
| | 3 | Traumático | 1,3 | 1 |
| | 4 | Congênito | 16 | 13,6 |
| | 5 | Osteomielite | 16 | 13,8 |
| $\bar{x}$ | - | - | 7,36 | 6,08 |
| **Transfemorais** | 6 | Traumático | 3 | 1 |
| | 7 | Câncer | 5 | 2,2 |
| | 8 | Traumático | 1,5 | 1 |
| | 9 | Câncer | 22 | 20 |
| | 10 | Traumático | 4 | 3,5 |
| | 11 | Traumático | 39 | 38 |
| | 12 | Traumático | 3 | 2,5 |
| | 13 | Traumático | 17 | 16,5 |
| | 14 | Traumático | 4 | 1,5 |
| | 15 | Traumático | 6 | 5,2 |
| $\bar{x}$ | - | - | 10,45 | 9,14 |

Boccolini (2000), afirma existirem três tipos de amputação: as de causa congênita, as consequentes de traumas e as decorrentes de moléstias circulatórias, tumorais ou infecciosas. Conforme a Tabela 2 verificamos que a maioria dos sujeitos sofreu a amputação de causa traumática, sendo que no grupo dos TB um sujeito sofreu por osteomielite (indivíduo 5) e outro por doença congênita (indivíduo 4). No grupo dos TF encontramos duas amputações (indivíduos 7 e 9) causadas por tumoração óssea maligna. Conforme relatado no site da ADEPIS (Associación de Amputados en España, 2006) 30% das amputações ocorridas na Espanha são decorrentes de acidente de trânsito. De acordo com Carvalho (2003) a maior incidência das amputações de membro inferior deve-se a causas vasculares, já as ocasionadas por trauma cita acometer principalmente a população de adolescentes e adultos jovens, os quais estão mais expostos a acidentes de trabalho e acidentes por meios de transporte. O autor afirma que batalhas ainda continuam causando amputações traumáticas em alguns países, como foi o caso do sujeito 13, desta amostra.

Observa-se que os sujeitos 4 e 5 possuem um maior tempo de amputação quando comparados ao outros sujeitos do mesmo grupo. Da mesma forma, acontece com os sujeitos 9, 11 e 13 na amostra dos transfemorais. Observa-se que para os amputados transtibiais encontramos uma média de 6,08 anos de protetização e para os amputados transfemorais 9,14 anos. Podemos observar que o tempo para a protetização foi de 1 ano à 2,5 anos para todos os sujeitos porém, de acordo com Gabriel (2001),o tempo global de tratamento do paciente amputado oscila entre 9 meses e 1 ano aproximadamente.

A Tabela 3 informa o comprimento do coto de cada sujeito juntamente com a descrição do tipo de prótese utilizada por cada um. A média do comprimento do coto dos amputados transtibiais é de 16 cm (± 6,41) e dos transfemorais 29,3 cm (± 6,45). Viejo, Riambau e Castro (2005) destacam que o comprimento do coto tem uma relação significativa favorável com uma distância percorrida por amputados transtibiais e uma associação moderada por amputados transfemorais. Isakov et al (1996); Radcliffe (1998) esclarecem que em amputados transtibiais com cotos curtos a habilidade os músculos em controlar a prótese na fase de balanço está mais comprometida bem como a estabilidade do joelho. Conforme Majumdar et al (2008) uma ótima reabilitação inicia com a cicatrização

do coto que também necessita ter sua forma e tamanho correto, deste modo, a anatomia do membro residual assegura o sucesso da reabilitação.

**Tabela 3. Comprimento do coto de cada sujeito, juntamente com a descrição do tipo de prótese utilizada por cada um.**

| Nível de Amputação | Sujeito | Comprimento do Coto (cm) | Tipo de prótese |
|---|---|---|---|
| Transtibial | 1 | 13,5 | Encaixe KBM / Pé com resposta dinâmica |
| | 2 | 12 | Encaixe KBM / Pé com resposta dinâmica |
| | 3 | 18,5 | Encaixe KBM / Pé com resposta dinâmica |
| | 4 | 26 | Encaixe KBM / Pé com resposta dinâmica |
| | 5 | 10 | Encaixe KBM / Pé com resposta dinâmica |
| $\bar{x}$ | - | 16 | - |
| Transfemoral | 6 | 19 | Encaixe quadrilateral / Joelho computadorizado / Pé com resposta dinâmica |
| | 7 | 18,5 | Encaixe de contenção isquiática / Joelho computadorizado / Pé com resposta dinâmica |
| | 8 | 29 | Encaixe de contenção isquiática / Joelho hidráulico / Pé com resposta dinâmica |
| | 9 | 31 | Encaixe de contenção isquiática / Joelho computadorizado / Pé com resposta dinâmica |
| | 10 | 30 | Encaixe de contenção isquiática / Joelho computadorizado / Pé com resposta dinâmica |
| | 11 | 36 | Encaixe de contenção isquiática / Joelho computadorizado / Pé com resposta dinâmica |
| | 12 | 32 | Encaixe de contenção isquiática / Joelho computadorizado / Pé com resposta dinâmica |
| | 13 | 36 | Encaixe de contenção isquiática / Joelho computadorizado / Pé com resposta dinâmica e regulagem de altura |
| | 14 | 35 | Encaixe de contenção isquiática / J Joelho computadorizado / Pé com resposta dinâmica |
| | 15 | 34 | Encaixe de contenção isquiática / Joelho computadorizado / Pé com resposta dinâmica |
| $\bar{x}$ | - | 30,05 | - |

Para Subbarao e Bajoria (1995) um coto não deve ser menor que 12,5 cm para uma modelagem perfeita na construção de uma prótese. Já Baun et al (2008), no estudo das correlações de parâmetros da marcha com o comprimento do coto verificaram que em amputados unilaterais transfemorais, o fêmur residual deve ter no mínimo 57% do comprimento do fêmur contralateral para não alterar a marcha, porém ressalta que a preservação do comprimento do coto femoral pode não ser o fator mais importante a ser considerado, pois existem outros como o desempenho muscular, tipo de reabilitação e tipo de prótese.

Boccolini (2000) alerta para os cuidados na prescrição da prótese, pois corresponde a uma das partes mais importantes no processo da reabilitação. O tipo de prótese utilizado pelos amputados transtibiais deste estudo possuem a mesma descrição: encaixe KBM (Kondylen Bettung Münster) o qual possui apoio no tendão patelar, desta forma proporciona uma ótima estabilidade do joelho (KUHN, 1997) e utilizam pés com resposta dinâmica. Os pés de resposta dinâmica segundo Carvalho (2003) apresentam uma deformação elástica na fase de apoio absorvendo a energia e devolvendo na fase de impulso. Para o autor esse tipo de pé é indicado para pacientes com atividade média e alta.

Nove dos amputados transfemorais utilizavam encaixe de contenção isquiática o qual foi desenvolvido para manter o fêmur a posição mais fisiológica e proporcionar uma marcha mais harmônica (CARVALHO, 2003). O sujeito 6 utilizava o encaixe mais antigo do tipo quadrilateral. Este tipo de encaixe pode ser indicado para todos os tipos de pacientes, principalmente para os que possuem a musculatura mais flácida e com amputação de terço proximal, na qual o encaixe de contenção isquiática não é indicada (CARVALHO, 2003). A escolha do encaixe apropriado para o coto é crucial para o amputado no que diz respeito ao conforto, saúde da pele e o seu desempenho com o uso a prótese (BOARD, STREET e CASPERS, 2001; BEIL, STREET e COVEY, 2002).

Gabriel (2001), explica que as unidades de joelho podem ser fixas, com possibilidade de desbloquear voluntariamente (em casos geriátricos) ou livre (para pessoas com atividades diárias médias ou altas), estas unidades podem ser mecânicas, hidráulicas,

pneumáticas ou computadorizadas. É imprescindível selecionar o tipo adequado de joelho para cada paciente. Em nossa amostra somente o sujeito 8 utilizava joelho do tipo hidráulico, os outros indivíduos possuíam joelhos computadorizados. Viejo, Riambau e Castro (2005) afirmam que um dos fatores que diferencias um amputado TB de um TF é o maior gasto energético que realiza o amputado TF durante a marcha devido a ausência do joelho, portanto a melhora desta unidade protética significa mais facilidade, no ciclo da marcha para os amputados TF. Diferentes estudos mostram um menor consumo energético com o uso dos joelhos computadorizados comparados a outros tipos de próteses (VIEJO, RIAMBAU e CASTRO, 2005).

Os pés utilizados por todo o grupo de TF consistiam de pés de resposta dinâmica como os TB, somente o sujeito 13 possuía regulagem de altura do pé, pois se tratava de uma mulher a qual utilizava salto alto. No estudo de revisão de Hafner et al (2002), onde evidencia a percepção do amputado na diferença entre um pé com resposta dinâmica e um do tipo convencional resulta em relatos de que o primeiro componente facilita a estabilidade a aumenta a velocidade da marcha, porém os pés convencionais são mais aceitos para descer rampas. As correlações feitas em estudos entre o tipo de pé e velocidade não são significativos.

Convery e Murray (2001); Grenwald (2003); Boccolini (2000) comentam que o encaixe protético é uma das partes mais importantes da prótese, pois é a responsável pelo mecanismo de movimento junto com o coto. Se existirem movimentos no interior do encaixe protético a marcha será prejudicada e haverá um desgaste do coto (BEIL, STREET, COVEY, 2002; BOARD, STREET, CASPERS, 2001). Durante a entrevista os sujeitos foram interrogados sobre suas queixas perante sua situação e grande parte da amostra (12 sujeitos) respondeu ter incômodos em seu encaixe protético referentes à limitação de movimento, dores durante a marcha, cansaços rápidos e lesões dermatológicas. O sujeito 1 não relatou ter incômodos diretamente com o encaixe protético, porém relatou ter dores generalizadas em ambos os membros inferiores durante a marcha e o sujeito 4 não relatou queixas frente a sua situação.

Ao indagar sobre as dificuldades nas atividades de vida diária (AVD´s) a grande maioria dos sujeitos (13 indivíduos) respondeu ter insegurança ao descer rampas, subir escadas, permanecer muito tempo em pé e/ou caminhar sobre terrenos irregulares. O sujeito 4 afirma não ter dificuldades ou insegurança em suas atividades diárias e o sujeito 12 relata somente ter dificuldades ao vestir sua prótese. De acordo com Tonon e Avila (2001) pode-se observar a caracterização do grau de dificuldade na realização das atividades diárias variando de indivíduo para indivíduo e pode-se dizer que está intimamente relacionada à superação da deficiência. A aceitação pelo indivíduo da sua nova condição de amputado pode determinar a superação de seus limites, preservando sua auto-estima e principalmente, conservando sua integração social.

## 4.2 DADOS DA AVALIAÇÃO DA MARCHA

As variáveis analisadas a partir da avaliação da marcha foram: Velocidade (V), Pico de Aceleração (PA) e Média RMS do Sinal (RMS). Seguiremos discutindo-as nesta mesma ordem. Os dados foram analisados separadamente em relação ao **membro íntegro (MI)** e ao **membro amputado (MA)**. As médias dos dados coletados de cada sujeito estão expostas na tabela Tabela 4.

Mesmo estando ciente de que as variáveis cinéticas são advindas da função da velocidade, ou seja, para maiores velocidades temos maiores valores de Pico de Aceleração e Média RMS. Analisamos a marcha com diferentes **Velocidades (V),** para indivíduos TB obtiveram uma média de 3,9 km/h (± 0,5) e de 3,6 km/h (± 0,5) para os TF. Foi realizada uma Análise de Variância (ANOVA) da velocidade juntamente com a variável nível de amputação onde não foi encontrada diferença significante entre os grupos ao nível de significância de 5% ($F = 1,08$ e $p = 0,31$). Hafner et al (2002) afirma que os estudos de análise de marcha de amputados são realizados com a velocidade habitual de cada indivíduo.

