

UNESP

Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá

**ANÁLISE DAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS E DA PRESSÃO
PLANTAR NA MARCHA EM ACLIVE, DECLIVE E PLANO**

**Guaratinguetá-SP
2011**

SANDRA REGINA DE GOUVÊA PADILHA GALERA

**ANÁLISE DAS VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS E DA PRESSÃO
PLANTAR NA MARCHA EM ACLIVE, DECLIVE E PLANO**

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia
do Campus de Guaratinguetá, Universidade
Estadual Paulista, para obtenção do Título de
Doutor em Engenharia Mecânica na área de
Projetos.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Costa
Nascimento

Co-orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini

**Guaratinguetá-SP
2011**

**Ficha catalográfica elaborada pelo
STBD – Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá**

G15
4a Galera, Sandra Regina de Gouvêa Padilha
Análise das variáveis eletromiográficas e da pressão plantar na marcha em aclave, declive e plano. / Sandra Regina de Gouvêa Padilha Galera - Guaratinguetá: [s.n.], 2011.
151f. : il.

Bibliografia: f. 94-101

Tese (doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2011.

Orientador: Prof Dr. Luiz Fernando Costa Nascimento

Coorientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini

1. Biomecânica 2. Marcha humana I. Título


CDU 612.766(043)

SANDRA REGINA DE GOUVÊA PADILHA GALERA


ESTA TESE FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
"DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA"


PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


Prof. Dr. Marcelo dos Santos Pereira
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. LUIZ FERNANDO COSTA NASCIMENTO
Orientador / UNESP-FEG


Prof. Dr. LUIZ HELENO MOREIRA DUQUE
UFERJ


Prof. Dr. MAURO GONÇALVES
UNESP/RIOCLARO


Prof. Dr. ADALGISO COSCRATO CARDOZO
UNESP/RIOCLARO


Prof. Dr. VALDECI DONIZETE GONÇALVES
IEF/MACAÉ

DADOS CURRICULARES

SANDRA REGINA DE GOUVÊA PADILHA GALERA

NASCIMENTO	01.01.1976 – SÃO PAULO/ SP
FILIAÇÃO	Rui Leme Padilha Regina Helena Pereira de Gouvêa Padilha
1995 / 1998	Curso de Graduação em Fisioterapia Pontifícia Universidade Católica de Campinas
2003 / 2003	Curso de Formação em Reeducação Postural Global, pelo Método Phillippe Souchard – São Paulo
2004 / 2007	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista.
2011 / 2011	Curso de Formação em Consultoria em Ergonomia, pelo Método CNRossi – São Paulo
2007 / 2011	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Doutorado, Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista.

Ao meu amado marido, Leonardo, que sempre presente, ampara-me nas dificuldades e me valoriza nas vitórias.

À minha pequena e doce, Ana Clara, que me ensina, a cada dia, com simplicidade e alegria, o verdadeiro significado da vida.

Aos meus pais, que de forma incondicional, me apóiam nas conquistas dos meus sonhos.

AGRADECIMENTOS

A Deus, fonte de vida e inspiração, que me guia e me proporciona perseverança para alcançar minhas vitórias.

De maneira especial, aos meus eternos professores, Luiz Fernando Costa Nascimento e José Elias Tomazini, pela competente orientação e dedicação para a conclusão deste trabalho.

Às participantes da pesquisa, que com boa vontade, contribuíram para que o experimento fosse possível.

Aos professores, Mauro Gonçalves e Adalgiso Coscrato Cardozo, que me receberam, me ajudaram na análise dos resultados e participaram da banca de qualificação.

Ao professor, Mauro Hugo Mathias, pela preciosa contribuição no exame de qualificação.

Aos funcionários do Departamento de Mecânica, Urbano Oliveira, Walter Luiz Tupinambá, Lucia Helena de Paula Coelho e Rosiléia Ribeiro de Matos, e à bibliotecária, Ana Maria, por toda a atenção e cooperação para este trabalho.

Aos funcionários da secretaria da Pós-Graduação, Regina Célia Alves, Maria Cristina Silva e Sidney Eustáquio Rabelo, pela extrema competência em auxiliar os alunos em assuntos acadêmicos.

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CaPes), pelo apoio financeiro parcial.

À professora, Ana Cabanas, pelos ensinamentos, formatação e revisão da tese.

À minha família, pela infinita paciência e compreensão, por todos os momentos que precisei estudar, trabalhar, viajar, para conseguir a conclusão desta etapa importante na minha vida.

À Elaine Cristina Martinez Teodoro, que compartilhou comigo momentos agradáveis e inesquecíveis durante a execução do procedimento experimental.

Enfim, a todas as pessoas queridas que compreenderam com tolerância as minhas ausências ao longo destes anos de estudo e dedicação.

"Há homens que lutam um dia e são bons.
Há outros que lutam um ano e são melhores.
Há os que lutam muitos anos e são muito bons.
Porém, há os que lutam toda a vida.
Esses são os imprescindíveis."

Bertolt Brecht

GALERA, S. R. G. P. **Análise das variáveis eletromiográficas e da pressão plantar na caminhada em aclave e declive.** 2011. 148 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

RESUMO

Com aumento de longevidade, a preocupação está voltada à acessibilidade que possibilita autonomia e mobilidade humana. O movimento do corpo humano depende da dinâmica anatômica e fisiológica entre músculos e articulações para processar o movimento que é causado por forças centrípetas. A locomoção humana é produzida pela transferência do corpo no espaço, que depende da marcha, evento de alta complexidade para análise sobre reabilitação e biomecânica. Nessa conjuntura, o escopo deste estudo foi avaliar a atividade muscular e correlacionar as variáveis (Razão, Co-contração e Pressão Plantar no calcâneo) para análise do esforço biomecânico do tornozelo durante a marcha em aclave, declive e plano. Sob protocolo n.138/2010 de aprovação do projeto por Comitê de Ética em Pesquisa, a coleta de dados foi aplicada em amostra de 11 sujeitos do gênero feminino, com idade entre vinte e cinquenta anos, saudáveis e com marcha independente. Para o trajeto se utilizou uma rampa com inclinação de 20°, cujo início foi demarcado com o toque sobre a marca que continha o *pushbutton* para registro de sinais eletromiográficos e força plantar em sincronismo. As participantes utilizaram um par de sandálias sensorizadas desenvolvido com quatro células de carga para mensurar as pressões plantares por meio de extensão que ligava cada célula ao sistema de aquisição de dados Spider 8®. Os testes de *Kruskall-Wallis* e *Mann-Whitney* possibilitaram a avaliação de quatro músculos dos tornozelos (Tibial Anterior Direito e Esquerdo, e Gastrocnêmio Medial Direito e Esquerdo). Durante a Passada e a Fase de Apoio, estes músculos realizaram esforços significativamente superiores no aclave e inferiores no declive. Já, na Fase de Balanço, apenas o músculo Tibial Anterior direito apresentou diferença significativa na atividade de eletromiografia, sendo maior. A Razão entre os

músculos foi diferente estatisticamente, apenas envolvendo a Fase de Balanço do membro direito no aclone. A Co-contracção é significativamente menor, na Fase de Apoio, entre os músculos do membro inferior direito durante a marcha no plano; em compensação, na Fase de Balanço, estes músculos apresentaram menor valor de Co-contracção muscular no aclone confrontando com o plano e o declive. Os valores das Pressões Plantares, obtidos pelos sensores contidos no par de Sandálias, evidenciaram maior Pressão Plantar exercida sob o pé direito no declive, quando comparada ao aclone e ao plano. De modo geral, concluiu-se que o complexo tornozelo-pé deve acomodar às mudanças referentes à marcha em superfícies inclinadas, uma vez que este tipo de marcha pode provocar deficiências funcionais em pessoas com rigidez ou fraqueza muscular e, que muitas vezes, pode não ser visto em uma análise de marcha em superfície plana.

PALAVRAS-CHAVE: Marcha. Atividade muscular. Biomecânica. Transdutores de pressão. Eletromiografia.

GALERA, S. R. G. P. **Analyze of variables electromyography and plant pressure in journey at uphill and downhill.** 2011. 148 f. Thesis (Doctorate in Mechanical Engineering) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

ABSTRACT

With increasing longevity, the concern is with the accessibility that allows autonomy and human mobility. The movement of the human body depends on the anatomical and physiological dynamics of muscles and joints to handle the movement that is caused by centripetal forces. The human locomotion is produced by the transfer of the body in space, which depends on the march, an event of high complexity for analysis of rehabilitation and biomechanics. At this juncture, the scope of this study was to evaluate the muscular activity and to correlate the variables (Reason, Co-contraction and Plant Pressure on the heel) to analyze the biomechanical stress of the ankle during walking uphill, downhill and flat. Under Protocol n.138/2010 of project approval for Commission of Ethic in research , the data collection was applied in a sample of 11 female subjects, aged between twenty and fifty years, healthy and independent walking. For the path we used a ramp inclined 20°, whose beginning was marked with the touch above the insole containing the pushbutton for recording electromyography signals and power plant in sync. Participants used a pair of sandals sensorized enveloped with four load cells to measure Plant Pressures through long connecting each cell to the data acquisition system Spider 8®. The Kruskal-Wallis and Mann-Whitney enable the evaluation of four muscles of the ankle (anterior tibialis Right and Left, Right and Left Medial Gastrocnemius). During the Footstep and Support Phase, these muscles have made efforts significantly higher in the uphill and minor in the downhill. Already, in the Swing Phase, only the right anterior tibial muscle showed Root Mean Square, the tibialis anterior Right muscle showed difference significant electromyography activity, was greater in uphill. The reason between the muscles was statistically different, only involving the Swing Phase of the right limb on the uphill.

The Co-contraction is significantly lower in Support Phase between the muscles of the right lower limb when walking on the plane; in compensation, the Swing Phase, these muscles showed lower muscle Co-contraction in uphill confronting the plan and the downhill. The Plant Pressure values obtained for sensors contained in pair of Sandals sensorized can see that there is greater Plant Pressure exerted on the right foot on the downhill, when compared to the uphill and plan. In general, it is concluded that the ankle-foot complex to accommodate the changes related to gait on inclined surfaces, since this type of running can cause functional impairments in people with muscle weakness or stiffness, and that often can't be seen in a gait analysis on a flat surface.