**Tabela 4. Valores médios de Velocidade, Pico de Aceleração e Média RMS da avaliação dos 15 sujeitos.**

| Nível de Amputação | Sujeito | Velocidade ± 5% (km/h) | PA (g) | | RMS (g) | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | | | MI (S) | MA (S) | MI (S) | MA (S) |
| Transtibial (TB) | 1 | 3 | 1,41 (0,18) | 1,43 (0,25) | 0,27 (0,03) | 0,32 (0,03) |
| | 2 | 4 | 1,12 (0,17) | 1,28 (0,11) | 0,38 (0,08) | 0,30 (0,01) |
| | 3 | 4,5 | 1,85 (0,29) | 1,88 (0,16) | 0,52 (0,02) | 0,37 (0,02) |
| | 4 | 4 | 1,76 (0,24) | 2,76 (0,19) | 0,44 (0,25) | 0,50 (0,09) |
| | 5 | 4 | 2,82 (0,34) | 2,30 (0,38) | 0,32 (0,02) | 0,24 (0,02) |
| $\bar{x}$ | - | 3,9 | 1,85 (0,60) | 1,84 (0,50) | 0,36 (0,89) | 0,34 (0,08) |
| Transfemoral (TF) | 6 | 3 | 1,63 (0,22) | 1,43 (0,27) | 0,41 (0,03) | 0,32 (0,04) |
| | 7 | 4 | 1,45 (0,19) | 1,47 (0,24) | 0,17 (0,05) | 0,30 (0,02) |
| | 8 | 4 | 1,96 (0,37) | 1,34 (0,28) | 0,43 (0,03) | 0,50 (0,16) |
| | 9 | 3 | 1,87 (0,16) | 1,22 (0,21) | 0,33 (0,01) | 0,36 (0,01) |
| | 10 | 4 | 3,15 (0,65) | 3,01 (0,36) | 0,47 (0,03) | 0,53 (0,03) |
| | 11 | 3 | 1,94 (0,36) | 1,26 (0,16) | 0,43 (0,04) | 0,44 (0,04) |
| | 12 | 4 | 5,37 (0,76) | 1,40 (0,06) | 0,75 (0,06) | 0,35 (0,06) |
| | 13 | 4 | 5,24 (1,19) | 5,61 (0,57) | 0,61 (0,05) | 0,55 (0,03) |
| | 14 | 3 | 1,79 (0,23) | 1,90 (0,18) | 0,37 (0,02) | 0,27 (0,01) |
| | 15 | 4 | 2,42 (0,32) | 1,14 (0,13) | 0,45 (0,02) | 0,38 (0,04) |
| $\bar{x}$ | - | 3,6 | 2,55 (1,38) | 1,99 (1,30) | 0,42 (0,14) | 0,38 (0,09) |

* PA – Pico de Aceleração / RMS – Média RMS do Sinal / MI – Membro Íntegro / MA – Membro amputado / S – Desvio Padrão

Perry (1992) em seu estudo encontrou a velocidade um pouco mais alta (4,02 km/h) para amputados bilaterais transtibiais de causa traumática e mais baixa (3,1km/h) para amputados transfemorais de causa traumática. Ayyappa (1999) encontrou para indivíduos unilaterais desarticulados de joelho uma velocidade média de 3,4 km/h.

Winter (1991) dividiu a marcha normal em lenta, natural e rápida. O autor acredita que caminhar em até 4 km/h significa a velocidade mais lenta para indivíduos normais. Ao realizar o teste t para uma amostra adotando o valor de referência de 4 km/h observamos que a velocidade média dos amputados transtibiais (3,9 km/h) não se diferencia da média

relatada por Winter (1991) ($p = 0,07$). Já a média da velocidade dos amputados transfemorais (3,6 km/h) encontramos uma diferença significativa ($p = 0,03$) da velocidade lenta de indivíduos normais proposto pelo autor.

Com relação a alguns estudos sobre a influencia da velocidade na marcha de indivíduos com amputações encontramos Detrembleur, Vanmarsenille e Dierick (2005) que em sua amostra contendo 6 sujeitos amputados transtibiais e 6 transfemorais avaliaram o gasto energético sobre a influencia da velocidade da marcha e encontraram que o gasto energético é dependente desta variável nos dois níveis de amputação.

Meikle et al (2003), realizaram um estudo para verificar se o peso da prótese influencia na velocidade da marcha e em sua amostra com 10 sujeitos amputados transfemorais encontraram que o aumento do peso da prótese não produziu um efeito adverso na velocidade da marcha. Do mesmo modo, Baum et al (2008), encontraram que não há correlação significativa ($R^2 = 0,01$) entre a velocidade e o comprimento do coto de amputados transfemorais e desarticulados de joelho.

Boonstra, Fidler e Eisma (1993) comparam a variação da velocidade habitual e a velocidade de caminhada mais rápida possível por sujeitos normais e amputados transfemorais e desarticulados de joelho e encontraram que em sua amostra os sujeitos normais obtiveram significativamente maior a diferença entre a velocidade rápida e a habitual do que os amputados.

Nolan et al (2003) observaram parâmetros da marcha influenciados pelo aumento da velocidade e verificaram que a assimetria entre os membros aumenta de acordo com o aumento da velocidade. Esta assimetria resultou em aumento na magnitude da força de reação do solo no membro íntegro e os parâmetros espaço temporais reduziram no membro amputado.

Já em um estudo mais atual de Silverman et al (2008) onde analisaram os mecanismos compensatórios de amputados abaixo do joelho durante o aumento da velocidade da marcha, observaram que os impulsos anterior/posterior, gerados através da força de reação do solo, são maiores no membro íntegro do que no membro amputado, porém não conseguiram afirmar a hipótese de que com o aumento da velocidade esta

assimetria aumentaria também. O primeiro mecanismo compensatório visualizado foi uma maior força no quadril do membro amputado, o que levou a aumentar a propulsão do membro residual com o aumento da velocidade. Ainda, amputados tem a redução do trabalho do joelho, na fase inicial da marcha, o que leva a crer que há um trabalho maior também da musculatura de ísquiotibiais, aumentando a extensão do quadril do membro amputado.

Referente às variáveis coletadas a partir do Sistema de Acelerometria destacamos que estas determinam a quantidade de vibração que o segmento corporal esta recebendo durante a marcha. De acordo com Santos et al (2008) e Griffin (2001) a vibração ou o choque provindo de algum efeito específico aumentam o risco de lesões ou doenças quando aplicadas ao corpo humano com altas magnitudes ou em tempo de exposição excessiva. A acelerometria é comumente utilizada para quantificar o choque transmitido pela prótese no contato inicial (HAFNER et al, 2002). Desta forma, este estudo adotou como variáveis o Pico de Aceleração e a Média RMS adquirida do sinal em uma passada.

Com relação ao **Pico de Aceleração (PA)** os dados foram analisados em dois grupos: transtibiais e transfemorais. Dentro de cada um desses grupos foram analisados separadamente ainda o membro íntegro (MI) e o membro amputado (MA).

Com o objetivo de descrever a amostra e verificar o comportamento dos picos de cada indivíduo foi realizado o diagrama de caixas para o membro íntegro e o membro amputado de cada sujeito (Gráfico 1 sujeitos TB e Gráfico 2 sujeitos TF) e após um diagrama de caixas para cada grupo: TB e TF (Gráfico 3 e Gráfico 4).

É possível observar através dos diagramas de caixas que os sujeitos amputados transtibiais obtiveram poucos pontos discrepantes (Gráfico 3) onde sua amostra obteve como média 1,77 g (± 0,61g) para MI e 1,93 g (± 0,59g) para MA. Encontramos como coeficiente de variação deste grupo 34,46% para MI e 30,56% para MA.

**Gráfico 1 – Diagrama de caixas com a variável Pico de Aceleração dos sujeitos amputados transtibiais**

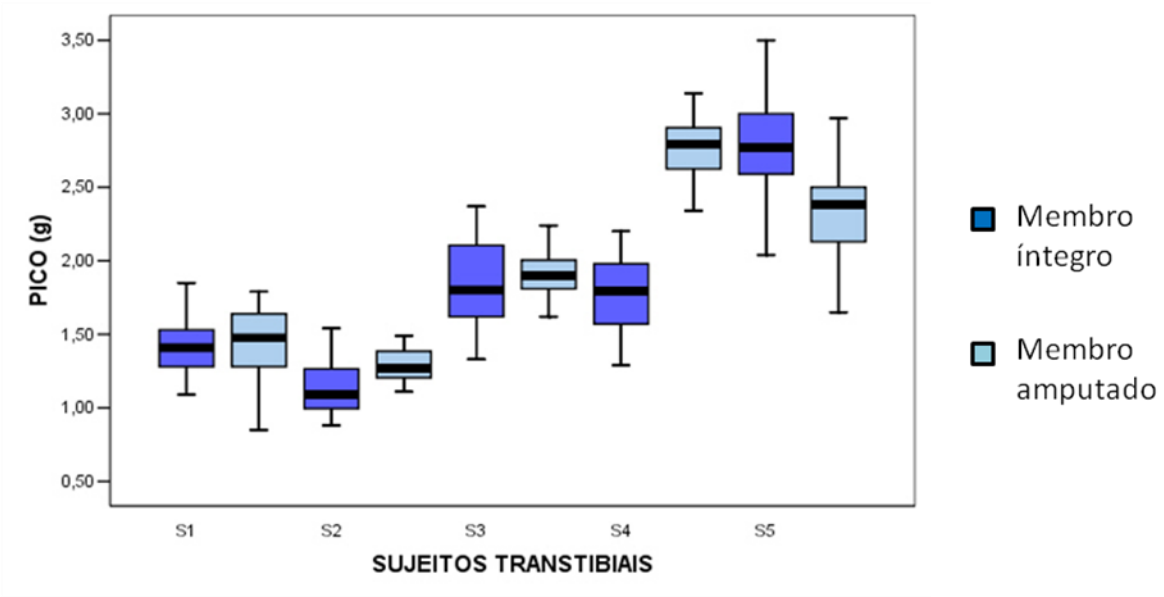
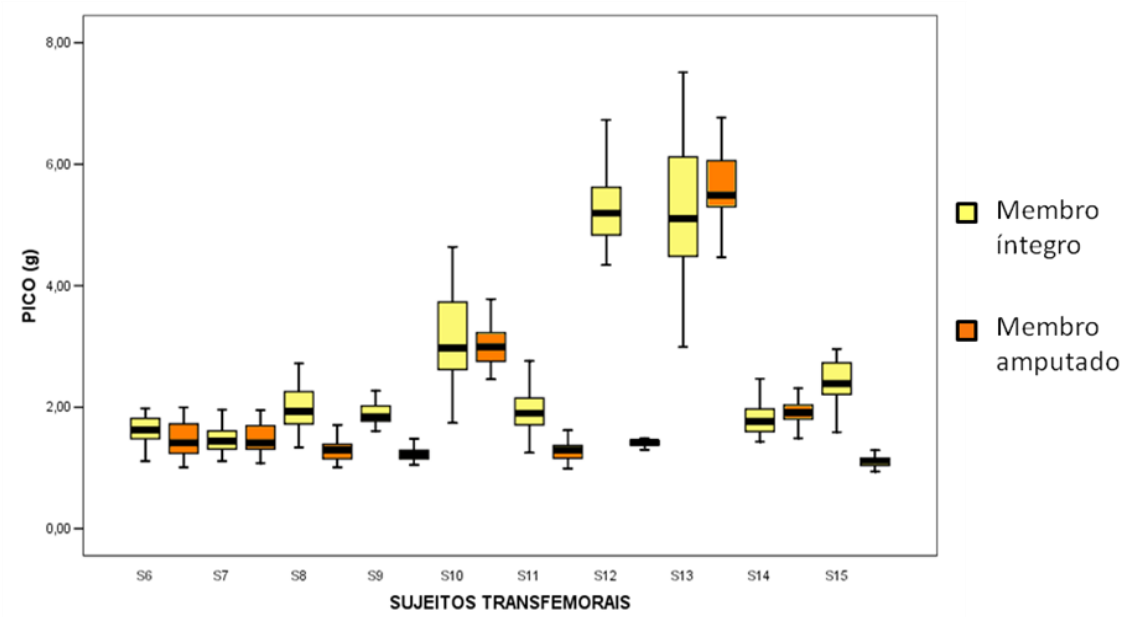



**Gráfico 2 - Diagrama de caixas com a variável Pico de Aceleração dos sujeitos amputados transfemorais**



Nigg e Herzog (1994) citam como valor padrão do PA tibial para a caminhada de sujeitos normais o intervalo de 2 a 5 g. Porém não descreve se este valor refere-se a caminhada de sujeitos descalços ou calçados, tampouco a velocidade da marcha.

Adderson et al (2007), realizaram um estudo piloto utilizando acelerômetros para testar a hipótese de que um componente protético com sistema de absorção de impacto reduziria o PA de sujeitos transtibiais durante a marcha. Encontraram o valor de pico 2,82 g e 3,19 g nas situações com e sem o sistema de absorção de impacto respectivamente, porém não afirmaram uma diferença estatisticamente significante (p=0,28). Os autores citam que sua amostra também obteve um valor muito alto na de variabilidade amostral.

Outro trabalho similar (BERGE, CZERNIECKI e KLUTE, 2005) que compara a diferença entre o pico de aceleração de membro amputado de utilizando prótese com e sem o sistema de absorção de impacto verifica que com o sistema, o pico de aceleração teve a média de 3,9 g e sem o sistema 3,6 g onde também os resultados não demonstraram diferença significativa (p=0,38).

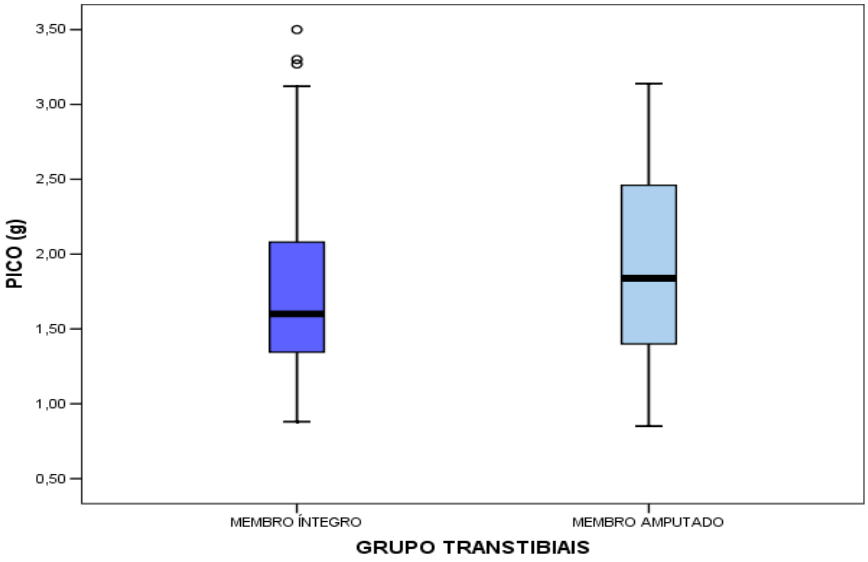
Van Jaarsveld, Grootenboer e De Vries (1990) avaliando os efeitos de calçados de couro e calçados esportivos utilizados por amputados transtibiais encontraram diferenças significativas. Os valores dos picos na primeira condição (calçado de couro) oscilaram no intervalo de 1,5 a 5 g e os da segunda condição (calçado esportivo) no intervalo de 1 a 3,5 g.

Os valores de pico dos estudos citados apresentam-se em uma faixa um pouco acima da encontrada nos sujeitos deste trabalho. Esta diferença pode ser advinda de diversos fatores como, modo e local de fixação do acelerômetro, calçados, velocidade da marcha, tipo de prótese, idade e entre outros aspectos.

Lafortune, Hennig e Valiant (1995), estudaram as diferenças entre a fixação do acelerômetro fixado na pele e diretamente no osso. Avaliaram a corrida de 5 sujeitos sem patologias e encontraram valores entre 7,8 e 11,2 g para as mensurações diretas no osso e 8,9 a 16,5 g para mensurações na pele. Portanto, demonstraram diferenças nos valores de pico devido ao modo de fixação.

Conforme descrito no estudo de Wüst (2009), os calçados influenciam no PA tibial. O autor avaliou o PA tibial de sujeitos normais utilizando diferentes tipos de calçados e encontrou que os picos advindos de uma caminhada descalça são maiores significativamente do que os calçados e o uso de tênis apresentou o melhor (mais baixo) resultado significativamente quando comparado aos demais calçados avaliados.

**Gráfico 3 - Diagrama de caixas com a variável Pico de Aceleração do Grupo de amputados transtibiais**




A média dos Picos de Aceleração dos sujeitos transfemorais para o membro íntegro foi de 2,55 g (± 1,38g) e para o membro amputado 1,99 g (± 1,30g) e os coeficientes de variação foram 54,11% e 65,32% respectivamente. Observamos maiores valores para o membro íntegro comparado ao membro amputado

Lafortune, Lake e Hennig (1995), estudaram a possibilidade de relacionar o pico de aceleração da corrida de sujeitos normais com a força de reação do solo coletada em plataformas de força simultaneamente. Através de cálculos matemáticos conseguiram concluir que a força de reação do solo pode predizer a aceleração tibial e vice-versa durante a fase de impacto. Portanto podemos comparar os resultados obtidos através das análises de

marcha através de plataformas de força com os resultados coletados com acelerômetros já que estes equipamentos ainda não foram tão devastados nas análises biomecânicas da marcha de amputados quanto as plataformas de força.

Conforme o estudo de Tonon (2008), há diferença significativa ao comparar as médias da Taxa de Aceitação de Peso de membro íntegro e membro amputado apresentando sempre maior sobrecarga no membro íntegro.

Segundo Jaergers et al (1995) no nível de amputação transfemoral a espessura óssea reduz com a atrofia cortical que pode chegar a 20% ao nível do trocanter maior do fêmur, sendo a atrofia muscular mais acentuada nos músculos sartório (40%) e ísquiotibiais (70%) e nos demais músculos acometidos pelo procedimento cirúrgico. Isto leva a fraqueza muscular e consequentemente, o membro íntegro deverá fazer a função de sustentação de peso por maior tempo. Tonon (2008) relata que os sujeitos transfemorais realmente transferem mais peso ao membro íntegro do que os sujeitos transtibiais. Esta transferência de peso pode ser observada também pelo aumento dos valores de PA encontrados nos amputados transfemorais comparados aos transtibiais neste estudo.

Quando observamos o diagrama de caixas em grupo da amostra dos sujeitos transfemorais (Gráfico 4), nota-se a presença de muitos pontos discrepantes do restante do grupo, os quais se referiam aos dados coletados dos sujeitos 10, 12 e 13. Desta forma, este gráfico foi novamente refeito excluindo-se os dados destes indivíduos (Gráfico 5) onde podemos verificar desta vez a redução destes pontos discrepantes. Agora, encontramos como média dos picos coletados no membro íntegro 1,83 g (± 0,37g) e no membro amputado 1,42 g (± 0,31g). Os coeficientes de variação baixaram para 20,21% no membro íntegro e 21,83% no membro amputado.

**Gráfico 4 - Diagrama de caixas com a variável Pico de Aceleração e o grupo de amputados transfemorais**

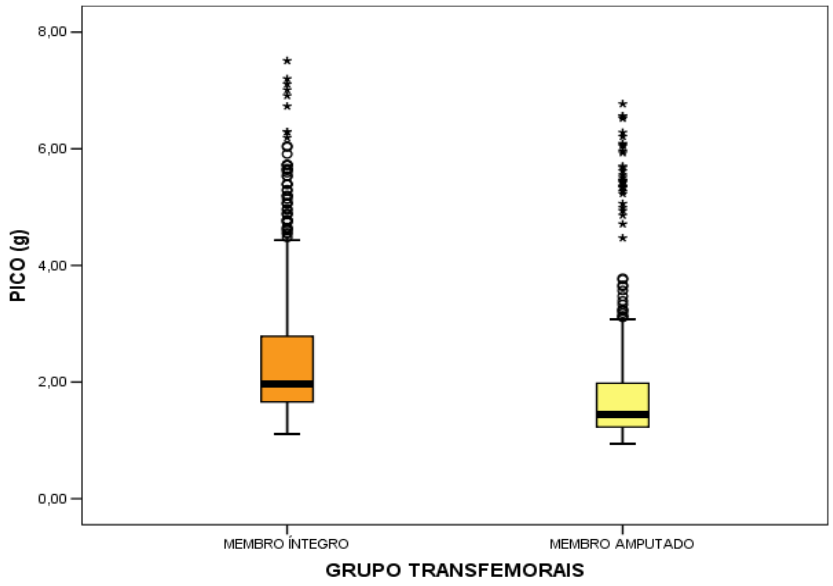
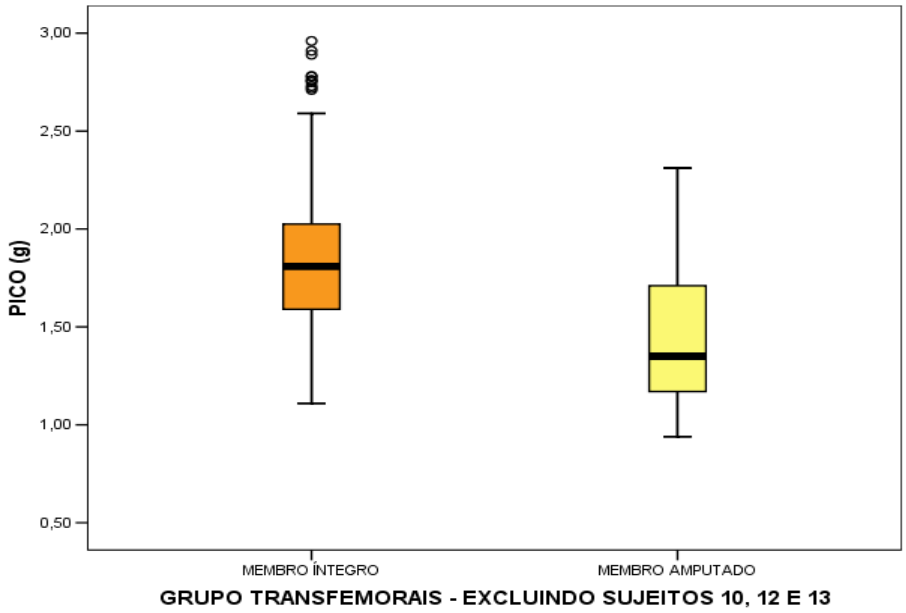



**Gráfico 5 - Diagrama de caixas com a variável Pico de Aceleração e o Grupo de amputados transfemorais excluindo os sujeitos 10, 12 e 13.**



Para verificar a diferença destes indivíduos com o restante do grupo foi realizado para cada sujeito o teste *t* para uma amostra, adotando o valor de referencia a média da amostra com a exclusão dos sujeitos. Os resultados do teste *t* estão dispostos na Tabela 5, onde podemos observar ao nível de significância de 5% que os sujeitos 10 e 13 podem ser considerados diferentes estatisticamente desta amostra, porém o sujeito 12 comprovou sua diferença estatística somente para o membro íntegro. Existem algumas suposições para explicar a diferença significativa destes sujeitos para o restante do grupo. O sujeito 12 apresentava-se com sobre peso (120 kg) o que pode justificar o aumento do pico de aceleração no membro íntegro, já a amostra de número 13 realizou a prova com um calçado de salto alto, o que indica a possibilidade de maiores picos de aceleração para o membro íntegro e amputado. Não foram encontradas evidencias dentro do quadro de características analisadas do indivíduo 10 que possam justificar o aumento do seu pico de aceleração perante o grupo avaliado.

**Tabela 5 – Resultados do teste t para uma amostra dos sujeitos 10, 12 e 13 comparando com o grupo dos sujeitos amputados transfemorais**

| **SUJEITOS** | **Membro Íntegro** Valor de Referência = 1,83 g | | **Membro Amputado** Valor de Referência = 1,42 g | |
|---|---|---|---|---|
| | *t* | p | *t* | p |
| **S10** | 12,72 | 0,01 | 27,85 | 0,01 |
| **S12** | 33,94 | 0,01 | -0,87 | 0,39 |
| **S13** | 16,09 | 0,01 | 41,52 | 0,01 |

Em conseqüência destes resultados, optou-se por excluir os sujeitos 10, 12 e 13 da amostra dos amputados transfemorais nas Análises de Variância (ANOVA) que utilizassem a variável Pico de Aceleração.

Foi realizada a Análise de Variância (ANOVA) com as variáveis: Pico de Aceleração; nível de amputação; membro íntegro e amputado. A análise resultou na presença de diferença significativa entre os grupos (F = 2,50 e p = 0,01). Após, o teste *post hoc* de Scheffé foram identificadas as diferenças significantes entre o membro íntegro e

amputado de todos os sujeitos (p = 0,03 para transtibiais e 0,01 para transfemorais) o que indica a assimetria da marcha dos indivíduos amputados.

Tura et al (2010) testaram a possibilidade de utilizar acelerômetros para verificar a assimetria da marcha de amputados transfemorais. Concluíram que é possível utilizar esta metodologia para verificar as assimetrias da marcha, pois, segundo eles, o sistema é sensível o bastante para este fim.

Nolan et al (2003) também encontrou esta assimetria na marcha dos sujeitos amputados transtibiais e transfemorais quando analisou a força de reação do solo com o aumento da velocidade da marcha.

Tonon e Avila (2001) e Tonon (2008) encontraram assimetrias na marcha de sujeitos amputados transtibiais e transfemorais. Utilizando a plataforma de força verificaram variáveis como Primeiro e Segundo Pico de Força, Taxa de Aceitação de Peso e características espaço-temporais da marcha e em ambos os estudos, concluíram que o membro íntegro e o membro amputado de sujeitos transtibiais e transfemorais comportam-se diferentemente durante a marcha.

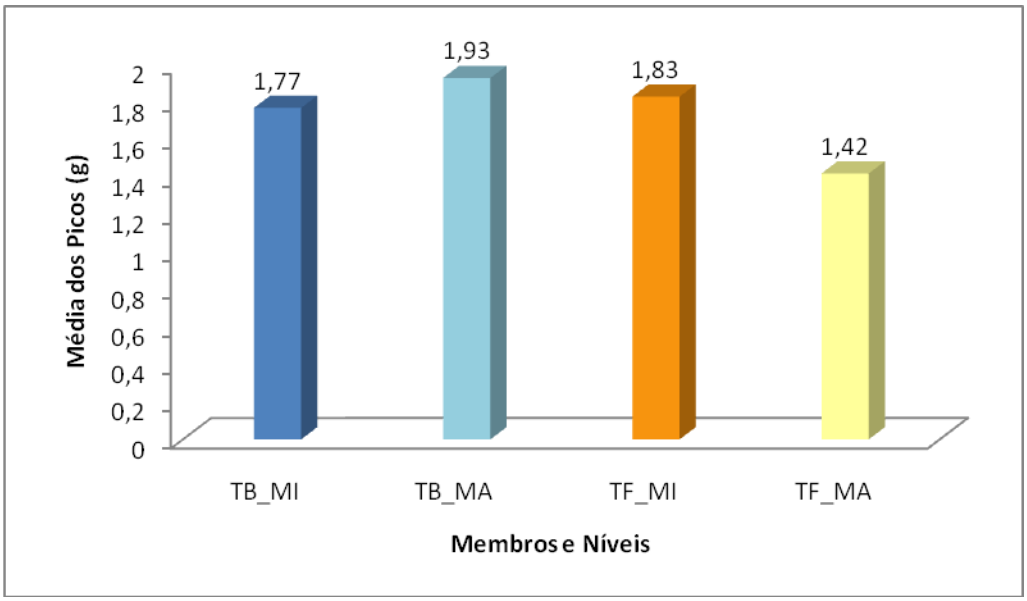
Foram encontradas diferenças significantes na comparação do membro amputado de transtibiais e transfemorais (p = 0,01) e ausência da diferença significativa quando comparado o membro íntegro de transtibiais e transfemorais (p = 0,65). O Gráfico 6 apresenta uma distribuição das médias dos Picos de Aceleração encontrados para cada membro cada nível de amputação.