KEYWORDS: Gait. Muscle activity. Biomechanics. Pressure transducer. Electromyography.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1-	Anatomia óssea do pé: (a) visão do aspecto mediano do pé; (b) visão do aspecto lateral do pé; e (c) visão superior do pé.....	32
FIGURA 2 -	Anatomia do tornozelo em visão anterior de seu encaixe.....	33
FIGURA 3 -	Ligamentos da articulação do tornozelo: (a) vista medial; e (b) vista lateral.....	33
FIGURA 4 -	Movimento do pé e do tornozelo durante a caminhada.....	35
FIGURA 5 -	Movimento do tornozelo e rotação subtalar durante a caminhada	35
FIGURA 6 -	Músculos que realizam flexão dorsal do tornozelo.....	36
FIGURA 7 -	Principais músculos flexores plantares do tornozelo.....	37
FIGURA 8 -	Músculos que auxiliam na flexão plantar do tornozelo.....	38
FIGURA 9 -	Fase esquemática da atividade dos músculos da perna e do pé durante a caminhada normal.....	39
FIGURA 10 -	Definição de passo e passada.....	41
FIGURA 11 -	Representação do ciclo da marcha: períodos de apoio e balanço	42
FIGURA 12 -	Representação das fases da marcha fisiológica.....	43
FIGURA 13 -	Valores médios do ângulo do tornozelo no plano sagital durante um ciclo de marcha de um adulto em velocidade autoselecionada.....	52
FIGURA 14 -	Valores médios do ângulo do joelho no plano sagital durante um ciclo de marcha de um adulto em velocidade autoselecionada.....	52
FIGURA 15 -	Valores médios do ângulo do quadril no plano sagital durante um ciclo de marcha de um adulto em velocidade autoselecionada.....	53
FIGURA 16 -	Padrão normal da força de reação do solo durante o apoio.....	54
FIGURA 17 -	Características do padrão da força vertical de reação do solo durante um ciclo de marcha em um processo lento e em velocidade normal.....	56
FIGURA 18 -	Representação esquemática de uma unidade motora: um único	

	neurônio motor e todas as fibras musculares por ele inervadas....	58
FIGURA 19 -	Perfis da atividade de dois músculos antagonistas, com área hachurada representando a co-contracção.....	63
FIGURA 20 -	Passarela com 20° de inclinação.....	66
FIGURA 21 -	Imagem da passarela inclinada, com destaque o <i>pushbutton</i> acoplado na palmilha amarela a ser acionado no primeiro passo de aclave.....	67
FIGURA 22 -	Vista lateral da sandália destacando os materiais utilizados para sua confecção.....	68
FIGURA 23 -	Desenho esquemático da célula de carga, com seus respectivos extensômetros.....	68
FIGURA 24 -	Desenho esquemático de uma célula de carga, com os seus respectivos valores numéricos descritos em milímetros.....	69
FIGURA 25 -	Célula de carga em fase inicial da confecção.....	69
FIGURA 26 -	Célula de carga com os extensômetros acoplados em suas laterais.....	70
FIGURA 27 -	Células de carga no processo de soldagem dos cabos com respectivos conectores.....	70
FIGURA 28 -	Sandália em confecção – células de carga instaladas no solado de borracha vulcanizada.....	71
FIGURA 29 -	Par de sandálias prontas.....	71
FIGURA 30 -	Processo de calibração das células de carga: (a) sandália com o prato suporte; (b) sandália com as anilhas sobre o prato suporte..	72
FIGURA 31 -	Borracha colocada sobre a sandália para a calibração de cada célula de carga.....	72
FIGURA 32 -	Spider 8 HBM: sistema utilizado para coletar os sinais individuais das células de carga da palmilha sensorizada.....	74
FIGURA 33 -	Representação ilustrativa do Eletromiógrafo da marca EMG System do Brasil®, de 4 canais, utilizado no estudo.....	75
FIGURA 34 -	Eletrodo descartável 20 mm Meditrace para eletromiografia de	

superfície.....	75
FIGURA 35 - Imagem do arranjo experimental para a aquisição dos dados – Laboratório de Biomecânica do Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – UnESP, Campus Guaratinguetá.....	76
FIGURA 36 - Instante inicial da aquisição dos dados, marcado pelo evento de pisar com o calcanhar direito na marca sobre a rampa.....	78
FIGURA 37 - Ilustração da caminhada, nos três trechos: aclave (a); plano (b); declive (c).....	79
FIGURA 38 - – Pressão do sensor da sandália correspondente ao Calcâneo direito (a), Calcâneo direito e esquerdo (b), Sinal de eletromiografia dos músculos Tibial Anterior direito (c), Tibial Anterior esquerdo (d), Gastrocnêmio Medial direito (e) e Gastrocnêmio Medial esquerdo (f).....	81
FIGURA 39 - Sinal enviado pela tensão da chave conectada a rampa, através do choque inicial do calcâneo direito.....	82
FIGURA 40 - Sinal enviado pelo sensor localizado na sandália, no calcâneo direito, correspondente ao choque inicial do calcâneo direito com a chave na rampa.....	82
FIGURA 41 - Sinais enviados pelos sensores da palmilha direita, demarcados com os 9 pontos para obtenção dos valores de RMS, Razão e Co-contração, durante a Passada, Fases de Apoio e de Balanço do pé direito.....	83
FIGURA 42 - Sinais enviados pelos sensores da palmilha esquerda, após serem demarcados os 9 pontos para obtenção dos valores de RMS, Razão e Co-contração, durante a Passada, Fases de Apoio e de Balanço do pé esquerdo.....	84
FIGURA 43 - Atividade eletromiográfica dos Músculos TAD, GMD, TAE e GME, durante a marcha na subida.....	87

FIGURA 44 - Atividade eletromiográfica dos Músculos TAD, GMD, TAE e GME, durante a marcha na subida.....	88
FIGURA 45 - Atividade eletromiográfica dos Músculos Tibial Anterior Direito (TAD), Gastrocnêmio Medial Direito (GMD), Tibial Anterior Esquerdo (TAE) e Gastrocnêmio Medial Esquerdo (GME), durante a marcha no plano.....	89
FIGURA 46 - Pressão Plantar exercida nos sensores do Retropé Direito (RPD) e do Antepé Direito (APD), e do Retropé Esquerdo (RPE) e Antepé Esquerdo (APE) da Sandália Sensorizada, durante a marcha no aclave.....	90
FIGURA 47 - Pressão Plantar exercida nos sensores do Retropé Direito (RPD) e do Antepé Direito (APD), e do Retropé Esquerdo (RPE) e Antepé Esquerdo (APE) da Sandália Sensorizada, durante a marcha no plano.....	90
FIGURA 48 - Pressão Plantar exercida nos sensores do Retropé Direito (RPD) e do Antepé Direito (APD), e do Retropé Esquerdo (RPE) e Antepé Esquerdo (APE) da Sandália Sensorizada, durante a marcha no declive.....	90

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1-	Funções articulares dos pés.....	34
QUADRO 2-	Ações funcionais durante a passada.....	42
QUADRO 3-	Etapas da Fase de Apoio.....	44
QUADRO 4-	Etapas da Fase de Balanço.....	44
QUADRO 5-	Recomendações da SENIAM sobre frequência de corte para uso de filtros analógicos.....	61

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 -	Valores de RMS obtidos durante a Passada, Fases de Apoio e de Balanço dos músculos TAD, GMD, TAE, e GME, em Aclive, Plano e Declive.....	92
TABELA 2 -	Valores da Razão entre os músculos GMD e o TAD, e GME e o TAE, obtidos durante a Passada, Fases de Apoio e de Balanço no aclave, plano e declive	97
TABELA 3 -	Valores da Co-contração entre os músculos GMD e o TAD, e GME e o TAE, obtidos durante a passada, Fases de Apoio e de Balanço no aclave, plano e declive.....	98
TABELA 4 -	Valores de RMS dos músculos TAD, TAE, GMD e GME, obtidos durante a Passada, Fases de Apoio e de Balanço no aclave, plano e declive.....	101
TABELA 5 -	Valores da Razão entre os músculos GMD e o TAD, e GME e o TAE, obtidos durante a Passada, Fases de Contato e de Balanço em aclave, plano e declive	102
TABELA 6 -	Valores da Co-contração entre os músculos GMD e o TAD, e GME e o TAE, obtidos durante a Passada, Fases de Apoio e de Balanço no aclave, plano e declive.....	102
TABELA 7 -	Valores das pressões plantares obtidos pelos sensores contidos na Sandália Sensorizada, direita e esquerda, durante a marcha em aclave, plano e declive.....	103
TABELA 8 -	Valores dos Ranks das pressões plantares obtidos pelos sensores contidos na Sandália Sensorizada, direita e esquerda, durante a marcha em aclave, plano e declive, Guaratinguetá, 2010.....	104

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT	- Associação Brasileira de Normas Técnicas
AP	- Ântero-posterior
CEP	- Comitê de Ética em Pesquisa
CG	- Centro de Gravidade
CNS	- Conselho Nacional de Saúde
EMG	- Eletromiografia
EUA	- Estados Unidos da América
FAPI	- Faculdade de Pindamonhangaba
FEG	- Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
FR	- Força Resultante
FRS	- Força de Reação do Solo
GM	- Gastrocnêmio
KW	- <i>Kruskall-Wallis</i>
MMII	- Membros Inferiores
MS	- Ministério da Saúde
NBR	- Norma Brasileira Regulamentadora
RMS	- <i>Root Mean Square</i>
TA	- Tibial Anterior
TCLE	- Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
UM	- Unidade Motora
UNESP	- Universidade Estadual Paulista
VCC	- Volts de Corrente contínua

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	23
1.1 Relevância do Tema.....	26
1.2 Problema de Pesquisa.....	27
1.3 Hipóteses.....	28
1.4 Objetivos.....	29
1.4.1 Objetivo geral.....	29
1.4.2 Objetivos específicos.....	29
1.5 Delimitações do Estudo.....	29
1.6 Estrutura da Tese.....	29
2 REVISÃO DA LITERATURA	31
2.1 Anatomia e Biomecânica do Tornozelo e do Pé.....	31
2.2 Marcha Humana: Conceituação e Aspectos Relevantes.....	39
2.2.1 Fundamentos da Marcha Humana.....	39
2.2.2 Ciclo da Marcha Humana.....	41
2.2.3 Marcha em Aclive e Declive.....	45
2.3 Análise da Marcha.....	47
2.3.1 Breve Histórico.....	47
2.3.2 Sistemas de Análise da Marcha.....	49
2.4 Cinemática Angular.....	50
2.5 Força de Reação do Solo e Pressão Plantar.....	53
2.6 Eletromiografia.....	57
2.6.1 Eletromiografia e a Unidade Motora.....	57
2.6.2 Gerenciamento do Sinal Eletromiográfico.....	59
2.6.3 Co-contração Muscular	62
2.6.4 Eletromiografia dos Músculos do Tornozelo.....	63
3 METODOLOGIA	65
3.1 Aspectos Éticos da Pesquisa.....	65
3.2 Participantes.....	65

3.3 Materiais Utilizados para a Aquisição dos Dados.....	66
3.3.1 Rampa com inclinação.....	66
3.3.2 Sandália Sensorizada.....	67
3.3.3 Spider 8 – HBM.....	74
3.3.4 Eletromiógrafo.....	74
3.4 Procedimentos.....	77
3.4.1 A tomada da massa corpórea e da altura.....	77
3.4.2 Procedimentos iniciais da análise de variáveis.....	78
3.4.1 Tomada da massa corpórea e da altura, e a preparação para a colocação dos eletrodos de superfície.....	75
3.4.2 Procedimentos iniciais da análise de variáveis.....	76
3.5 Coleta dos Dados.....	80
3.6 Análise dos Resultados.....	80
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	86
4.1 Análise Descritiva.....	86
4.2 Ilustração das Atividades Eletromiográficas dos Músculos, de um indivíduo durante a Marcha.....	86
4.3 Ilustração das Pressões Plantares, de um Indivíduo durante a Marcha.....	89
4.4 Análise Estatística e Correlações.....	91
4.4.1 RMS.....	92
4.4.1.1 Passada.....	93
4.4.1.2 Fase de Apoio.....	94
4.4.1.3 Fase de Balanço.....	95
4.4.2 Razão Muscular.....	96
4.4.3 Co-contração Muscular.....	98
4.4.3.1 Passada.....	99
4.4.3.2 Fase de Apoio.....	99
4.4.3.3 Fase de Balanço.....	100
4.4.4 Comparação entre os Lados.....	100
4.4.5 Pressão Plantar.....	104

5 CONCLUSÕES	108
5.1 Considerações Finais.....	109
REFERÊNCIAS	111
APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	119
APÊNDICE B – Anamnese	121
APÊNDICE C – Rotina MatLab	124
APÊNDICE D – Resultados de EMG gerados pelo MatLab	144
ANEXO A – Termo de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa	150
ANEXO B – Autorização para realização do experimento no laboratório da FEG	151

1 INTRODUÇÃO

O movimento humano é causado por forças internas que atuam fora do eixo articular, provocando deslocamentos angulares dos segmentos, e por forças externas ao corpo (ZERNICKE, 1981). O ser humano se movimenta constantemente e uma das formas mais comuns de se mobilizar é por meio da locomoção (BARELA, 2005).