Quando Nolan et al (2003) comparam o primeiro Pico de Força da marcha de amputados transtibiais e transfemorais encontram também uma diferença significativa (p = 0,01) somente no membro amputado entre os dois níveis.

Detrembleur et al (2005) verificaram a relação de variáveis como gasto energético, velocidade da marcha deslocamento vertical do centro de massa e eficiência do controle motor durante a marcha de amputados transtibiais e transfemorais. Encontraram que há diferença significativa entre os níveis frente ao deslocamento vertical do centro de massa durante a marcha (p = 0,008) bem como na flexão do joelho durante o contato inicial da

marcha (p = 0,013). Quando se altera a velocidade da marcha encontramos a diferença também no gasto energético e sua recuperação.

**Gráfico 6 – Gráfico de dispersão das médias dos picos encontradas em cada membro e em cada nível.**

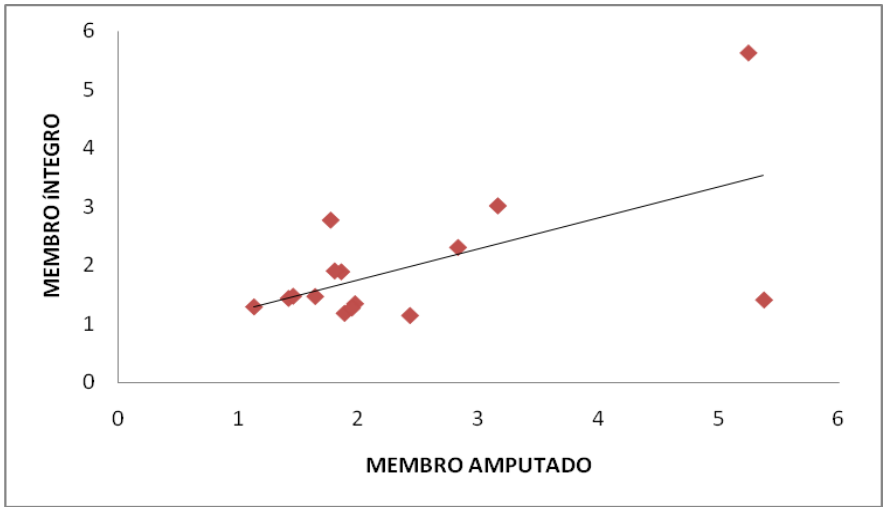



Sansam et al (2009) relata em sua revisão que a maioria dos estudos comenta que a marcha é mais facilitada para amputados de níveis mais distais do que em níveis proximais, bem como mais fácil para amputados unilaterais do que bilaterais.

Waters et at (1976) verificou que para sua amostra a velocidade da marcha de transtibiais (4,2 km/h) era significativamente maior do que dos amputados transfemorais (3,1 km/h) (p = 0,05).

Foi realizada uma correlação linear com a variável Pico de Aceleração para verificar se há relação entre s valores obtidos no membro íntegro e no membro amputado (Gráfico 7). E a correlação foi de **$R^2$ = 0,3484**, onde verificamos uma **correlação moderada positiva** entre a marcha de cada membro, o que confirma mais uma vez a assimetria na marcha de amputados transfemorais e transtibiais por não ter resultado em uma forte correlação.

**Gráfico 7 – Gráfico de Dispersão dos Picos de Aceleração coletados do Membro Íntegro e do Membro Amputado e Linha de Correlação entre as variáveis.**




Silverman et al (2008) estudaram os mecanismos compensatórios da marcha de amputados transtibiais quando há um aumento na velocidade. Haviam como hipótese inicial que a assimetria da marcha aumentaria de acordo com o aumento da velocidade, porém este resultado não obteve níveis significativos como o presente estudo.

Lee et al (2009) realizou um estudo onde analisou a simetria da corrida de sujeitos normais em três velocidades e utilizou acelerômetros como equipamentos de avaliação. Seus resultados demonstraram que o pico de aceleração aumentava inversamente proporcional à velocidade, ou seja, em velocidades baixas o pico apresentou maiores magnitudes do que em velocidades altas.

Com relação à **Média RMS do Sinal**, os dados foram analisados da mesma forma que o Pico de Aceleração, separados em dois grupos inicialmente: transtibiais e transfemorais e dentro destes separados em membro íntegro e o membro amputado. Portanto, da mesma forma esta variável foi explorada descritivamente através de diagramas de caixas para cada sujeito individualmente (Gráfico 8 e Gráfico 9) e outro formando uma amostra de amputados transtibiais (Gráfico 10) e de amputados transfemorais (Gráfico 11).

**Gráfico 8 - Diagrama de caixas com a variável Média RMS dos sujeitos amputados transtibiais**

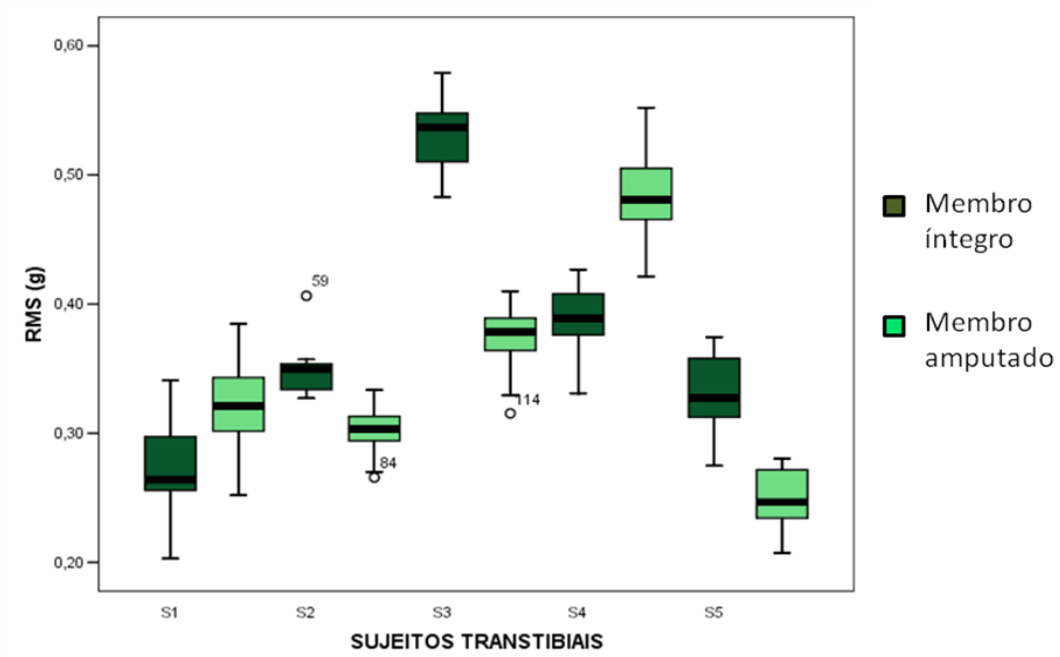
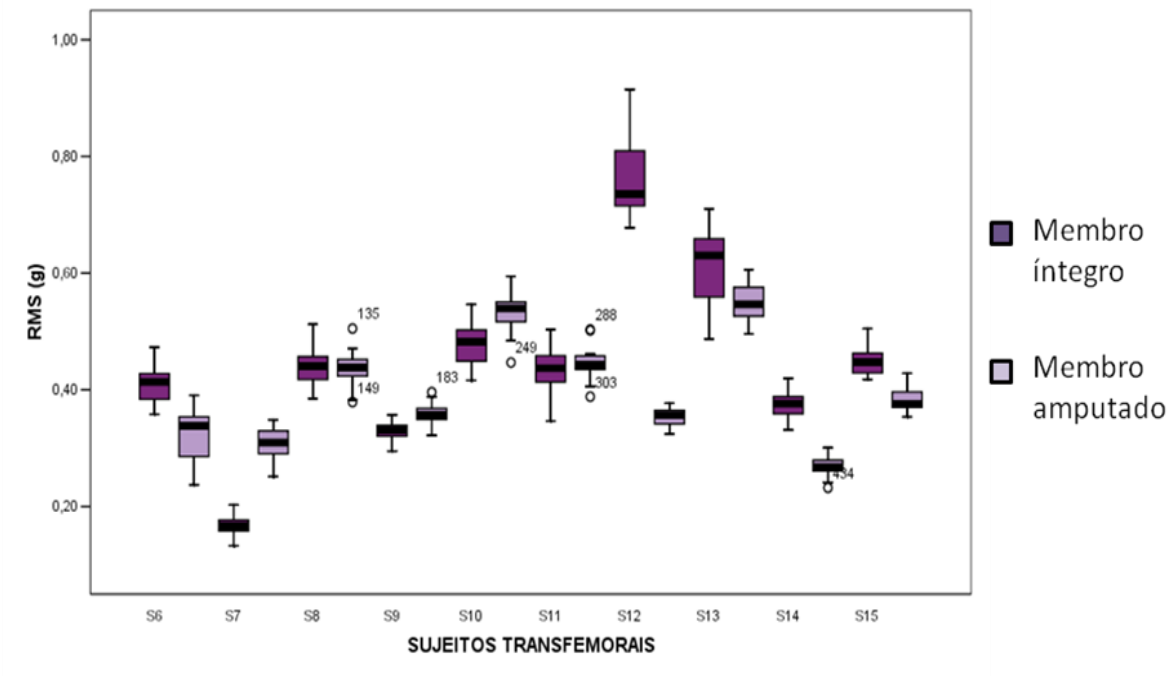


**Gráfico 9 - Diagrama de caixas com a variável Média RMS dos sujeitos amputados transfemorais**




A média RMS demonstra o quanto de vibração o segmento analisad está recebendo, porém esta variável ainda é pouco estudada. Observamos que a média obtida nesta variável para o grupo dos amputados transfemorais foi de 0,36 g (± 0,01) para o membro íntegro e 0,34 g (± 0,01) para o membro amputado e os coeficientes de variação são 2,77% e 2,94% respectivamente.

A média encontrada para o grupo dos sujeitos transfemorais foi de 0,42 (± 0,01) para o membro íntegro e 0,38 (± 0,01) para o membro amputado e os coeficientes de variação 2,38% e 2,63% respectivamente. Desta forma não observamos grandes variações nos dados desta amostra e com isso pode-se justificar a não exclusão de alguns dados desta variável apesar de encontrar pontos discrepantes no diagrama de caixas exposto no Gráfico 11.

**Gráfico 10 - Diagrama de caixas com a variável Média RMS do Grupo de amputados transtibiais**

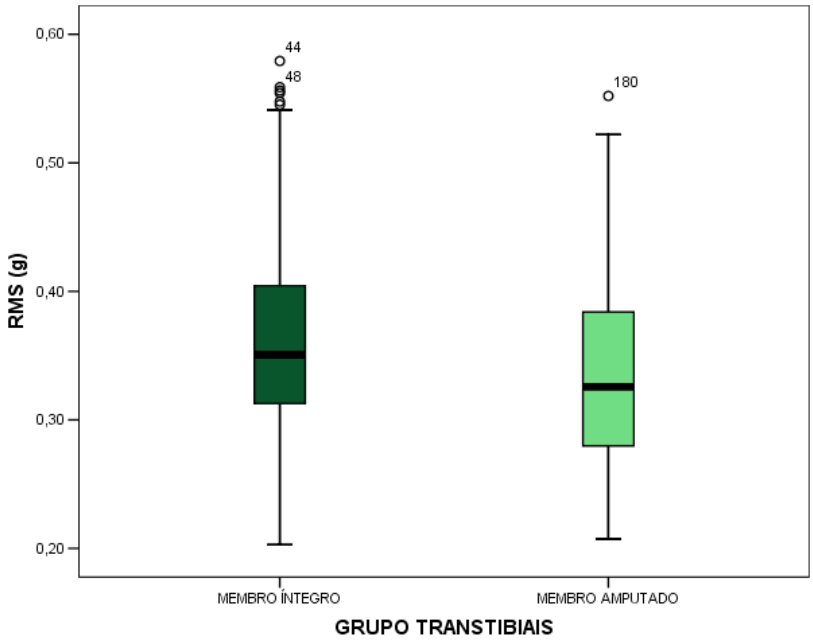
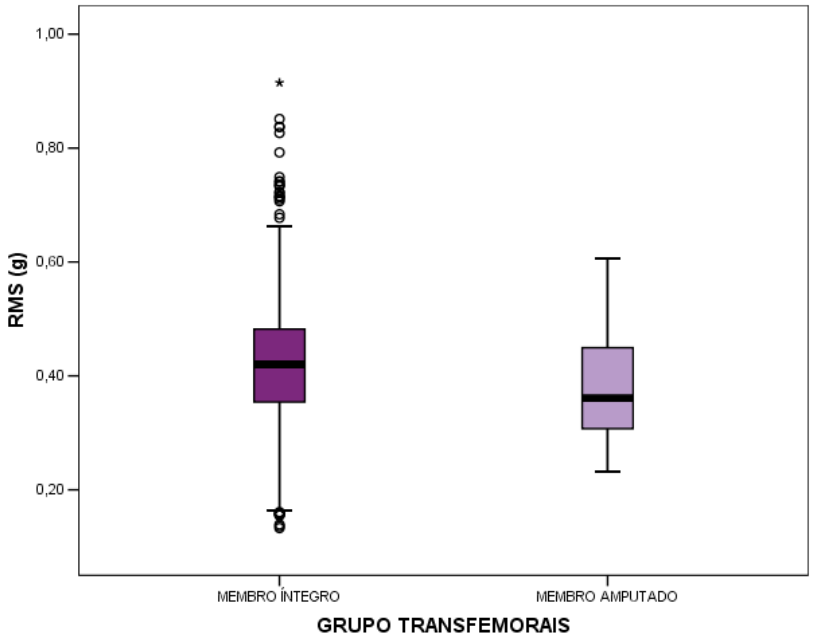



**Gráfico 11 - Diagrama de caixas com a variável Média RMS do Grupo de amputados transfemorais**



A Análise de Variância (ANOVA) utilizando as variáveis: Média RMS, nível de amputação e membro íntegro/amputado apresentou diferença significativa ao nível de significância de 5% (F = 15,87 e p = 0,01). De acordo com o teste *post hoc* de Scheffé, houve diferenças entre as médias do membro íntegro e do membro amputado somente para os transfemorais (p = 0,01) o que determina a assimetria na marcha destes sujeitos novamente.