Para se conseguir a locomoção humana é necessário se atingir movimentos coordenados dos segmentos corporais numa interação de forças intrínsecas e extrínsecas. Composta por movimentos integrados e complexos dos segmentos do corpo humano, a locomoção é definida por Capozzo (1991) como toda a ação que move o corpo de um animal através dos espaços aéreo, aquático ou terrestre.

A locomoção humana¹ é realizada na postura bípede, cuja principal função está em promover a transferência do corpo de modo suave e eficiente através do espaço. Esta forma de transferência consiste no avanço alternado de um membro inferior, enquanto o outro atua no suporte do peso corpóreo (SUTHERLAND; VALENCIA, 1992).

A marcha é considerada, mesmo na atualidade, um evento humano de alta complexidade para análise, o que se faz necessária uma avaliação objetiva de caráter quantitativo devido aos muitos graus de liberdade envolvidos, além da minuciosa análise dos dados obtidos (PERRY, 2005). Por isso, a análise da marcha tornou-se importante objeto de estudo na área de reabilitação, em particular, na biomecânica (MANN; HAGY, 1980).

Na visão de Winter (1979), os métodos utilizados por essa ciência, para abordar as diversas formas de movimento, inclusive a marcha, são a cinemetria, dinamometria, antropometria e a eletromiografia (EMG). Para Amadio e Duarte (1996), processos que possibilitam o movimento ser descrito e modelado matematicamente, permitindo a maior compreensão dos mecanismos internos reguladores e executores do movimento do corpo humano.

¹ Referida pela literatura como **marcha**, o que justifica o termo utilizado neste estudo.

A cinemetria consiste de um conjunto de métodos que busca medir os parâmetros cinemáticos do movimento (posição, orientação, velocidade e aceleração). Normalmente, estas medições são baseadas em imagens do movimento registradas em vídeo. Parâmetros que por meio de programa específico favorecem o cálculo das variáveis cinemáticas de interesse (AMADIO; DUARTE, 1996).

Na dinamometria, as forças mensuráveis externas, transmitidas entre o corpo e o ambiente, são captadas por instrumento básico – plataforma de força – que mensura a força de reação do solo. Normalmente, essas plataformas são acopladas sob a passarela por onde o indivíduo realiza a marcha (WHITTLE, 1996b).

Para avaliar as pressões detectadas pelas diferentes partes do pé é necessário um sistema que busque registrar suas áreas anatômicas separadamente (HARRISON; FOLLAND, 1997). Estas informações podem revelar dados sobre a estrutura e a função do pé, além do controle postural de todo o corpo (LORD, 1981). Nesse sentido, desenvolveu-se, para este estudo, um par de sandálias sensorizadas que possibilitam identificar as pressões exercidas nos pés durante a marcha.

A antropometria avalia propriedades do aparelho locomotor, contendo parâmetros necessários para a construção de um modelo biomecânico (AMADIO; DUARTE, 1996).

Enquanto, a EMG se caracteriza pelo registro das atividades elétricas associadas às contrações musculares, indicando os estímulos neurais para o sistema muscular, pela ativação da unidade motora (UM), intensidade dessa ativação, a duração da sua atividade e sua variação a cada ciclo, resultando no padrão temporal dos músculos envolvidos no movimento estudado (ENOKA, 2000).

Durante uma contração muscular, os disparos das UM dependem do limiar de recrutamento dessas unidades e o nível de força a ser produzido. Esclarecem De Luca *et al.* (1982), quando duas ou mais UM descarregam ao mesmo tempo, o potencial detectado é a soma algébrica de seus potenciais.

A análise dos parâmetros de amplitude do sinal de EMG pode ser feita por intermédio da *Root Mean Square* (RMS) que compreende a avaliação da magnitude destas UM recrutadas (MORITANI; NAGATA; MURO, 1982).

Com o auxílio da EMG também se estuda a co-contracção muscular, fenômeno este caracterizado pela contracção simultânea de dois ou mais músculos em torno de uma articulação (NORKIN; LEVANGIE, 1992).

A presença excessiva de co-contracção pode estar relacionada com eventos dinâmicos, menor torque no tornozelo e grande instabilidade na marcha, considerando uma ineficiência de movimento (LEE; KERRIGAN, 1999), ou como algo necessário para diminuir a complexidade de tarefas durante o aprendizado motor (TULLER; TURVEY; FITCH, 1982; TURVEY; FITCH; TULLER, 1982).

Devido a esta grande aplicabilidade, a mensuração da co-contracção se torna relevante em diversas áreas que tem como foco de interesse o movimento humano (FONSECA; SILVA; OCARINO; URSINE, 2001), assim como mensurar gasto energético durante a marcha (MIAN *et al.*, 2006), sendo avaliada pelo Índice de Co-ativação (PEREIRA; GONÇALVES, 2011).

O atual desenvolvimento da análise da marcha e sua crescente aplicação ao estudo de padrões patológicos cria a necessidade do conhecimento dos dados de normalidade (MORAIS FILHO; REIS; KAWAMURA, 2010).

Uma marcha normal exige a interação perfeita entre os sistemas neuromotor, sensorial e musculoesquelético, além de requerer o mínimo consumo de energia metabólica (ROSE; GAMBLE, 1998). Os músculos devem ser capazes de responder aos níveis de ativação neural, a fim de desenvolverem níveis de tensão apropriados. As articulações devem se mover por uma série apropriada de movimentos, sem dores e com angulações articulares normais, e os ossos devem estar livres de deformidades, capazes de transmitir as forças necessárias (PERRY, 1992).

Malatesta *et al.* (2003) consideram como o resultado final do sistema locomotor, uma variedade de sistemas fisiológicos e neurofisiológicos que podem ter impacto sobre a dinâmica da passada. Daí a relevância de se estudar esta variável, visto que se trata de uma ferramenta capaz de predizer a instabilidade e a funcionalidade das pessoas.

A natureza exata da desordem da marcha depende particularmente de déficits no cérebro, medula espinhal, nervos periféricos, músculos, articulações e ossos. Severas anormalidades podem gerar a incapacidade de andar, mas, por outro lado, anormalidades menos severas podem produzir uma marcha anormal e a análise da mesma pode contribuir para a identificação detalhada dos déficits presentes no paciente, facilitando a proposta de plano terapêutico para o indivíduo (PERRY, 1992).

Segundo Verghese (2006), uma marcha anormal é associada a um maior risco de consequências adversas, principalmente, para os idosos (imobilidade, lesões, quedas, diminuição da autoconfiança, depressão e demência), que contribuem para menor independência funcional e até morte.

No entanto, de acordo com a Norma Brasileira Regulamentadora (NBR) 9050 da Associação Brasileira de Normas Técnicas (2004), qualquer pessoa que apresente mobilidade reduzida (pessoa com deficiência, idoso, obesos, gestantes, entre outros), seja temporária ou permanentemente, tem limitada a sua capacidade de se relacionar com o meio e de utilizá-lo, apesar de ter direito ao acesso à educação, à saúde, ao lazer e ao trabalho. Essas pessoas para exercerem seus direitos necessitam de acessibilidade em edificações de uso público.

1.1 Relevância do Tema

Deste modo, a conquista por espaços livres de barreiras arquitetônicas implica a possibilidade e a condição de alcance para que utilizem com segurança e autonomia as edificações, mobiliários, os equipamentos urbanos, os transportes e meios de comunicação (GODOY *et al.*, 2000).

As rampas estão entre as formas de acesso mais comumente encontradas nos diversos estabelecimentos públicos e particulares. Elas devem seguir o dimensionamento, envolvendo porcentagem de inclinação, altura do desnível e comprimento da projeção horizontal. As rampas devem ter corrimãos e sua largura deve estar pautada no fluxo de pessoas, sendo a mínima recomendada de 1,20 m – este

valor pode ser de 0,90 m para segmentos de no máximo 4 metros, medidos na sua projeção horizontal (ABNT, NBR 9050, 2004).

A marcha em subidas e descidas de rampas promove um aumento na chance de quedas resultante do maior risco de deslizamento pela inclinação ou pela facilidade em promover a perda de equilíbrio (REDFERN; DI PASQUALE, 1997). Porém, o padrão de marcha do ser humano é altamente adaptável as mudanças de estratégias (LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002), por exemplo, maior angulação das articulações dos membros inferiores para realizar o aclave e diminuição da flexão do quadril durante o declive, buscando facilitar a acomodação do posicionamento final do pé (LAY; HASS; GREGOR, 2005; LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002; MC INTOSH *et al.* 2006).

Portanto, além do conhecimento do comportamento cinemático da marcha em subida e descida de rampa, é preciso o estudo da atividade muscular pela EMG e da pressão exercida nas plantas dos pés por uma palmilha sensorizada, uma vez que são variáveis que contemplam a compreensão da marcha.

O que justifica esta pesquisa, uma vez que a rampa é a forma de acessibilidade mais corriqueira nos diversos estabelecimentos e vias públicas. Conhecer o comportamento muscular e os esforços plantares durante a marcha favorece sua compreensão. Todavia, é preciso que este estudo preconize o envolvimento de pessoas saudáveis, para, *a posteriori*, a partir de uma referência, pesquisar os esforços desenvolvidos por pessoas que de fato precisem de facilidade de acesso por uma rampa. Entretanto, estudos que apresentam estes resultados são ínfimos.

1.2 Problema de Pesquisa

A acessibilidade permite autonomia e mobilidade a um número maior de pessoas facilitando inclusive a segurança e a comodidade destas que possuem dificuldades em se mover ou comunicar.

Nos termos dos incisos I e II do Art. 2º da Lei n. 10.098/2000, a acessibilidade, nada mais é do que a possibilidade e a condição de alcance para utilização, com segurança e autonomia, dos espaços, mobiliários e equipamentos urbanos, das edificações, dos transportes e dos sistemas e meios de comunicação, por pessoa com deficiência ou com mobilidade reduzida ou de se comunicar (BRASIL, ACESSIBILIDADE, 2000).

Art. 2º:

I – acessibilidade: possibilidade e condição de alcance para utilização, com segurança e autonomia, dos espaços, mobiliários e equipamentos urbanos, das edificações, dos transportes e dos sistemas e meios de comunicação;

II – barreiras:

- a) barreiras arquitetônicas urbanísticas;
- b) barreiras arquitetônicas na edificação;
- c) barreiras arquitetônicas nos transportes;
- d) barreiras nas comunicações (BRASIL, ACESSIBILIDADE, 2000).

Diante desta conjuntura, questiona-se: Qual é o esforço realizado pelos músculos dos tornozelos e nas plantas dos pés para se desenvolver uma marcha em aclave e declive?

1.3 Hipóteses

- a) Durante a marcha em aclave e declive, quando comparada ao plano, há maior atividade eletromiográfica, pelo cálculo de RMS, dos músculos Tibial Anterior e Gastrocnêmio Medial;
- b) Não deve haver diferença na Razão entre os músculos Gastrocnêmio Medial e Tibial Anterior referente a cada tipo de marcha estudada;
- c) A Co-contração entre estes músculos do tornozelo durante a marcha em aclave e declive se intensifica;
- d) Deve haver uma variação substancial entre a Pressão Plantar exercida sob o calcâneo durante a marcha no percurso inclinado em comparação ao plano.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo geral

Correlacionar os valores de RMS, Razão, Co-contração muscular e Pressão Plantar, para análise do esforço biomecânico do tornozelo, durante a marcha em aplane, declive e solo plano.