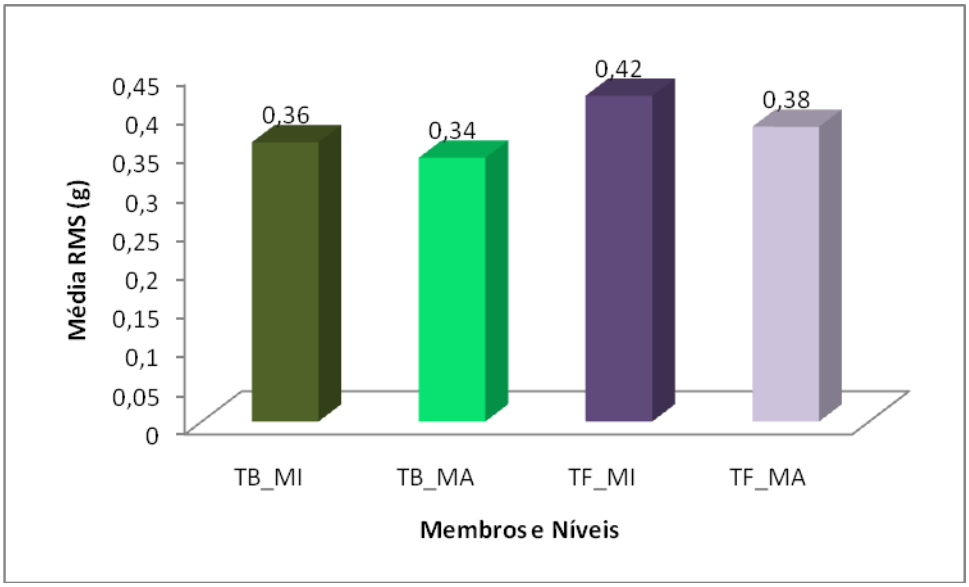
Assim como Tura et al (2010), os autores Lee et al (2009) encontraram que o sistema de acelerometria é apropriado para verificar as assimetrias da marcha. O autor comparou o sistema de acelerometria com o sistema de cinemetria durante a corrida de sujeitos normais e encontrou uma forte correlação ($R^2$ = 0,96) e um baixo erro (1,84) entre os dados coletados em ambos os equipamentos. Neste mesmo estudo, os autores encontraram que 60% dos sujeitos apresentaram assimetria na marcha em pelo menos uma velocidade analisada e 30% eram assimétricos em todas as velocidades.

Pode-se dizer que os sujeitos transtibiais não apresentaram diferenças entre membro íntegro e amputado por assemelharem-se mais com os sujeitos normais. Nolan et al (2003) avaliando a marcha de amputados transtibiais e transfemorais e sujeitos sem amputação e encontrou que a marcha dos sujeitos amputados transfemorais era significativamente mais assimétrica do que os transtibiais (p = 0,01) e dos sujeitos normais (p = 0,01).

Houve diferenças das médias entre os níveis tanto para o membro íntegro (p = 0,01) quanto para o membro amputado (p = 0,02). O Gráfico 6 Gráfico 12 apresenta uma distribuição das Médias RMS encontradas para cada membro em cada nível de amputação.

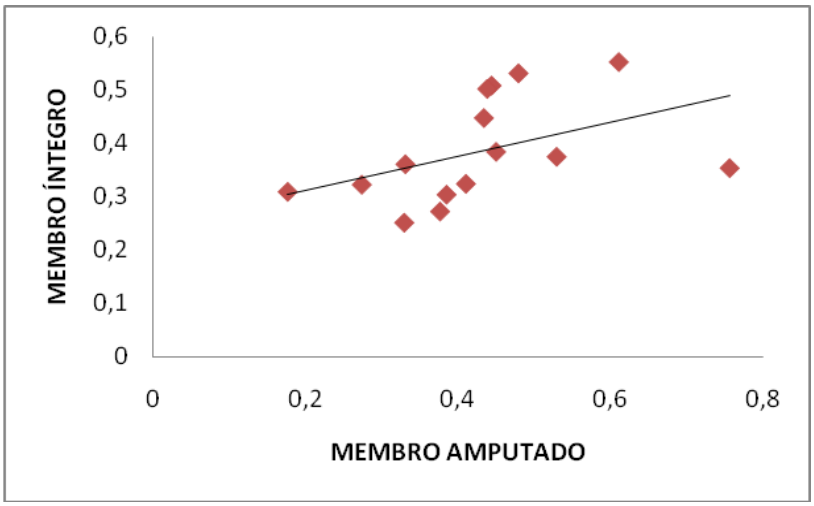
Foi verificada a correlação existente entre a média RMS encontrada no membro íntegro e no membro amputado, a qual resultou em uma **fraca correlação positiva** de **$R^2$ = 0,20** (Gráfico 13) demonstrando mais uma vez a assimetria entre os membros. Do mesmo modo resultou em **fraca correlação positiva** sendo separados sujeitos transtibiais (**$R^2$ = 0,3**) e transfemorais (**$R^2$ = 0,1**).

**Gráfico 12 - Gráfico de dispersão das medias encontradas em cada membro e em cada nível.**




Tonon (2008) encontrou em seu estudo também assimetrias relacionadas ao Primeiro Pico de Força vertical da marcha e a Taxa de Aceitação de Peso de amputados transtibiais, transfemorais e desarticulados de joelho.

**Gráfico 13 - Gráfico de Dispersão das Médias RMS coletadas do Membro Íntegro e do Membro Amputado e Linha de Correlação entre as variáveis.**



Também foram verificadas as relações existentes entre as variáveis Média RMS e Pico de Aceleração para o membro íntegro (Gráfico 14) e para o membro amputado (Gráfico 15).

A correlação entre o Pico de Aceleração e a Média RMS destacada nos gráficos Gráfico 14 e Gráfico 15 obteve como resultado uma **correlação moderada positiva** para o membro íntegro com o valor de **$R^2$ = 0,61** e um pouco mais fraca, porém ainda considerada moderada correlação para o membro amputado, **$R^2$ = 0,32**.

**Gráfico 14 - Gráfico de Dispersão entre Média RMS e Pico de Aceleração do Membro Íntegro e Linha de Correlação entre as variáveis.**

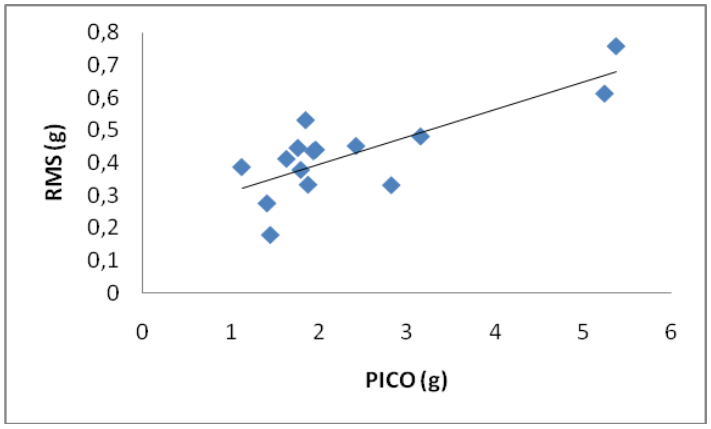
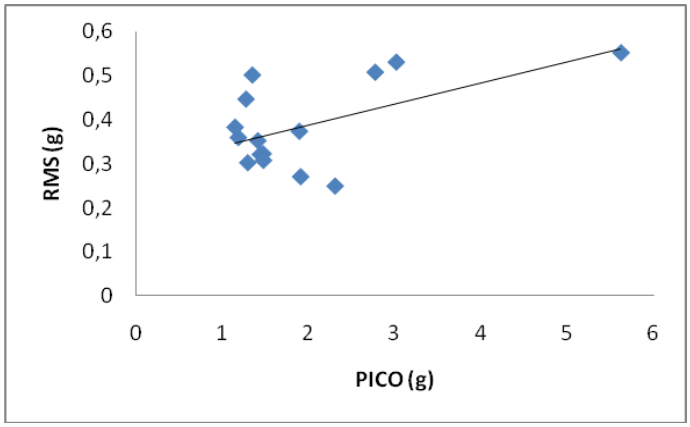



**Gráfico 15 - Gráfico de Dispersão entre Média RMS e Pico de Aceleração do Membro Amputado e Linha de Correlação entre as variáveis.**



Este resultado nos demonstra que o PA não necessariamente estará relacionado ao comportamento do sinal. Quando a média RMS do sinal for mais alta, não significa que o PA será mais alto obrigatóriamente, ou se a média RMS for baixa o PA poderá ter alta magnitude. Desta forma, durante a marcha os indivíduos podem estar recebendo grandes cargas vibratórias e não terem um pico de impacto muito alto. Da mesma maneira como o contrário, podem receber um pico muito alto, porém estão recebendo baixas cargas de vibração.

# V CONCLUSÕES

O estudo teve como finalidade avaliar a influencia das amputações no impacto recebido no membro inferior durante a marcha através das variáveis Pico de Aceleração (PA) e Média RMS (RMS). A partir das coletas dos dados do foi possível formular as seguintes conclusões:

- Pode-se dizer que a marcha dos sujeitos amputados transtibiais e transfemorais demonstra-se assimétrica de acordo com a variável PA, apresentando maiores valores para o membro amputado nos indivíduos transtibiais e maior no membro íntegro nos transfemorais;
- Houve diferença significativa entre as médias do PA entre o membro amputado dos sujeitos transtibiais e transfemorais, já no membro íntegro não são estatisticamente diferentes. Os valores de maior magnitude são encontrados para os amputados transtibiais no membro íntegro;
- De acordo com as análises realizadas com a variável RMS confirma-se também que a marcha de todos os sujeitos apresenta-se assimétrica. As médias RMS coletadas do membro íntegro são diferentes estatísticamente das coletadas no membro amputado em ambos os níveis;
- Para a média RMS foram encontradas diferenças significativas entre os membros amputados e íntegros. Da mesma forma como na variável PA os indivíduos transfemorais apresentam maiores valores na média RMS, consequentemente, maior sobrecarga;
- Não houveram influencias significativas do nível de amputação na velocidade adotada pelos sujeitos durante as coletas;
- Amputados transfemorais apresentaram o PA significativamente maior do que os transtibiais no membro íntegro. Isto traduz uma exposição maior dos sujeitos transfemorais à sobrecarga durante a marcha;

- Assim como o PA, a média RMS apresentou significativamente maior magnitude para os sujeitos transfemorais ocorrendo no membro íntegro, o que evidencia maiores absorções de impacto para este nível de amputação;
- A preparação do encaixe protético, bem com a escolha apropriada dos componentes protéticos é essencial para uma perfeita reabilitação da marcha, conforme relatado pela amostra, todos apresentavam incômodos causados pelo encaixe da prótese;
- O trabalho de reabilitação de amputados deve enfocar no treinamento da marcha, principalmente na perfeição da simetria entre os dois membros (íntegro e amputado).

## VI REFEFÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADDERSON, J. A. PARKER, K. E. MACLEOD, D. A. KIRBY, R. L. McPHAIL, C. effect of a shock-absobing pylon on transmission of heel strike forces during the gait of people with unilateral trans-tibial amputations: A pilot study. **Prosthetics and Orthotics International**. 2007, 31(4): 384-393.

[ADEPIS] Associación de Amputados en España por la Integración Social. Las amputaciones em España, 2006. Acessado em: 15/01/2010. Disponível em: http://www.amputados.com/index.php?option=com_content&task=view&id=16&Itemid=47

AMADIO, Carlos Alberto; DUARTE, Marcos. **Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano.** São Paulo: Laboratório de Biomecânica - EEFUSP, 1996. 162 p.

APLEY, A. Graham; SOLOMON, Louis. **Ortopedia e fraturas em medicina e reabilitação.** 6. ed. São Paulo: Atheneu, 2002. 503 p. ISBN 8573794224.

Ayyappa E. Prosthetic Function: Gait Characteristics of Transfemoral Amputee. **Biomechanics: O&P Special Report**, Sept, 1999.