1.4.2 Objetivos específicos

- a) identificar a atividade eletromiográfica dos músculos Tibial Anterior e Gastrocnêmio Medial, durante a marcha em aplane, declive e plano;
- b) estimar a Razão e a Co-contração entre os músculos do mesmo membro durante a marcha pré-estabelecida;
- c) verificar a área de maior pressão exercida sob o calcâneo durante as três etapas da marcha estudada.

1.5 Delimitações do Estudo

Nesta pesquisa, que envolve a marcha, limita-se a uma articulação (tornozelo) envolvendo somente dois músculos, supramencionados, com análise específica em 20° de inclinação da rampa.

1.6 Estrutura da Tese

Para melhor compreensão do leitor, dividiu-se a tese em cinco seções.

Na primeira, denominada como Introdução encontra-se: a relevância do tema abordado, o problema que norteia o estudo, as hipóteses mediante o conhecimento empírico, o escopo e as delimitações do estudo.

Na segunda seção, aborda-se a fundamentação teórica sobre as variáveis pertinentes ao fenômeno estudado. Conceituam-se e contextualizam-se temas como: anatomia e biomecânica do pé; ciclo da marcha, análise da marcha, cinemática, EMG; força de reação do solo e pressão plantar.

Na terceira, descreve-se o desenho metodológico, envolvendo participantes do estudo, materiais utilizados, confecção da rampa e da sandália sensorizada, todo o procedimento experimental, coleta dos dados e análise dos resultados.

Na quarta seção, para oferecer melhor dinâmica, apresentam-se, na forma de gráficos e tabelas, os resultados obtidos, os quais são discutidos mediante os achados de outros estudos que abordaram as variáveis pré-determinadas ou que façam correlação indiretamente a elas.

Na quinta, nomeada por Conclusões, é subdividida em Considerações Finais com a intenção de validar as hipóteses definidas.

A tese é finalizada com a descrição de toda a bibliografia utilizada para sua elaboração.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Nesta seção, envolvem o embasamento teórico de variáveis de maior relevância ao fenômeno abordado neste estudo. Primeiramente, a anatomia e a biomecânica do tornozelo e dos pés, seguida com a descrição dos fundamentos da marcha humana fisiológica, como principal forma de locomoção do ser humano. E posteriormente, as descrições dos principais métodos utilizados para análise da marcha – análise do movimento articular (cinemática), a eletromiografia (EMG) e a pesquisa da pressão plantar (cinética).

2.1 Anatomia e Biomecânica do Tornozelo e dos Pés

A evolução da espécie humana está associada ao desenvolvimento da sua locomoção. O homem deixou de ser quadrúpede e passou a adotar o bipedalismo – atual característica humana (HENNING, 2003).

Os pés como extremidades dos membros inferiores (MMII) têm estrutura tridimensional diferenciada no ser humano, além de ser o meio primário de interação com o solo (LEDOUX; HILLSTROM, 2001). Estas partes do corpo têm duplo papel durante a locomoção, pois é uma estrutura móvel que se adapta a estruturas irregulares, funcionando como uma alavanca rígida e eficiente para impulsionar o corpo para frente (HENNING, 2003).

A biomecânica dos pés e dos tornozelos é complexa e intrinsecamente associada entre si. Cada pé é formado por 28 ossos (Figura 1) – incluindo os sesamóides – cujos movimentos estão intimamente relacionados. Além de agir como uma plataforma estrutural de suporte capaz de resistir às cargas repetitivas múltiplas do peso corporal, o complexo do pé-tornozelo deve também se ajustar às diferentes superfícies de solo e às velocidades variadas de locomoção (NORDIN; FRANKEL, 2003).

Dos 28 ossos, dois se localizam no retropé (tálus e calcâneo), cinco no mesopé (navicular, cubóide e três cuneiformes) e os demais no antepé (cinco metatarsos e as correspondentes 14 falanges que compõem os cinco dedos do pé), como ilustrado na Figura 1.

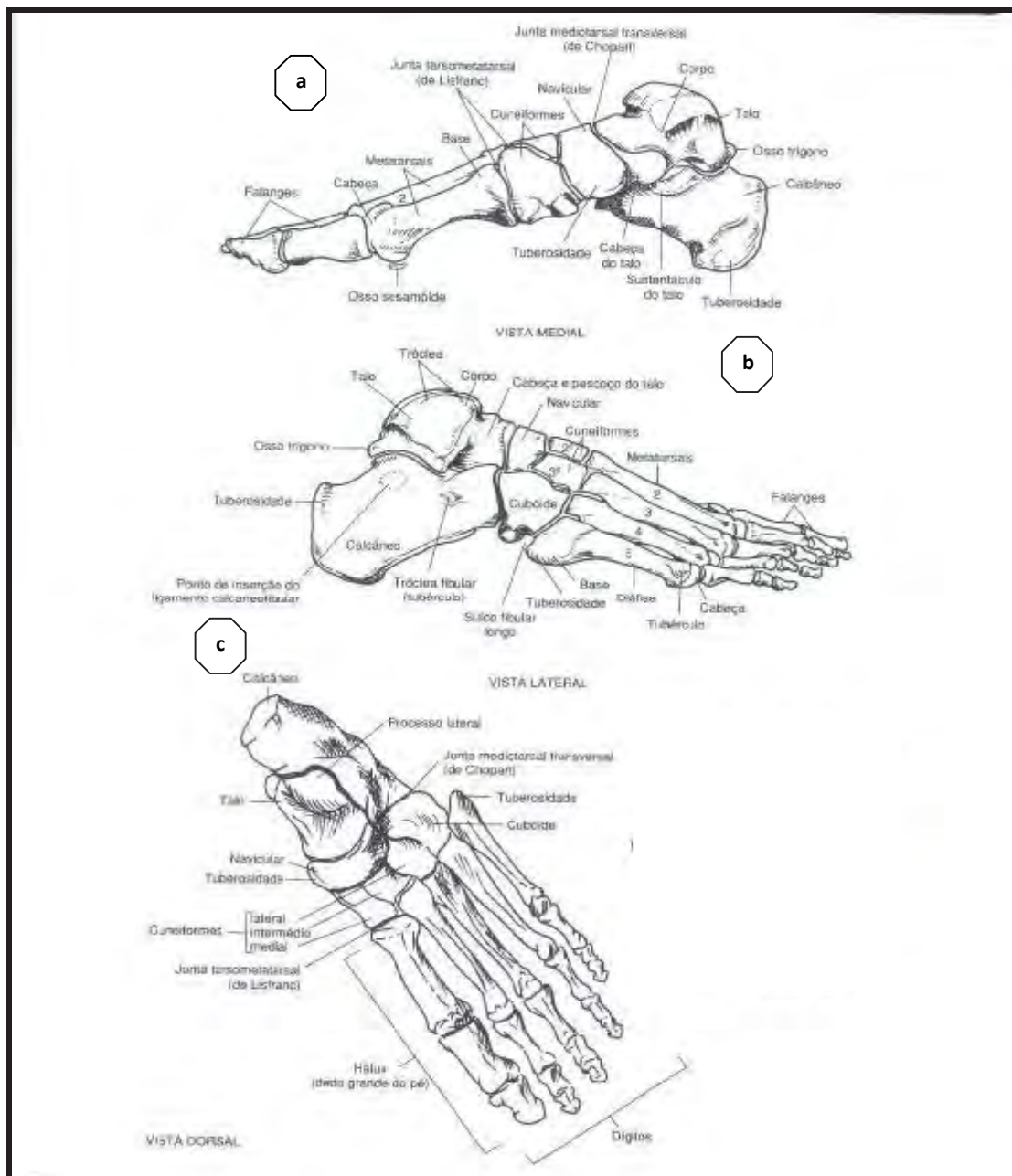


FIGURA 1 – Anatomia óssea do pé: (a) visão do aspecto mediano do pé; (b) visão do aspecto lateral do pé; e (c) visão superior do pé
Fonte: Nordin e Frankel, 2003

A articulação do tornozelo é um gínglimo formado pela extremidade distal da tíbia e seu maléolo medial, da fíbula e seu maléolo lateral e a face superior convexa do talus (SPENCE, 1991), como demonstrado na Figura 2.

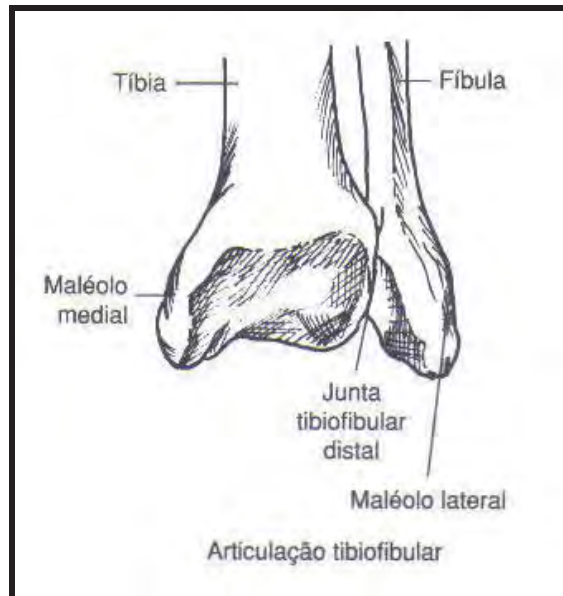


FIGURA 2 – Anatomia do tornozelo em visão anterior de seu encaixe
Fonte: Nordin e Frankel, 2003

É envolvida por uma cápsula articular reforçada medialmente pelo ligamento deltoíde, estendendo-se do maléolo tibial até aos ossos navicular, tálus e calcâneo. Lateralmente, esta cápsula, é reforçada por três ligamentos (talofibular anterior, talofibular posterior e o calcâneo fibular), como elucidado na Figura 3.

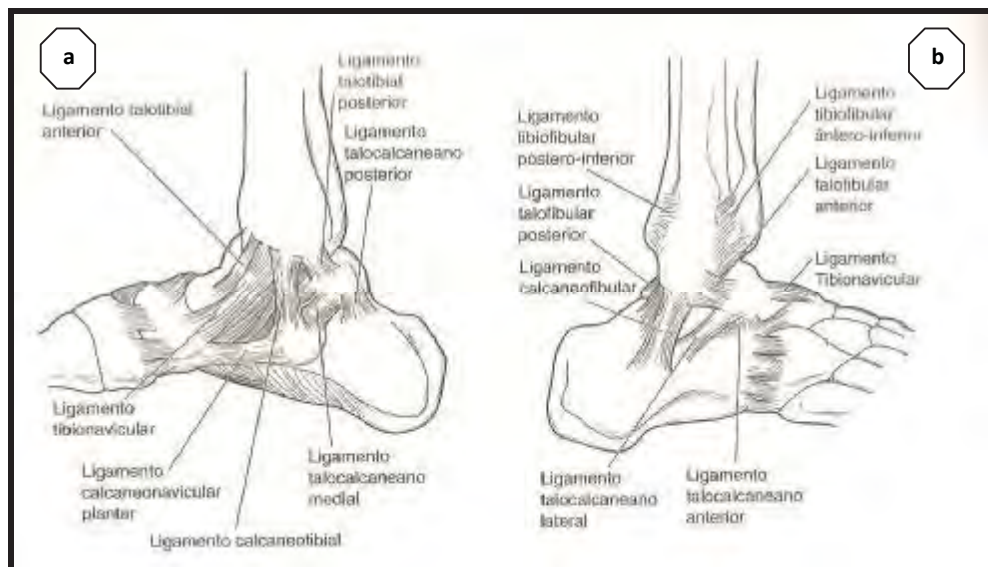


FIGURA 3 – Ligamentos da articulação do tornozelo: (a) vista medial; e (b) vista lateral
Fonte: Spence, 1991

Alega Kapanji (1992), as articulações dos pés, numerosas e complexas, colocam em contato os ossos do tarso entre si e com os do metatarso, sendo as principais: talocrural, subtalar e mediotársica, cujas funções se destacam pela duplicidade, como destacado no Quadro 1.

FUNÇÃO	DESCRIÇÃO
1 ^a	Orientar o pé a se posicionar corretamente em relação ao solo.
2 ^a	Modificar a forma e a curvatura do arco plantar para adaptar o pé às irregularidades do terreno e também criar, entre o solo e a perna, transmitindo o peso do corpo, um sistema amortecedor dando ao passo elasticidade e flexibilidade.

QUADRO 1 – Funções articulares dos pés
Fonte: Adaptado de Kapanji, 1992

Advogam Nordin e Frankel (2003), o movimento grosso do pé é complexo e acontece ao redor dos três eixos e em três planos. A flexão-extensão acontece no plano sagital, a abdução-adução no plano transversal e a inversão-eversão no plano frontal. A supinação é uma combinação de inversão, flexão e adução. A pronação é uma combinação de eversão, extensão e abdução. E os movimentos dos dedos dos pés incluem flexão, extensão, adução e abdução.

Os autores apontam que quanto ao movimento do pé e do tornozelo durante a caminhada, a fase de suporte, que representa cerca de 60% do ciclo da marcha, é subdividida no toque do calcâneo, pé-plano, elevação do calcâneo, empurrão e dedos-fora. Enquanto, a fase de balanço², que representa cerca de 40% do ciclo da marcha, é dividida em aceleração, liberação dos dedos do pé e fase de desaceleração (figura 4).

Durante a caminhada normal, toda a extremidade baixa, inclusive a pélvis, o fêmur e a tibia, gira internamente pelos primeiros 15% da fase de suporte. Do toque do calcâneo até o pé-plano a junta subtalar se everte, o pé prona e a parte dianteira do pé fica flexível para absorver choque e se adaptar às irregularidades na superfície do solo. A junta subtalar everte em parte, porque o ponto de contato do calcâneo é lateral ao centro da junta do tornozelo, produzindo assim um valgo forçado na junta subtalar (NORDIN; FRANKEL, 2003).

² A **Fase de Balanço** também é denominada como **Fase Aérea** em demais literaturas. No entanto, para este estudo foi padronizada como **Fase de Balanço** por se tratar de nomenclatura amplamente divulgada pela autora Jaquelin Perry em sua renomada obra *Análise da Marcha*. 3v. São Paulo: Manole, 2005.

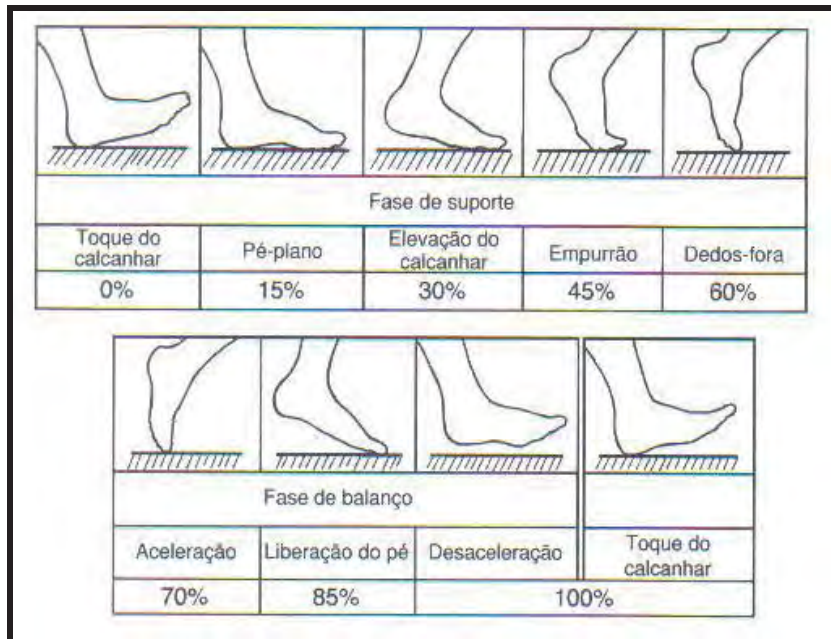


FIGURA 4 – Movimento do pé e do tornozelo durante a caminhada
Fonte: Nordin e Frankel, 2003

Citam os autores, no meio da fase de suporte e no empurrão, a extremidade baixa inteira começa a inverter e girar externamente à medida que a junta subtalar simultaneamente se inverte (Figura 5). Com inversão da junta subtalar e a supinação do pé, esta articulação é transformada em uma estrutura rígida capaz de propulsão.

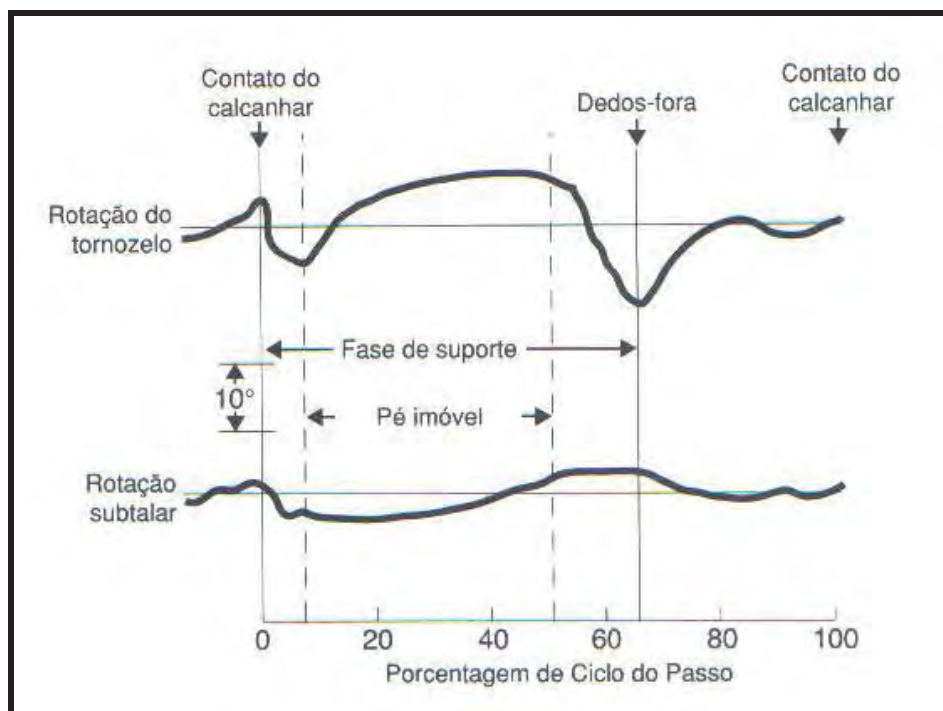


FIGURA 5 – Movimento do tornozelo e rotação subtalar durante a caminhada
Fonte: Nordin e Frankel, 2003

Estudos de Lundberg *et al.* (1989 *apud* NORDIN; FRANKEL, 2003) mensuraram a rotação tibial ao movimento subtalar e verificaram que para cada 0,2 a 0,44° de rotação externa da tíbia, o pé apresenta supinação de 1°.

À luz da teoria de Hall (2009), os músculos, tibial anterior (TA), extensor longo dos dedos e fibular terceiro, são os principais que realizam a flexão dorsal do pé auxiliada pelo músculo extensor longo do hálux (Figura 6).

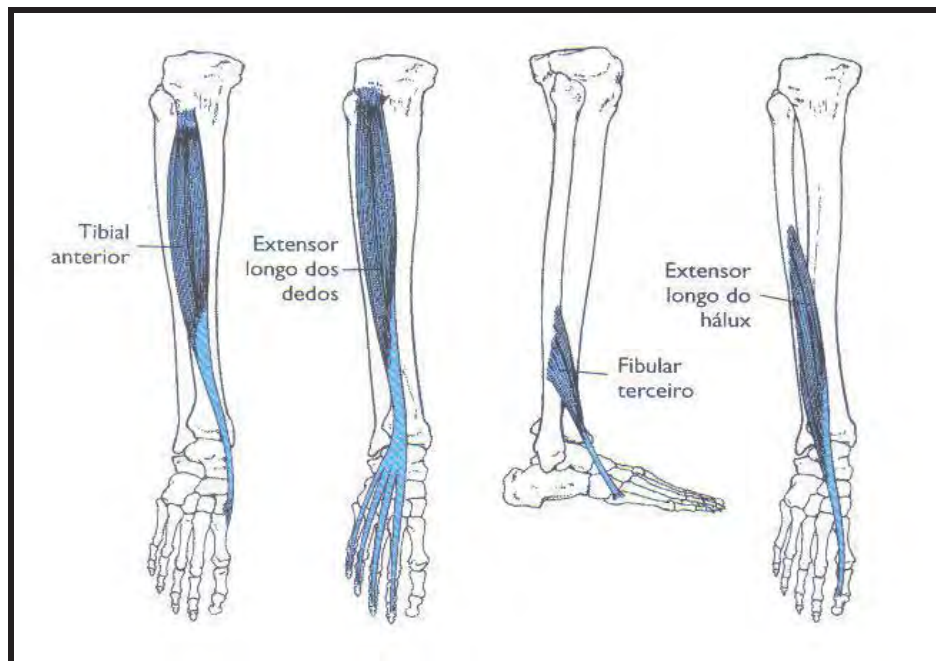


FIGURA 6 – Músculos que realizam flexão dorsal do tornozelo
Fonte: Hall, 2009

Evidencia o autor, os principais músculos flexores plantares, duas cabeças do potente músculo biarticular gastrocnêmio (GM) e sóleo, estão localizados sob o GM, como observado na Figura 7.

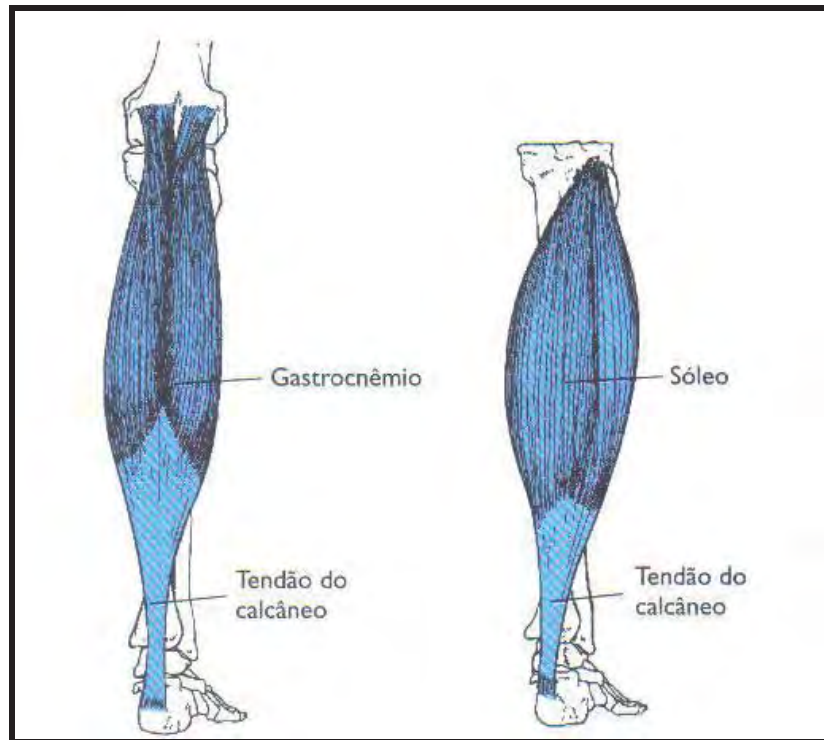


FIGURA 7 – Principais músculos flexores plantares do tornozelo
 Fonte: Hall, 2009

Hall (2009) ressalta, outros músculos (tibial posterior, fibular longo, fibular curto, plantar, flexor longo do hálux e flexor longo dos dedos) auxiliam a flexão plantar do tornozelo (Figura 8).