BALBINOT, Alexandre e TAMAGNA, Alberto. **Caracterização dos níveis de vibração em motoristas de ônibus: um enfoque no conforto e na saúde**. Porto Alegre, RS. Universidade Federal do Rio Grande do Sul: Tese de Doutorado – 2001.

BAUM, B. SCHNALL, B. L. TIS, J. E. LIPTON, J. S. Correlation of residual limb length and gait parameters in amputees. **Internanitonal Journal of the Care of the Injury**. 2008, 39? 728-733.

BOUZIDA N, BENDADA A, MALDAGUE X P. Visualization of body thermoregulation by infrared Imaging. **Journal of Thermal Biology** (2008) p. 2-11.

BEIL, T. L. STREET, G. M. COVEY, S. J. Interface pressures during ambulation using suction and vacuum-assisted prosthetic sockets. **Prosthetics and Orthotics International**. 2002, (39) 6: 693-700.

BERGE, J. S. CZERNIECKI, J. M. KLUTE, G. K. Efficacy of shock absorbing versus rigidy pylons for impact reduction in transtibial amputees based on laboratory, Field, and outcome metrics. **Journal of Rehabilitation Reaserch & Development**. 2005, 42(6):795-808.

BOARD, W. J. STREET, G. M. CASPERS, C. A comparison of trans-tibialamputee suction and vacuum socket conditions. **Prosthetics and Orthotics International**. 2001, 25, 202-209.

BOCCOLINI F. **Reabilitação: Amputados, Amputações, Próteses**. São Paulo: Robe, 2000.

BOONSTRA, A. M. FIDLER, V. EISMA, W. H. Walking speed of normal subjects and amputees: aspects of validity of gait analisys. **Prosthetics and Orthotics International**. 1993, 17: 78-82.

BLOHMKE, F. **Compêndio OTTO BOCK**: Próteses para o Membro Inferior. 2 ed. Alemanha: Schiele & Schön GmbH, 1993.

BRENDA, R. S. et al. A laboratory study to quantify the biomechanical responses to whole-body vibration: The influence on balance, reflex response, muscular activity and fatigue. **International Journal of Industrual ergonimics**. 2008, 38: 626-639.

BRUEL & KJæR**. Le vibrazioni Del corpo umano**. Folheto técnico, 2000.

CARVALHO JA. **Amputações de Membros Inferiores: Em Busca da Plena Reabilitação.** São Paulo: Manole, 2003.

CONVERY P, MURRAY KD. Ultrasound study of the motion of the residual femur within a trans-femoral socket during daily living activities other than gait. **Prosth. Orthot**. Int. 2001: 25, 220-227.

DETREMBLEUR, C. VANMARSENILLE, J. M. DIERICK, F. Relationship between energy coast, gait speed, vertical displacement of centre body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait. **Gait and Posture**. 2005, 21 (3): 333-340.

DIEHL, J. J. BEST, T. M. KAEDING, C. C. (2006) Classification an return-to-play: Considerations for stress fractures. **Clin Sports Med**. 25: 17-28.

DULCLOS, C., ROLL, R., KAVOUNOUDIAS, A., MONGEAU, J. P., ROLL, J. P., FORGET, R. Postural changes after sustained neck muscle contraction in persons with a lower leg amputation. **Journal Electromiography and Kinesiology**. 19: e214-e222.

ENOKA, Roger M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia.** 2. ed. São Paulo: Manole, 2000. 450 p. ISBN 8520407951

FERREIRA, Aurélio Buarque de Holanda; FERREIRA, Marina Baird; ANJOS, Margarida dos. **Novo dicionário Aurélio da língua portuguesa.** 3. ed., rev. e atual. Curitiba: Positivo, 2004. 2120 p. ; 1 CD ROM ISBN 8574724149 (enc.)

FREIRE, Evandro. **Trauma:** a doença dos séculos. São Paulo: Atheneu, 2001. 2 v. ISBN 8573793406.

GABRIEL, R. S. **El paciente amputado. Labor de equipo**. 1 ed. Barcelona: Springer-Verlag Iberica, 2001. 288 p. ISBN 9788407002131.

GALLAGHER P, HORGAN O, FRANCHIGNONI F, GIORDANO A, MACLACHLAN M. Body image in people with lower-limb amputation: a Rasch analysis of the amputee body image scale. **Am J Phys Med Rehábil**. 2007: 86:205–215.

GARD, S. T. KONZ, R. J. The effect of a shock-absorbing pylon on the gait of persons with unilateral transtibial amputation. **Journal of Rehabilitation Rersearch and Development**. 2003, 40 (2): 109-124.

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

GREENWALD R.M. Volume Management: Smart Variable Geometry Socket (SVGS) Technology for Lower-Limb Prostheses. **Journal of Prosthetics and Orthotics** 2003: v. 15, 3; 107-112.http://www.oandp.org/jpo/.

GRIFFIN, M. J. **Handbook of human vibration**. California – EUA: Academic Press, 1990.

GRIFFIN, Michael. The validation of biodynamics models. **Clinical Biomechanics**. 2001, 1: S81-S92.

HAFNER, B. J. et al. Energy storage and return prosthesis: does patient perception correlate with biomechanical analysis? **Clinical Biomechanics**. 2002, 17: 235-244.

HALL, Susan J. **Biomecânica básica.** 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, c2000. 417 p. ISBN 8527705753

HARTMANN A, LUZI S, MURER K, BIE, R A, BRUIN E D. Concurrent validity of a trunk tri-axial accelerometer system for gait analysis in older adults. **Gait & Posture** 29 (2009) 444–448.

HAY, James G. **Biomecânica das técnicas desportivas.** 2. ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1981. 443 p. ISBN 8520101267

HENNIG, E. (1987). Instrumentation in biomechanics. In **Olimpic Precongress Symposium of the Korean Society of Physical Education**, (PP. 15-32). Seoul: Korean Society of Physical Education.

HENNIG, E. M. e LAFORTUNE, M. A. (1988) Tibial bone and skin accelations during running. **Proceedings, Fiveth Bennial Conference, Canadian Society for Biomechanics.** Ottawa.

HENNIG, E. M. LAFORTUNE, M. A. (1998) Technology and application of force, acceleration and pressure distribution measurements in biomechanics. In P Allard, A. Cappozzo, A. Lundberg, & C. L. Vaughan (Eds.), **Three-dimensional analysis of human locomotion** (pp. 109-127). New York: J. Wiley & Sons.

HENNIG, E.M., MILANI, T.L., & LAFORTUNE, M.A. (1993). Use of ground reaction force parameters in predicting peak tibial accelerations in running. **Journal of Applied Biomechanics**, 9: 306-314.

IBGE, Censo Demográfico 2000. Disponível em: http://www.cedipod.org.br/Ibge1.htm. Acesso em: 10/09/2009.

ISAKOV E, BURGER H, GEGORIC M, MARINCER, C. Stump length as related to atrophy and strength of the thingh muscles in trans-tibial amputees. **Prosthet and Orthot** Int, 1996; 20: 96-100.

JAERGERS SM, ARENDZEN JH, JONGH HJ. **Changes in hip muscles after above-knee amputation.** Clin Orthop and Rel Rs. 1995: 319, 276-284.

KAMEN, G., PATTEN, C., DU, C. D., SISON, S. (1998). An accelerometry-based system for the assessment of balance and postural sway. **Gerontology**. 44: 40-45.

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

KOTTKE, Frederic J; LEHMANN, Justes F. **Krusen:** tratado de medicina física e reabilitação . 3. ed. São Paulo: Manole, 1986. 1060 p.

KUHN, P. **As amputações do membro inferior e suas próteses**. São Paulo: lemos edotirial, 1997.

LAFORTUNE M A, HENNIG E, VALIANT G A (1995). Tibial shock measured with bone and skin mounted transducers. **J Biomech**; 28 (8): 989-993

LAFORTUNE, M. A. LAKE, M. J. HENNIG, E. Transfer function between tibial acceleration and groud reaction force. **Journal of Biomechanics**. 1995, 28 (1): 113-117.

LEE, J. B et AL. Identifying symmetry in running gait, using a single inertial sensor. **Journal of Sciente and Medicine in Sport**. 2009.

LEVINE, Alan M. **Atualização em conhecimentos ortopédicos:** trauma . São Paulo: Atheneu, 1998. 373 p. ISBN 8573790326

MAJUMDAR, K. ET AL. Relation of stump length with various gait parameters in trans-tibial amputees. **Online Journal of Health and Allied Sciences**. 2008, 7 (2): 1-6.

MATTA et al. Interpretação dos mecanismos de gradação da força muscular através da acelerometria. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte.** 2005, 11(5):306-310.

MEIKLE, B. ET AL. Does increase prosthetic weigthaffect gait speed and patient preference in dyvascular transfemoral amputees? **Arch Phys Med Reahbil**. 2003, 84: 1657-1661.

MEULENBELT, H. E., GEERTZEN, J. H., JONKMAN, M. F., DIJKSTRA, P. U. (2009). Determinants of skin problems of the stump in lower-limb amputees. **Arch Phys Med Rehabil**. 90:74-81.

MILANI, T. L. HENNING, E. M. LAFORTUNE, M. A. (1997) Perceptual e biomechanical variables for running in identical shoe constructions with varying midsole hardness. **Clin Biomech**. 2 (5): 294-300.

MOORE, E. E.; MATTOX, K. L.; FELICIANO, D. V. **Manual do trauma.** 4. ed. Porto Alegre: Artmed, 2006. 646 p. ISBN 8536306262

NIGG, Benno Maurus; HERZOG, Walter. **Biomechanics of the musculo-skeletal system.** Chichester: J. Wiley, c1994. 578 p. ISBN 047194440

NOLAN, L. ET AL. Adjustments in gait symetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. **Gait and Posture**. 2003, 17 (2): 142-151.

NORDIN, Margareta; FRANKEL, Victor H. **Biomecânica básica do sistema musculoesquelético.** 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, c2003. 401 p. ISBN 852770823X

NORMAN, J. F. (2006). Accelerometry as na estimate of energy expenditure in healthy children em children with cerebral palsy during self-paced ambulation. **IJAHSP**. 4(1):1-5.

ORTOLAN RL, DA CUNHA FL, DE CARVALHO, DCL, FRANCA, JEM, SANTA MARIA ASL, SILVA OL, JÚNIOR AC. **(**2001) Tendências em Biomecânica Ortopédica Aplicadas À Reabilitação. **Acta Ortop Bras**. 9(3):44-58.

PHILIPSON, M. R. e PARKER, P. J. Stress Factures. **Orthopaedics and Trauma**. 2009, 23(2):137-143.

PERRY, Jacquelin. **Análise de marcha.** Barueri: Manole, 2005. 3 v. ISBN v.1 8520413978: 852

PERRY J. **Gait Analysis: Normal and Pathological Function.** Mcgraw-Hill: New York, 1992.

PERRY S D, LAFORTUNE M A (1995). Influences of inversion eversion of the foot upon impact loading during locomotion. **Clin Biomech**; 10(5): 253-257

POLLOCK, M. L. J. H. e WILMORE, M. L. R. **Exercícios na saúde e na doença: avaliação e prescrição para prevenção e reabilitação.** 2 ed. Rio de Janeiro: MEDSI, 1993. 718 p.

RADCLIFFE CW in Rose J, GAMBLE JG. **Prótese**.Cap 8, 175-211. Marcha Humana. 2 ed. Editorial Premier,1998.

RASCH, Philip J; BURKE, Roger K. **Cinesiologia e anatomia aplicada:** a ciência do movimento humano . 5. ed. [Rio de Janeiro]: Ed. Guanabara, 1987. 571p

ROCKWOOD, Charles; GREEN, David P.; BUCHOLZ, Robert W. **Fraturas em adultos.** 3. ed. São Paulo: Manole, 1993. 3 v. ISBN 852040202X

ROSE, J. GAMBLE, J. G. (1998) **Marcha Humana**. 2 ed. São Paulo: Editorial Premier. 280 p. ISBN 85-86067-03-2.

SANSAM, K., NEUMANN, V., O'CONNOR, R., BHAKTA, B. (2009) Predicting walking ability following lower limb amputation: a systematic review of the literature. **J Rehabil Med**. 41: 593-603.

SANTOS, Andresa M. C.; ROBINSON, C.; ZARO, Milton A.; AVILA, Aluisio O. V. Análise da componente vertical da força de reação do solo na caminhada com diferentes tipos de calçados masculinos. Tecnicouro, v. 29, p. 54-60, 2008.

SANTOS, B. R. et al. A laboratory study to quantify the biomechanical responses to whole-body vibration: The influence on balance, reflex response, muscular activity and fatigue. **International Journal of Industrial Ergonomics**. 2008, 38: 626-639.

SCHNABEL, G. MILANI, T. L. HENNIG, E. M. (1993). Rearfoot motion and preassure distribuition patterns during running in shoes with varus and valgus wedges. In S. Bouisset, S. Métral, e H. Monod (Ed), **Biomechanics XIV**, (pp, 1208-1209).

SHURR DG, MICHAEL JW. **Prosthetics and Orthotics**. 2 ed. New Jersey: Prentice Hall, 2000.

SILVERMAN, A. et al. Compensatory mechanisms in below-knee amputee gait in response to increase to steady-state walking speeds. **Gait and Posture**. 2008, 28:602-609.

SUBBARAO, K. V. BAJORIA, S. The effect of stump length on the rehabilitation outcome in unilateral below-knee amputees for vascular disease. **Clinical Reahbilitation**. 1995, 9 (4): 227-330.