Por meio da EMG é possível identificar a ação muscular envolvida durante a caminhada. No toque do calcanhar, a musculatura pré-tibial aciona-se excêntrica para reduzir a descida da parte dianteira do pé e prevenir uma pancada do pé. No meio da fase de suporte, a musculatura fibular se contrai para reduzir a velocidade do movimento dianteiro corporal sobre o pé e prevenir um passo baixo.

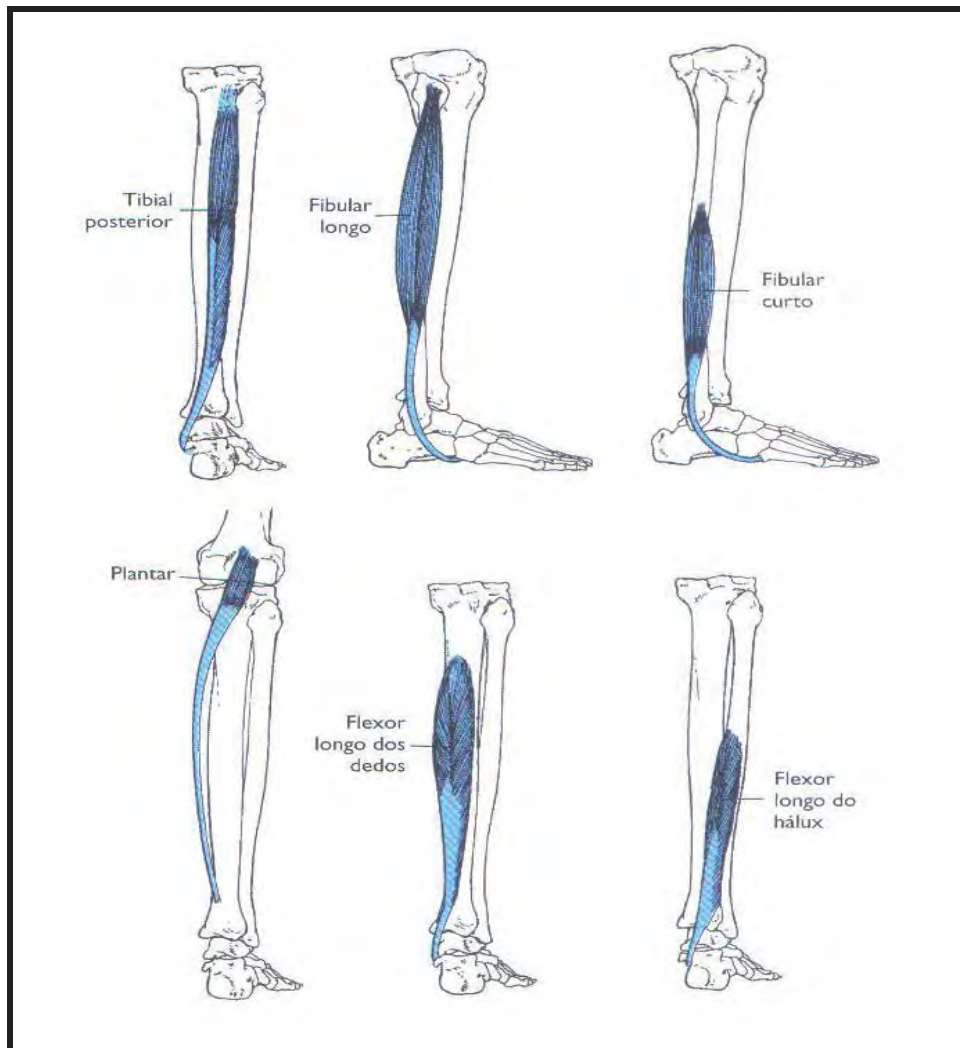


FIGURA 8 – Músculos que auxiliam na flexão plantar do tornozelo
 Fonte: Hall, 2009

Para Alvitram Nordin e Frankel (2003), os músculos intrínsecos também se contraem durante o meio da fase de suporte até o momento dos dedos-fora para ajudar na rigidez do pé. O momento dedos-fora é principalmente em evento passivo. A musculatura pré-tibial novamente se contrai durante a fase de balanço para assegurar que o pé livra o solo durante a passagem pela fase de balanço (Figura 9).

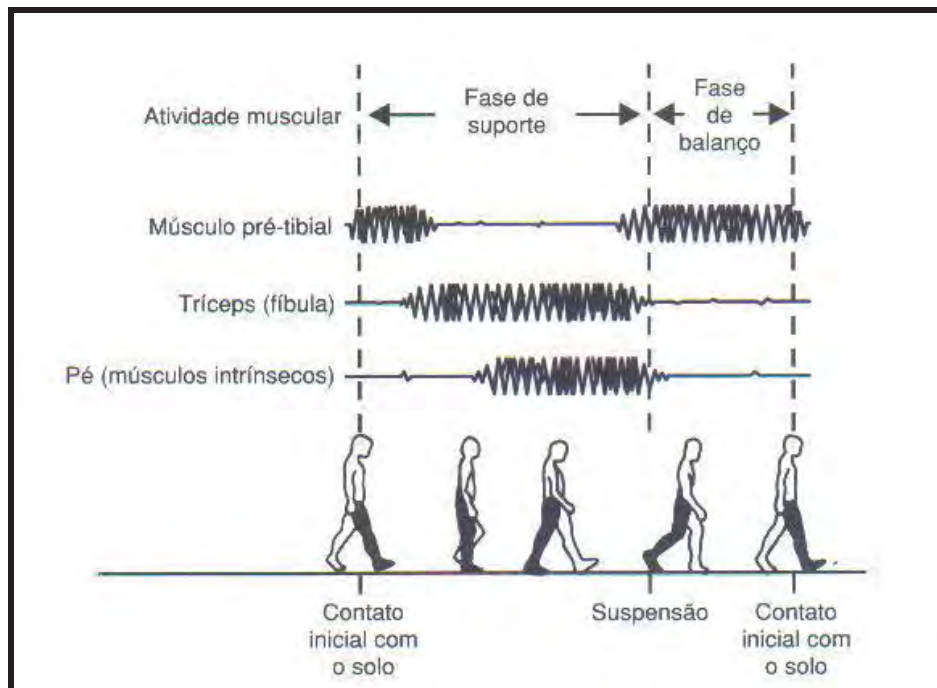


FIGURA 9 – Fase esquemática da atividade dos músculos da perna e do pé durante a caminhada normal

Fonte: Nordin e Frankel, 2003

2.2 Marcha Humana: Conceituação e Aspectos Relevantes

A locomoção, uma característica dos animais, é considerada como o processo pelo qual o ser se desloca de uma posição geográfica para outra. A humana é designada como marcha, a qual se ocorre pela postura bípede. Ela promove a transferência do corpo de modo suave através do espaço (SUTHERLAND, 2001).

2.2.1 Fundamentos da Marcha Humana

A marcha humana é definida, por Katoulis *et al.* (1997), como resultado de uma complexa interação neural, muscular e esquelética, comandada pelo sistema nervoso central que, na concepção de Sacco (2001), é decorrente de comportamentos motores, compostos por movimentos integrados do corpo humano, cíclicos, que permite estabelecer critérios objetivos para a distinção entre estrutura de movimentos normais e anormais.

Envolve sequências alternadas nas quais o corpo é apoiado primeiro por um membro, que está em contato com o solo, e depois pelo outro. Em variação ao seu comportamento de velocidade, a marcha compreende dois aspectos, a caminhada e a corrida, cuja diferença está na percentagem, em cada ciclo, em que o corpo é apoiado pelo contato do pé com o solo (ENOKA, 2000).

Durante a caminhada, o autor explica, um dos pés está sempre em contato com o solo, e por um breve espaço de tempo, em cada ciclo, ambos os pés estão sobre o solo. A caminhada, portanto, pode ser caracterizada como uma sequência alternada de apoio simples e duplo.

Por se tratar de um ciclo repetitivo, a análise de apenas um período – único ciclo – permite a observação de todo evento. Cada perna experimenta uma sequência e ausência de apoio. O período de apoio é chamado por Perry (1992) de Fase de Apoio³ que corresponde a aproximadamente 60% do ciclo e o período de falta de apoio é chamado de Balanceio ou Fase de Balanço que corresponde aos 40% restantes do ciclo.

Esses intervalos são separados por dois eventos, o instante em que o pé faz contato com o solo e o instante em que o pé deixa o solo – retirada do pé. Normalmente, os ciclos da marcha são definidos em relação a esses dois eventos (ENOKA, 2000).

Esclarece Winter (1983), cada pessoa tem uma particularidade para andar, haja vista se trata de uma ação aprendida. Porém, há similaridades na maneira como o ser humano desenvolve seu andar, características essas que são facilmente identificáveis. Dessa forma, ao analisar a marcha humana é preciso considerar as particularidades individuais e as semelhanças fundamentadas na biomecânica da marcha.

Aparentemente, o ato de andar parece simples, entretanto, tratando-se da marcha humana, se deve ponderar um ato complexo e instável, uma vez que a posição ereta bípede exige o equilíbrio do centro de massa sobre a base de suporte. Mediante a

³ A **Fase de Apoio** é chamada em outras obras por **Fase de Contato**. Contudo, nesta pesquisa optou-se pela denominação de **Fase de Apoio** disseminada pela autora Jaquelin Perry em sua conceituada obra *Análise da Marcha*. 3v. São Paulo: Manole, 2005.

locomoção, o deslocamento do centro de massa do corpo para fora da base de suporte ocorre em cerca de 80% do ciclo de passada (FRANK; PATLA, 2003).

2.2.2 Ciclo da Marcha Humana

O ciclo da marcha é entendido, por Harris e Wertsch (1994), como a sequência de posições e orientações assumidas pelos segmentos corporais que ocorrem entre o primeiro contato de um pé com o solo até este mesmo quando o pé tocar o solo novamente – conceito de passada. Já um passo, é o período entre o toque de calcâneo de um pé e o próximo toque de calcâneo do outro pé – uma passada contém dois passos (Figura 10).

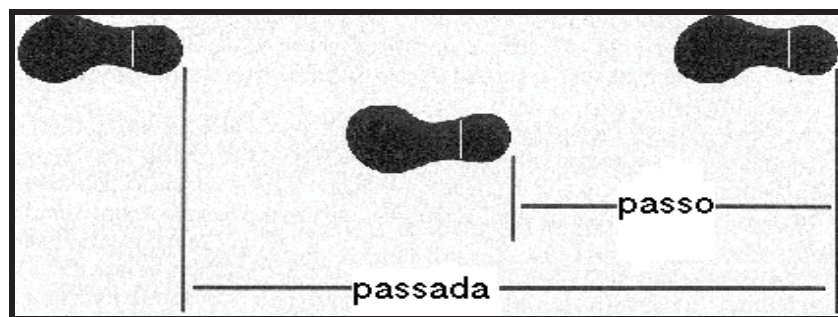


FIGURA 10 – Definição de passo e passada
Fonte Perry, 2005

Calçando-se em Perry (2005b), o início da marcha pode ser identificado pelo **choque do calcanhar ou do calcâneo** (*heel strike*) pela própria facilidade de identificação, porém, é importante saber que, por se tratar de um ciclo repetitivo, qualquer evento pode ter essa função.

A velocidade da marcha depende de duas variáveis envolvendo a passada, seu comprimento e sua frequência (VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1999). Se o comprimento da passada permanece constante, na medida em que o tempo da passada diminui, a sua frequência aumenta, assim como sua velocidade. Se a frequência da passada permanece constante, a velocidade aumenta a medida que o comprimento da passada aumenta. Em certos limites, um determinado número de combinações entre frequência e comprimento da passada produzirá a velocidade desejada (ENOKA, 2000).

Assim, Vaughan, Davis e O'Connor (1999) classificam a marcha conforme sua velocidade desenvolvida, tendo em média 1,5 m/s para caminhada; 3,0 m/s para marcha atlética; 5,0 m/s para corrida e 9,0 m/s para corrida de velocidade. Ressalta-se que, neste estudo, estas variáveis não foram analisadas (comprimento e frequência da passada).

Como constatado por Imnan, Ralsron e Tood (1993), em cada passo, o corpo acelera e desacelera levemente, levanta e abaixa alguns centímetros e ondula levemente de um lado para o outro. Em consonância com os princípios teóricos de Perry (1992), durante a passada há três ações funcionais que merecem destaque, como exposto no Quadro 2.

AÇÕES	FUNÇÕES
Aceitação do Peso	Transferência do peso corporal sobre um membro
Apoio sobre um único membro	Quando o membro contralateral perde o contato com o solo
Avanço do membro em balanço	Ao avanço do membro à frente, oscila no mesmo sentido.

QUADRO 2 – Ações funcionais durante a passada
Fonte: Adaptado de Perry, 1992

A autora divide o Ciclo de Marcha ou Passada, basicamente, em dois períodos ou fases: Apoio (*stance phase*) e Balanço (*swing phase*).

A Fase de Apoio é caracterizada pela presença do contato do pé com o solo, tendo início no primeiro contato do pé com o solo e o fim com a retirada do mesmo pé do solo. Enquanto, a Fase de Balanço se inicia com a retirada do pé do solo e termina com o final do ciclo da marcha (VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1999), como ressaltado na Figura 11.

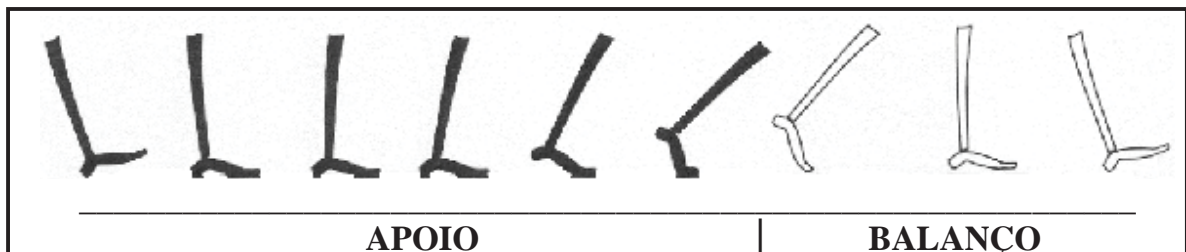


FIGURA 11 – Representação do ciclo da marcha: períodos de apoio e balanço
Fonte: Perry, 2005

Os períodos supramencionados são deliberados, por Rose e Gamble (1998), a partir de fases observadas durante o ciclo da marcha, das quais cinco ocorrem durante a Fase de Apoio e três ocorrem durante a Fase de Balanço (Figura 12).

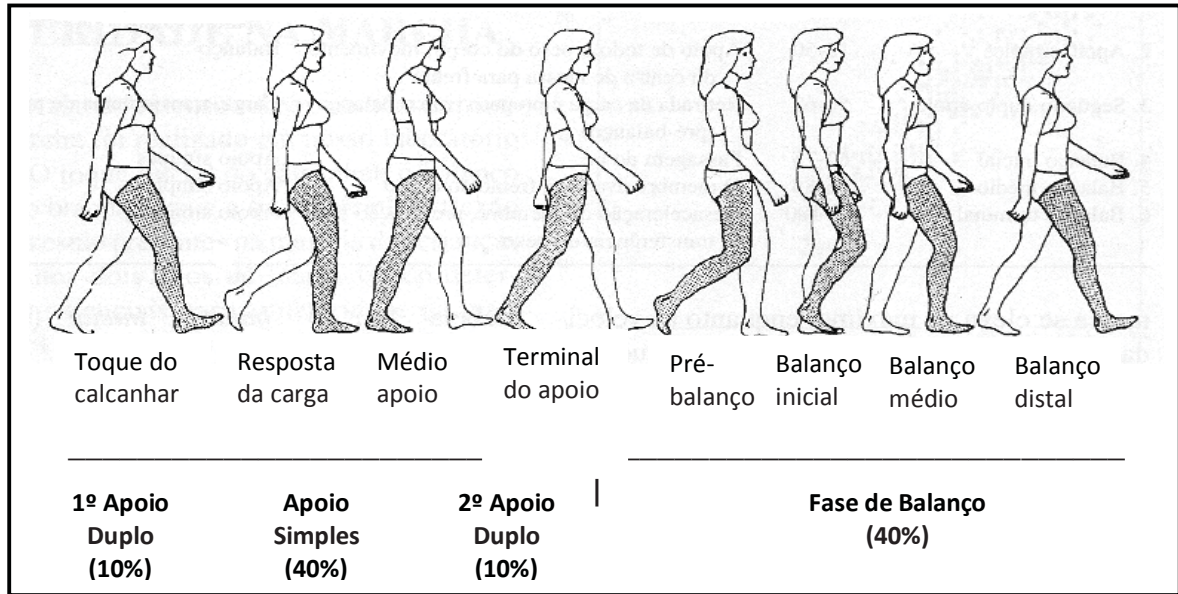


FIGURA 12 – Representação das fases da marcha fisiológica
Fonte: Rose e Gamble, 1998

De acordo com os ensinamentos de Perry (1992), as oito fases da marcha têm objetivo funcional. A Fase de Apoio envolve cinco etapas (Quadro 3), enquanto, para a autora, a Fase de Balanço é composta por três passos (Quadro 4).

ETAPAS	%	FUNÇÕES
Toque do Calcanhar	0 a 2	Início da marcha, quando acontece o contato do calcanhar no solo. O membro de referência apresenta flexão de quadril a cerca de 30°, joelho em extensão máxima e tornozelo em posição neutra
Resposta da Carga	2 a 10	Aumento da quantidade de carga no membro inferior de referência. Quadril em posição neutra, joelho em flexão de 15° e tornozelo em flexão plantar de 15°.
Médio Apoio	10 a 30	Descarga de todo o peso do corpo sobre o membro de referência. O membro contralateral está em balanço. O quadril e o joelho se encontram em posição neutra e o tornozelo em flexão dorsal de 10°.
Terminal do Apoio	30 a 50	Deslocamento do peso corporal para o antepé, sem a retirada do calcâneo do chão. O membro contralateral está na fase de toque do calcanhar. A articulação do quadril está em aproximadamente a 30° de extensão, joelho em extensão máxima e tornozelo em dorsiflexão de 10°.
Pré-balanço	50 a 60	Retirada do calcâneo do solo com o peso do corpo transferido para o antepé. O membro contralateral está na fase de resposta de carga. O quadril se estende até 10°, joelho em flexão a cerca de 35° e o tornozelo em flexão plantar de 20°.

QUADRO 3 – Etapas da Fase de Apoio

Fonte: Adaptado de Perry, 1992

ETAPAS	%	FUNÇÕES
Inicial	60 a 73	Início da anteriorização do membro inferior de referência em relação ao corpo. A articulação do quadril se flete a aproximadamente a 20°, a do joelho a 60° e a do tornozelo em flexão plantar de 20°.
Média	73 a 87	Passagem do membro de referência para diante do corpo. Quadril em flexão a cerca de 30°, joelho em flexão de 30° e o tornozelo chega à posição neutra.
Final	87 a 100	Chegada do membro inferior de referência ao final da fase de balanço terminando o ciclo total da marcha. A articulação do quadril se apresenta em flexão de aproximadamente 30° e as articulações do joelho e tornozelo estão em posição neutra.

QUADRO 4 – Etapas da Fase de Balanço

Fonte: Adaptado de Perry, 1992

As medidas citadas referem-se a passadas fisiológicas, representando a capacidade em desenvolver a marcha de pessoas que não apresentam transtornos musculoesqueléticos (neurológicos, reumatológicos e traumato-ortopédicos). Normalmente, essa marcha ocorre em uma velocidade confortável - como avaliado neste estudo - e denominado como velocidade confortável autoselecionada.

Tais características são consideradas eventos temporais da marcha, o que justifica a frequência e a necessidade de se estudar medidas relacionadas a velocidade, duração

do período de apoio e balanço, assim como a cadência, quando se pretende avaliar a marcha.

Winter (1990) entende por cadência o número de passos ou passadas realizadas em um determinado intervalo de tempo, apresentada, normalmente, como passos/minuto ou passadas/minuto. A cadência livre ou natural da marcha é aquela que o indivíduo atinge quando for instruído a andar o mais naturalmente possível. Advertem Andriacchi, Ogle e Galante (1977), é importante notar que na medida em que a velocidade do andar aumenta, a duração do período do apoio diminui e a do período do balanço aumenta.

Existem também estudos relacionados com as medidas de distância, como de Winter (1990), envolvendo o comprimento de passo e passada – comprimento da passada compreende a distância horizontal percorrida. Assinala Perry (1992) que para adultos normais, essa distância é em média 1,41 metros. Porém, Vaughan, Brooking e Obree (1996) evidenciam que a análise da marcha não se resume somente em descrever essas variáveis temporais e espaciais. É indispensável considerar aspectos antropométricos, cinemáticos, cinéticos ou eletromiográficos.

2.2.3 Marcha em aclave e declive

O padrão locomotor humano tem se mostrado altamente adaptável a diferentes ambientes, tais como escada (ANDRIACCHI *et al.*, 1980 *apud* LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002), mudanças de velocidades (NILSSON; THORSTENSSON; HALBERTSMA, 1985 *apud* LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002) e inclinações em aclave e declive (LEROUX; FUNG; BARBEAU, 1999 *apud* LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002).

A adaptação da marcha em superfícies inclinadas é possível por mudanças nos padrões de movimentos dos MMII e por modificações no nível de ativação dos músculos flexores e extensores (MC INTOSH *et al.*, 2006). Em inclinações íngremes superiores a 9°, há diminuição significativa na velocidade da marcha, assim como uma

diminuição do comprimento do passo durante a descida e diminuição da cadencia durante a subida da rampa (PRENTICE *et al.*, 2004).

Leroux, Fung e Barbeau (2002) comprovam evidências, de quanto mais acentuada a inclinação para o aclave, maior é a inclinação anterior do tronco e da pelve, acentuando a flexão do quadril, assim como o contrário para o declive. É um processo de adaptação necessário, para mover o centro de massa para frente e para trás, conforme desenvolve a marcha ascendente ou descendente, respectivamente, a fim de neutralizar o efeito da gravidade.