THOMAS, Jerry R.; NELSON, Jack K. **Métodos de pesquisa em atividade física.** 3. ed. Porto Alegre: Artmed, 2002. 419 p. ISBN 8573079444

TONON, Soraia Cristina. **Estudio de las características de la marcha, equilíbrio y sensibilidad en usuários de protesis de miembro inferiores**. 2008. Dea y Master en Alto Rendimiento Depostivo – Universidad Pablo de Olavide.
Programa de Doctorado en Alto Rendimiento Depostivo.

TONON, Soraia Cristina. AVILA, Aluisio Otavio Vargas. **Análise da Marcha em portadores de prótese em membro inferior.** 2001. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) – Universidade do Estado de Santa Catarina.

TURA, A. RAGGI, M. ROCCHI, L. CUTTI, A. G. CHIARI, L. Gait symmetry and regulaty in transfemoral amputees assessed by trunk accelerations. **Journal of NeurEngeneering and Rehabilitation**. 2010, 7:4.

URIÓSTEGUI, Ivett Quiñones. **Influencia de la alineación protésica en el comportamiento de las pressiones dentro del socket y la goniometria, durante el ciclo**

**de la marcha en pacientes con amputación transfemoral.** Sevilla – Espanha, 2009. DEA (Master en Alto Rendimiento Deportivo), Universidad Pablo de Olavide.

VAN JAARSVELD, H. W. L., GROOTENBOER, H. J., DE VRIES, J. Accelerations due to impact at heel strike using below-knee prosthesis. **Prosthetics and Orthotics International**.1990. 14:63-66.

VIEJO, M. A. G., RIAMBAU, O. C., CASTRO, F. S. **Amputación de extremidad inferior y discapacidad. Prótesis y Rehabilitación.** 1ed. Barcelona: Masson, 2005. 245p. ISBN 9788445815137.

VIEL, Éric. **A Marcha humana, a corrida e o salto:** biomecânica, investigações, normas e disfunções. São Paulo: Manole, 2001. 277 p. ISBN 852041155X

VOLOSHIN, A. (2004). 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 519 p.

WALL, J. FELLER, J. F. (2006) Imaging of Stress Fractures in Runners. **Clin Sports Med**. 25: 781-802.

WALTER, Patric L. **The history of the accelerometer**. Prologue and Epilogue. Texas Cristian University, Ft. Worth, Texas. 2006.

WATERS, R. L. PERRY, J. ANTONELLI, D. HISLOP, H. Energy costof walkingof amputtes: the influence of level of amputation. **Journal of Bone and Joint Surgery**. 1976, 58: 42-46.

WILLEMS, T. **Intrinsic risk factors for sports injuries to the lower leg and ankle**. Tese submetida para requerimento de grau de doutorado. Ghent University. 2004.

WINTER, David. A. **The Biomechanics an Motor Control of Human Gait: Normal, Eldery and Pathological**. 2 ed. University of Waterloo. Canadá. 1991.

WINTER, David A. **Biomechanics and motor control of human movement.** 2nd. ed. New York: J. Wiley, c1990. 277 p. ISBN 0471509086

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.

# APÊNDICE

## APÊNDICE I – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

| | |
|---|---|
| UDESC | UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA<br>PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO – PROPPG<br>COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA<br>EM SERES HUMANOS - CEPSH |

# TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Projeto: ACELEROMETRIA TIBIAL E TERMOMETRIA EM AMPUTADOS DE MEMBROS INFERIORES.

O(a) senhor(a) está sendo convidado a participar de um estudo para conhecer o impacto que ocorre em suas pernas (membro que utiliza a prótese e membro sem a amputação) quando você caminha. Este estudo também busca comparar a temperatura do seu quadril e joelhos no membro amputado e não-amputado; conhecer a sua qualidade de vida e o quanto de atividade física você realiza. Para isso, você iniciará respondendo dois questionários. O primeiro questionário irá verificar a quantidade de atividade física realizada por você e o segundo questionário buscará conhecer a sua qualidade de vida. Você não é obrigado a responder a todas as perguntas. Após, você realizará uma avaliação da temperatura do quadril e joelhos, para isso, você será filmado com uma câmera que registra a temperatura. Você deverá vestir um calção de banho (no vestiário) e se manter em pé por cinco minutos. Após, iremos avaliar o impacto de suas pernas quando você caminha. Para isso, você terá que vestir um colete preto por cima de sua roupa onde nos bolsos estão duas baterias do tamanho de um celular. Iremos fixar em suas pernas (na parte da frente), dois acelerômetros. Este equipamento chamado acelerômetro é menor que um apontador infantil e é de metal e é ele quem registra impactos. Será fixado dois acelerômetros: um na parte da frente de sua perna e o outro (exatamente na mesma altura) diretamente na prótese. Esses acelerômetros serão fixados com um cinto que possui velcro. Neste acelerômetro sairá um fio fino que será ligado nas baterias que estarão nos bolsos do colete que você estará vestido. Você terá que caminhar em linha reta, mais ou menos uns 10 metros. Com esse seu deslocamento poderemos verificar como está o impacto de suas pernas. Você repetirá esta caminhada por 10 (dez) vezes e, após, a avaliação estará finalizada. A avaliação completa será realizada em apenas 1 (um) encontro e levará no máximo 50 minutos. Estas medidas serão realizadas no Laboratório de Biomecânica do CEFID/UDESC em Coqueiros, Florianópolis, Santa Catarina. Os riscos destes procedimentos serão mínimos pois não será causado nenhum dano a você, já que são medições não-invasivas, ou seja, medições que não irão perfurar ou machucar o seu corpo. Você poderá sentir algum desconforto na fixação do acelerômetro em seu membro não amputado, entretanto você nos dirá o quanto se deverá apertar a cinta com felcro na sua perna permitindo um bom conforto a você durante o teste. Você terá um período de adaptação que melhor lhe convier para então o registro do impacto ser registrada. A sua identidade será preservada pois cada indivíduo será identificado por um número. Os benefícios e vantagens em participar deste estudo é que você poderá ajudar diretamente na seguinte questão: como está a sobrecarga na caminhada de pessoas que utilizam as próteses. Se existe diferença no membro amputado e não-amputado e, como se pode prevenir que as articulações como o joelho e quadril não fiquem sobrecarregados. Você também estará contribuindo para se conhecer se as pessoas com amputação que fazem atividades físicas estão com maior sobrecarga nas pernas. Toda essa análise que você está realizando poderá ajudar futuramente na adequação de atividade física em pessoas amputadas com maior segurança. Este estudo não prevê indenizações e/ou quaisquer outra ajuda financeira aos participantes.

As pessoas que estarão acompanhando serão Prof. Dr. Aluisio Otavio Vargas Ávila, coordenador do Laboratório de Biomecânica do CEFID/UDESC.

O(a) senhor(a) poderá se retirar do estudo a qualquer momento que achar conveniente, sem qualquer explicação adicional sobre esta sua tomada de decisão.

**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: Prof. Dr. Aluisio Otavio Vargas Ávila; Profa. Msc. Soraia Cristina Tonon da Luz
NÚMERO DO TELEFONE: (48) 8401 57 00 ou (48) 3248 11 20
ENDEREÇO: Rua Doutor Odilon Galotti, 433 apto: 201 Estreito, Cep: 88070-480, Florianópolis, SC.

## TERMO DE CONSENTIMENTO

Declaro que fui informado sobre todos os procedimentos da pesquisa e, que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes ao projeto e, que todos os dados a meu respeito serão sigilosos. Eu compreendo que neste estudo, as medições dos experimentos/procedimentos de tratamento serão feitas em mim.

Declaro que fui informado que posso me retirar do estudo a qualquer momento.

Nome por extenso _____ .

Assinatura _____ Florianópolis, ____/____/____ .

# ANEXOS

## ANEXO 1 – FICHA DE IDENTIFICAÇÃO

**- Entrevista estruturada -**

UDESC
Universidade do Estado de Santa Catarina

Dados Pessoais:
Iniciais: _____
Idade: _____
Endereço: _____
Telefone: (  ) _____Cidade:_____
Estado Civil: _____
Profissão: _____ Escolaridade: _____

1) Lateralidade: ( ) direito ( ) esquerdo
2) Nível da Amputação:
( ) Unilateral - MID ( ) MIE ( )
( ) Bilateral
( ) Desarticulação coxo-femoral
( ) Amputação transfemoral
( ) Desarticulação de joelho
( ) Amputação transtibial
Comprimento do coto (em cm): _____

3) Há quanto tempo ocorreu a amputação?
_____
4) De que forma ocorreu sua amputação?
( ) Trauma – acidente automobilístico
( ) Trauma – Equipamentos. Que tipo? _____
( ) Problema vascular
( ) Diabetes
( ) Congênito
( ) outros_____
5) Houve problemas pós cirúrgicos? Quais?
( ) Inflamação dos pontos
( ) Dificuldade na cicatrização
( ) Edema
( ) Dor
( ) Outros: _____

6) Presença de sensação fantasma?
( ) Sim. Duração: _____
( ) Não.
7) Presença de dor fantasma?

( ) Sim. Duração: _____
( ) Não.

8) Quanto tempo após a cirurgia colocou prótese?
_____

9) Tipo de prótese:_____

10) Você se adaptou bem à prótese? Saberia indicar quanto tempo levou para se adaptar?
_____

11) Você usa a prótese durante todo o dia? ( ) Sim ( ) Não

12) Qual sua queixa principal?

( ) Incomodo no encaixe protético
( ) Dor durante a marcha
( ) Dificuldade na marcha
( ) Fadiga – cansa rápido em curtas distâncias
( ) Limitação de movimento do membro amputado
( ) Falta de força
( ) Incoordenação do membro amputado
Outros: _____

13) Em sua opinião, como você classifica sua marcha:
( ) Má ( ) Regular ( ) Boa ( ) Ótima
14) Aponte as maiores dificuldades na realização de suas atividades de vida diárias:
( ) Colocação da prótese - necessita de outra pessoa para ajudar a:
( ) Vestir-se
( ) Arrumar seus utensílios pessoais
( ) Banhar-se
( ) Subir escadas
( ) Descer rampas
( ) Permanecer muito tempo em pé
( ) Outros _____
15) Você se sente inseguro (a) na realização de alguma atividade? Quais?
_____
16) O que mais lhe incomoda atualmente?

# ANEXO 2 – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA

UDESC

**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA**
**GABINETE DO REITOR**
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS

Florianópolis, 25 de março de 2009 N°. de Referência 161/2008

Aos Pesquisadores, **Prof. Dr. Aluisio Otavio Vargas e**
**Profa. MS. Soraia Cristina Tonon a Luz**

Prezados Pesquisadores,

Analisamos o projeto de pesquisa intitulado **"Acelerometria Tibial e termometria em amputados de membros inferiores"** enviado previamente por V. S.ª. Desta forma, vimos por meio desta, comunicar que o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos tem como resultado à **Aprovação** do referido projeto.

Este Comitê de Ética em Pesquisa segue as Normas e Diretrizes Regulamentadoras da Pesquisa Envolvendo Seres Humanos – Resolução CNS 196/96, criado para defender os interesses dos sujeitos da pesquisa em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos.

Gostaria de salientar que quaisquer alterações do procedimento e metodologia que houver durante a realização do projeto em questão e, que envolva os indivíduos participantes, deverão ser informadas imediatamente ao Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos.

Duas vias do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido deverão ser assinadas pelo indivíduo pesquisado ou seu representante legal. Uma cópia deverá ser entregue ao indivíduo pesquisado e a outra deverá ser mantida pelos pesquisadores por um período de até cinco anos, sob sigilo.

Atenciosamente,

**Prof. Dr. Rudney da Silva**
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos – UDESC

Av. Madre Benvenuta, 2007 – Itacorubi - Florianópolis – SC
88032-001 - Telefone/Fax (48) 3321 – 8195

# ANEXO 3 - CARTA DE CALIBRAÇÃO ACELERÔMETRO 30306

## Calibration Chart for DeltaTron® Accelerometer Type 4507 B 005

Brüel & Kjær

**Serial No.:** 30306

**Reference Sensitivity** [1] at 159.2 Hz ($\omega = 1000\ s^{-1}$), 5 $ms^{-2}$ RMS, 4 mA supply current and 23.0 °C: 98.12 mV/$ms^{-2}$ ( 962.2 mV/g)

**Frequency Range:**
Amplitude (±10%): 0.4 Hz to 6 kHz
Phase (± 5°): 2 Hz to 5 kHz

**Mounted Resonance Frequency:** 18 kHz

**Transverse Sensitivity:**
Maximum (at 6.25 Hz, 3 $ms^{-2}$): < 5% re Reference Sensitivity

**Transverse Resonance Frequency:** > 18 kHz

**Calculated values for TEDS** [3]:
Resonance frequency: 17.5 kHz
Quality factor @ $f_{res}$: 103
Amplitude slope: -2.1 %/decade
High pass cut-off frequency: 0.021 Hz
Low pass cut-off frequency: 158 kHz

**Measuring Range:** ± 70 $ms^{-2}$ peak (± 7 g peak)

**Polarity** of the electrical signal is positive for an acceleration in the direction of the arrow on the drawing.

[1] This calibration is obtained on a modified Brüel & Kjær Calibration System Type 9610 System No.: 150157.1 and is traceable to the National Institute of Standards and Technology, USA and Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Germany.
The expanded uncertainty is 1.0% determined in accordance with EAL-R2. A coverage factor k=2 is used. This corresponds to a coverage probability of 95% for a normal distribution.

[3] Transducer Electronic Data Sheet according to IEEE P1451.4.

[4] Deviation from Reference Sensitivity.

Patents involved: US 08387851, JP 50952694 and DK 169653.

For further information, please see http://www.bk.dk and Product Data Sheet BP 1841.

### Electrical:

**Bias Voltage:** at full temperature and current range: + 13 V ± 2 V

**Power Supply requirements:** Constant Current: + 2 to + 20 mA
Unloaded Supply Voltage: + 24 V to + 30 V

**Output Impedance:** < 30 Ω

**Start-up time** (to final bias ± 10%): 5 s

**Inherent Noise** (RMS):
Broadband (1 Hz to 6 kHz): < 150 µV
corresponding to < 0.0015 $ms^{-2}$ (< 150 µg)

Spectral:
10 Hz: $8x10^{-5}$ $ms^{-2}/\sqrt{Hz}$ (8 µg/√Hz)
100 Hz: $2x10^{-5}$ $ms^{-2}/\sqrt{Hz}$ (2 µg/√Hz)
1000 Hz: $1x10^{-5}$ $ms^{-2}/\sqrt{Hz}$ (1 µg/√Hz)

**Ground Loops** can introduce error signals. These can be avoided by insulating the accelerometer from the mounting surface (see Mounting Technique).

**Recommended cables:** AO 1382
AO 0531
AO 0463
and other cables see Product Data Sheet

**Built-in ID-information according to IEEE P1451.4**

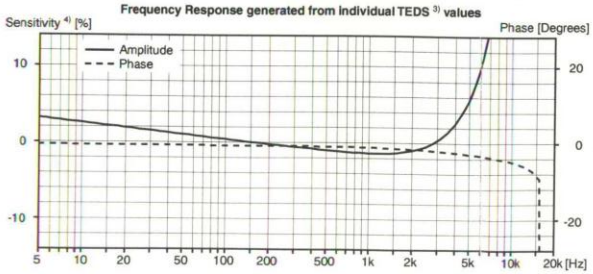
### Environmental:

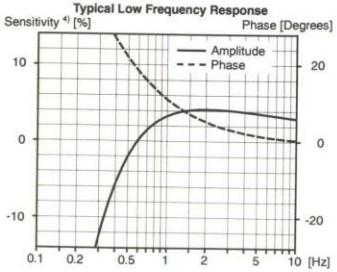
**Temperature Range:** - 54 to + 100°C (- 65 to + 212°F
**Temperature Coefficient of Sensitivity:** + 0.18%/°C
**Temp. Transient Sensitivity** (3 Hz Low. Lim. Frq. (-3 dB, 6 dB/oct)): 0.2 $ms^{-2}$/°C
**Magnetic Sensitivity** (50 Hz, 0.038 T): 3 $ms^{-2}$/T
**Base Strain Sensitivity** (at 250 µε in base plane):
Mounted on adhesive tape 0.09 mm thick: 0.005 $ms^{-2}$/µε
**Max. Non-destructive Shock:** 50 $kms^{-2}$ peak (5000 g peak)
**Humidity:** 100 % RH non-condensing

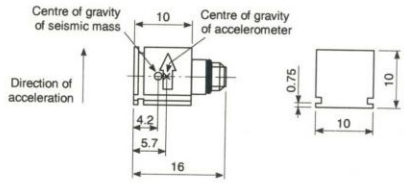
### Mechanical:

**Case Material:** Titanium ASTM Grade 2
**Sensing Element:** Piezoelectric, Type PZ 27
**Construction:** Theta Shear®
**Sealing:** Hermetic
**Weight:** 4.6 gram (0.16 oz)
**Electrical Connector:** 10 - 32 UNF-2A
**Mounting Surface Flatness:** < 3 µm

**Mounting Technique:**
The 3 sets of mounting slots make it possible to perform pseudo triaxial measurements by successively mounting the accelerometer in 3 directions perpendicular to each other. The accelerometer can be fastened directly to the measuring object by glue e.g., hot glue. However, if a reduced frequency range can be accepted, it is recommended to use one of the special mounting clips (see below) which is glued to the measuring object. In any case the mounting surface must be clean and smooth.
Four types of mounting clips are available: UA 1407 (set of 100) is a low profile clip recommended for mounting on plane surfaces. UA 1475 (set of 100) is a clip with a thick base which can be filed to fit a curved mounting surface. UA 1564 (set of 5) is a high temperature clip. UA 1478 (set of 100) is a swivel base clip for use where the accelerometer is to be aligned according to a given co-ordinate system (see Product Data Sheet BP 1841).
Applying a little grease to the mounting surface of the accelerometer as well as the clip will improve the frequency response. See also ISO 5348.




All dimensions in millimetres

Date 28 sep 2007, 09:28 Operator LN

Specifications obtained in accordance with ANSI S2.11-1969 and parts of ISO 5347.

All values are typical at 25°C (77°F) unless measurement uncertainty is specified.

BC 0293-14

Serial No.: 30306

# ANEXO 4 - CARTA DE CALIBRAÇÃO ACELERÔMETRO 30307

## Calibration Chart for DeltaTron® Accelerometer Type 4507 B 005

Brüel & Kjær

**Serial No.:** 30307

**Reference Sensitivity** [1] at 159.2 Hz ($\omega$ = 1000 $s^{-1}$), 5 $ms^{-2}$ RMS, 4 mA supply current and 23.0 °C: 99.76 mV/$ms^{-2}$ ( 978.3 mV/g)

**Frequency Range:** Amplitude (±10%): 0.4 Hz to 6 kHz; Phase (± 5°): 2 Hz to 5 kHz

**Mounted Resonance Frequency:** 18 kHz

**Transverse Sensitivity:** Maximum (at 6.25 Hz, 3 $ms^{-2}$): < 5% re Reference Sensitivity

**Transverse Resonance Frequency:** > 18 kHz

**Calculated values for TEDS** [3]:
- Resonance frequency: 18.5 kHz
- Quality factor @ $f_{res}$: 97.4
- Amplitude slope: -2.4 %/decade
- High pass cut-off frequency: 0.026 Hz
- Low pass cut-off frequency: 187 kHz

**Measuring Range:** ± 70 $ms^{-2}$ peak (± 7 g peak)

**Polarity** of the electrical signal is positive for an acceleration in the direction of the arrow on the drawing.

### Electrical:

**Bias Voltage:** at full temperature and current range: + 13 V ± 2 V

**Power Supply requirements:** Constant Current: + 2 to + 20 mA; Unloaded Supply Voltage: + 24 V to + 30 V

**Output Impedance:** < 30 Ω

**Start-up time** (to final bias ± 10%): 5 s

**Inherent Noise** (RMS):
Broadband (1 Hz to 6 kHz): < 150 µV
corresponding to < 0.0015 $ms^{-2}$ (< 150 µg)

Spectral:

| | | |
|---|---|---|
| 10 Hz: | $8x10^{-5}$ $ms^{-2}/\sqrt{Hz}$ | (8 µg/√Hz) |
| 100 Hz: | $2x10^{-5}$ $ms^{-2}/\sqrt{Hz}$ | (2 µg/√Hz) |
| 1000 Hz: | $1x10^{-5}$ $ms^{-2}/\sqrt{Hz}$ | (1 µg/√Hz) |

**Ground Loops** can introduce error signals. These can be avoided by insulating the accelerometer from the mounting surface (see Mounting Technique).

**Recommended cables:** AO 1382, AO 0531, AO 0463 and other cables see Product Data Sheet

**Built-in ID-information according to IEEE P1451.4**

### Environmental:

**Temperature Range:** - 54 to + 100°C (- 65 to + 212°F)

**Temperature Coefficient of Sensitivity:** + 0.18%/°C

**Temp. Transient Sensitivity** (3 Hz Low. Lim. Frq. (-3 dB, 6 dB/oct)): 0.2 $ms^{-2}$/°C

**Magnetic Sensitivity** (50 Hz, 0.038 T): 3 $ms^{-2}$/T

**Base Strain Sensitivity** (at 250 µε in base plane): Mounted on adhesive tape 0.09 mm thick: 0.005 $ms^{-2}$/µε

**Max. Non-destructive Shock:** 50 $kms^{-2}$ peak (5000 g peak)

**Humidity:** 100 % RH non-condensing

### Mechanical:

**Case Material:** Titanium ASTM Grade 2

**Sensing Element:** Piezoelectric, Type PZ 27

**Construction:** Theta Shear®

**Sealing:** Hermetic

**Weight:** 4.6 gram (0.16 oz)

**Electrical Connector:** 10 - 32 UNF-2A

**Mounting Surface Flatness:** < 3 µm

[1] This calibration is obtained on a modified Brüel & Kjær Calibration System Type 9610 System No.: 150157.1 and is traceable to the National Institute of Standards and Technology, USA and Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Germany.
The expanded uncertainty is 1.0% determined in accordance with EAL-R2. A coverage factor $k$=2 is used. This corresponds to a coverage probability of 95% for a normal distribution.

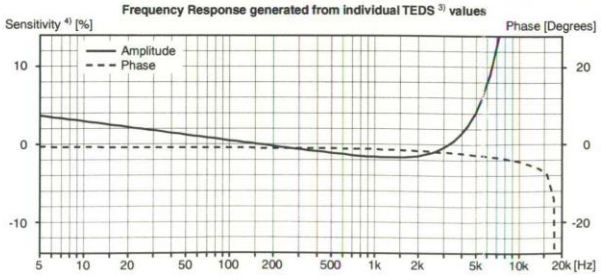
[3] Transducer Electronic Data Sheet according to IEEE P1451.4.

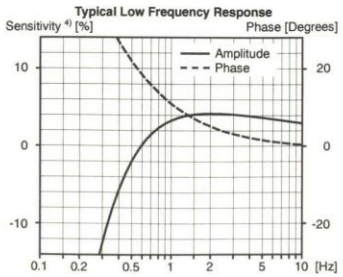
[4] Deviation from Reference Sensitivity.

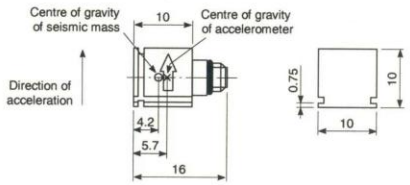
Patents involved: US 08387851, JP 50952694 and DK 169653.

For further information, please see http://www.bk.dk and Product Data Sheet BP 1841.

**Mounting Technique:**
The 3 sets of mounting slots make it possible to perform pseudo triaxial measurements by successively mounting the accelerometer in 3 directions perpendicular to each other. The accelerometer can be fastened directly to the measuring object by glue e.g., hot glue. However, if a reduced frequency range can be accepted, it is recommended to use one of the special mounting clips (see below) which is glued to the measuring object. In any case the mounting surface must be clean and smooth.
Four types of mounting clips are available: UA 1407 (set of 100) is a low profile clip recommended for mounting on plane surfaces. UA 1475 (set of 100) is a clip with a thick base which can be filed to fit a curved mounting surface. UA 1564 (set of 5) is a high temperature clip. UA 1478 (set of 100) is a swivel base clip for use where the accelerometer is to be aligned according to a given co-ordinate system (see Product Data Sheet BP 1841).
Applying a little grease to the mounting surface of the accelerometer as well as the clip will improve the frequency response. See also ISO 5348.




All dimensions in millimetres

Date 28 sep 2007, 09:30 Operator LN

Specifications obtained in accordance with ANSI S2.11-1969 and parts of ISO 5347.

All values are typical at 25°C (77°F) unless measurement uncertainty is specified.

BC 0293-14

Serial No.: 30307

# Livros Grátis

( http://www.livrosgratis.com.br )

Milhares de Livros para Download:

Baixar livros de Administração
Baixar livros de Agronomia
Baixar livros de Arquitetura
Baixar livros de Artes
Baixar livros de Astronomia
Baixar livros de Biologia Geral
Baixar livros de Ciência da Computação
Baixar livros de Ciência da Informação
Baixar livros de Ciência Política
Baixar livros de Ciências da Saúde
Baixar livros de Comunicação
Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE
Baixar livros de Defesa civil
Baixar livros de Direito
Baixar livros de Direitos humanos
Baixar livros de Economia
Baixar livros de Economia Doméstica
Baixar livros de Educação
Baixar livros de Educação - Trânsito
Baixar livros de Educação Física
Baixar livros de Engenharia Aeroespacial
Baixar livros de Farmácia
Baixar livros de Filosofia
Baixar livros de Física
Baixar livros de Geociências
Baixar livros de Geografia
Baixar livros de História
Baixar livros de Línguas

Baixar livros de Literatura
Baixar livros de Literatura de Cordel
Baixar livros de Literatura Infantil
Baixar livros de Matemática
Baixar livros de Medicina
Baixar livros de Medicina Veterinária
Baixar livros de Meio Ambiente
Baixar livros de Meteorologia
Baixar Monografias e TCC
Baixar livros Multidisciplinar
Baixar livros de Música
Baixar livros de Psicologia
Baixar livros de Química
Baixar livros de Saúde Coletiva
Baixar livros de Serviço Social
Baixar livros de Sociologia
Baixar livros de Teologia
Baixar livros de Trabalho
Baixar livros de Turismo