As articulações do joelho e tornozelo também merecem destaque, pois durante a Fase de Apoio e Fase de Balanço no aclave, apresentam expressivo aumento angular (LAY; HASS; GREGOR, 2005; MC INTOSH *et al.*, 2006; PRENTICE *et al.*, 2004), diretamente proporcional ao gradiente de inclinação (LAY *et al.*, 2006; LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002).

Complementam Lay *et al.* (2006), as três articulações dos membros inferiores sofrem maior grau de flexão durante o aclave no contato inicial do calcâneo com o solo. Há um padrão mais extensor durante o médio apoio, quando comparado a marcha em solo plano. Esta angulação articular é diretamente proporcional ao gradiente de inclinação.

Os autores explicam que durante o aclave a força propulsora da componente ântero-posterior (AP) aumenta, gerando aumento do pico correspondente ao final da Fase de Apoio e a Força Resultante (FR) é geralmente semelhante a da marcha em solo. Há maior demanda muscular dos extensores do quadril, enquanto que os extensores do joelho são os mais solicitados no declive.

Enquanto, no declive há um aumento da flexão do joelho, durante fase de resposta à carga, para adiantar a Fase de Balanço, o que facilita o contato inicial do membro contralateral, reduzindo a força de impacto. Além disso, a flexão do joelho auxilia o deslocamento do corpo à frente do pé de apoio (LAY; HASS; GREGOR, 2005; LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002; MC INTOSH *et al.*, 2006).

Na Fase de Balanço, o quadril apresenta reduzida flexão. Comportamento que se repete no início do ciclo da marcha. A dorsiflexão se eleva, resultando na diminuição

do comprimento do passo, facilitando a acomodação do posicionamento final do pé (LAY; HASS; GREGOR, 2005; LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002; MC INTOSH *et al.*, 2006).

A Força de Reação do Solo apresenta um comportamento peculiar durante a marcha em declive, havendo maior magnitude do primeiro pico do que na marcha em plano. Há maior absorção do choque do calcâneo no início da Fase do Apoio e menor valor no segundo pico, correspondente ao final da Fase de Apoio em relação à marcha horizontal (LAY *et al.*, 2006).

As mudanças na atividade muscular ocorrem durante a marcha em superfícies com inclinação maior que 6° (LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002), as quais podem estar relacionadas com mudanças específicas nas demandas posturais e do movimento (PRENTICE *et al.*, 2004). Mudanças essas que envolvem a modificação no nível de ativação dos flexores e extensores, por exemplo, os músculos do tornozelo (GM e sóleo na marcha no aclave e TA no declive).

2.3 Análise da Marcha

2.3.1 Breve histórico

Ao longo da história da humanidade, as pessoas têm demonstrado importante interesse em estudos focados na melhor compreensão da locomoção humana. A origem do estudo científico da análise da marcha ocorreu na Europa, no século XVII, e se mantém até a atualidade, destacando-se descobertas de cientistas como Borelli, Galvani, Newton, Descartes, Marey, Carlet, irmãos Weber, Scherb, Duchenne, Muybridge, Braune e Fischer, os quais forneceram alicerce para futuras pesquisas e compreensão quanto ao de andar do ser humano (SUTHERLAND, 2001).

Na Grécia e em Roma antigas, pinturas e esculturas demonstravam que artistas da época já possuíam determinada compreensão e interesse quanto à forma de alinhamento dos membros durante diferentes atividades. Tal entendimento foi aprimorado na época do Renascimento pela dissecação dos cadáveres humanos, e por

tentativas de compreender os estudos rudimentares da biomecânica, particularmente, por notáveis estudiosos da época, como Leonardo da Vinci, Galileu, Newton e, especialmente, Borelli (WHITTLE, 1996b).

No início do século XIX, na Alemanha, destacaram-se os primeiros experimentos biomecânicos utilizando-se da cinemática na marcha, realizados pelos irmãos Weber (STEINDLER, 1953 *apud* WHITTLE, 1996b). Desde então, os avanços em quatro diferentes áreas da ciência tem contribuído para o desenvolvimento dessas análises: cinemática, cinética, EMG e matemática.

Estudos realizados por meio de múltiplas fotografias conseguiram pela primeira vez registrar com sucesso o movimento humano (WHITTLE, 1996b). No entanto, a primeira investigação científica sobre a cinemática (estudo do movimento) da marcha foi realizada entre 1940 e 1950, na Califórnia (INMAN; RALSTON; TOOD, 1993).

Ao final dos anos de 1970 e início de 1980, acompanharam-se o desenvolvimento de sistemas de medição baseados em câmeras ligadas diretamente em computadores, melhorando e atualizando todo o processo (WHITTLE, 1982). Esses sistemas foram desenvolvidos e aprimorados em vários países como Canadá, Itália, Holanda, Escócia, Suécia e Estados Unidos da América (EUA). Vários desses equipamentos, na atualidade, encontram-se disponíveis comercialmente.

Medidas cinéticas compreendem a análise das forças de reação do solo, por um instrumento chamado de Plataforma de Força. Amar, em 1920 e Elftman, em 1938, preconizaram essas formas de avaliação, puramente unidimensional. Somente, em meados de 1970, que aconteceu o marco pela evolução das análises tridimensionais (WHITTLE, 1996b).

No início do século XX, se definiu o padrão da sequência da ação muscular dos MMII, começando com métodos palpatórios dos membros de indivíduos em esteiras rolantes e, *a posteriori*, pela EMG. Esta avaliação da atividade elétrica muscular foi desenvolvida durante a primeira metade do século XX. O grande estudo precursor, utilizando da EMG para análise da marcha, ocorreu entre 1940 e 1950, na Califórnia (EUA), de acordo com Saad, Batistela e Masiero (1996).

Braune e Fischer, 1889 e 1906, respectivamente, estudiosos alemães, preconizaram o estudo da marcha em três dimensões, por uma análise matemática da marcha. A rotina da aplicação da análise da marcha na clínica teve de esperar até sistemas adequados serem disponíveis no mercado. Por volta de 1970, quatro cirurgiões ortopédicos se destacaram ao preconizarem a análise da marcha em seus pacientes: Jaquelin Perry, David Sutherland e Jim Gage nos EUA, e Gordon e Rose, na Inglaterra (WHITTLE, 1996). Em 1918, Jaquelin Perry marca a história por ser pioneira em estudos clínicos eletromiográficos observacionais da análise da marcha (BAKER, 2007).

No Brasil, considerando-se que ainda é incompleta a assistência primária em saúde, pode-se entender porque há tão poucos serviços e profissionais de saúde que se dedique ao estudo da marcha humana. Além do alto custo para a montagem de um laboratório completo, requer treinamento da equipe e manutenção dos equipamentos – custo que está fora do orçamento da maioria das instituições de ensino e de prestação de serviços em saúde.

O Hospital Saara Kubitscheck, em Brasília, foi o pioneiro nesta área. Durante muitos anos foi a única referência nacional em análise de marcha. Atualmente, esta realidade felizmente mudou. Podem-se encontrar outros centros bastante envolvidos neste setor, principalmente, envolvendo o Estado de São Paulo (SAAD; BATISTELA; MASIERO, 1996).

A seguir, a descrição de alguns métodos para analisar a marcha.

2.3.2 Sistemas de Análise da Marcha

Entre todos os sistemas de medições existem várias opções de técnicas. Todavia, admite Perry (2005a), uma vez que não existe um sistema ótimo, as escolhas são baseadas nas necessidades, no domínio e nas disponibilidades financeiras. De qualquer maneira, a análise deve envolver três momentos: organização de informações do indivíduo; aquisição dos dados; e interpretação dos dados.

Para analisar a marcha humana, entre todas as formas existentes, Nordin e Frankel (2003) destacam três, que focalizam eventos específicos ao andar: análise do movimento articular (cinemetria), os registros da força de reação do solo (FRS) por meio da plataforma de força e a pressão plantar pela palmilha sensorizada e a função muscular por meio da EMG dinâmica.

2.4 Cinemática Angular

Medições cinemáticas tridimensionais são amplamente utilizadas em serviços de análises clínicas da marcha e investigações clínicas (MORAIS FILHO; REIS; KAWAMURA, 2010). A análise do movimento articular ou a cinemática angular está em avaliar o movimento dos segmentos do corpo, cujas imagens são capturadas por câmeras de vídeo (AMADIO; BARBANTI, 2000).

Nesse método é utilizado a eletrogoniometria, acelerometria e técnicas opticoeletrônicas. Elencam Nordin e Frankel (2003), os eletrogoniômetros são fixados diretamente nos segmentos do corpo em ambos os lados das juntas de interesse para a medição direta do deslocamento angular; os acelerômetros são utilizados para a mensuração direta da aceleração do segmento a partir do qual as velocidades e os deslocamentos do segmento são derivados; e as técnicas opticoeletrônicas envolvem a utilização de câmeras de vídeo para capturar imagens da caminhada de um indivíduo.

Esboçam Loss, Gaya e Vaz (1999), normalmente, é utilizado um sistema composto por várias câmeras de vídeo, em que cada uma delas é apoiada em um tripé ou fixa de forma suspensa, devendo à sincronia com um *software* para a obtenção dos registros de imagem.

A pesquisa por meio dessas imagens permite maior flexibilidade na seleção dos movimentos a serem estudados, favorecendo a análise biomecânica (AMADIO, 1996), além de facilitar a observação dos detalhes dos passos, reduzir o número de caminhadas que o paciente precisa realizar (WHITTLE, 1991).

Em geral, explana Whittle (1991) é realizada a filmagem dos lados direito e esquerdo do paciente, e também anterior e posterior. Por este meio, propõe Whittle

(1996b), a avaliação da cadência (passos/minuto), o comprimento do passo (metro) e a velocidade (metros/segundo).

Este estudioso, em seu laboratório de marcha na Universidade de Nova Iorque (EUA), costumava utilizar um sistema composto por cinco câmeras ligadas a televisores e computadores, além de duas plataformas de força e um eletromiógrafo de oito canais (acoplado no paciente durante sua marcha). Para este tipo de avaliação, o paciente deve estar com os membros expostos, com marcadores reflexivos fixados em pontos anatômicos específicos, previamente determinados, visando retratar uma análise tridimensional.

Após o término da coleta de dados, as imagens devem ser reproduzidas pelo computador e realizar a calibração dos dados tridimensionalmente, tornando possível conhecer a posição de cada membro no espaço, e calcular o ângulo de cada grande articulação (em três dimensões). Dessa forma, conhecer as mudanças ocorridas durante o ciclo da marcha (WHITTLE, 1996b).

O deslocamento do corpo pelo espaço é descrito, por Inman, Ralston e Todd (1993), como um movimento de translação, decorrente de deslocamentos angulares dos segmentos do corpo ao redor das articulações; os quais podem ser usados como um conjunto de parâmetros para a descrição da passada no andar. Cita Perry (1992), comumente, são avaliados os movimentos realizados pelos quadris, joelhos e tornozelos.

Há um padrão típico dos ângulos articulares, verificados em adultos normais numa marcha em solo plano. Nesse contexto, medeia Barela (2005), esses valores podem sofrer variações entre indivíduos e em diferentes condições de análises.

Em conformidade com os ideários de Perry (2005a), em padronização, o tornozelo inicia o ciclo da marcha em posição neutra e, em seguida, estende aproximadamente 7° , e então, realiza cerca de 10° de flexão e novamente extensão perto de 20° . Passando para a Fase de Balanço, essa articulação realiza o movimento de flexão até a posição neutra (Figura 13).

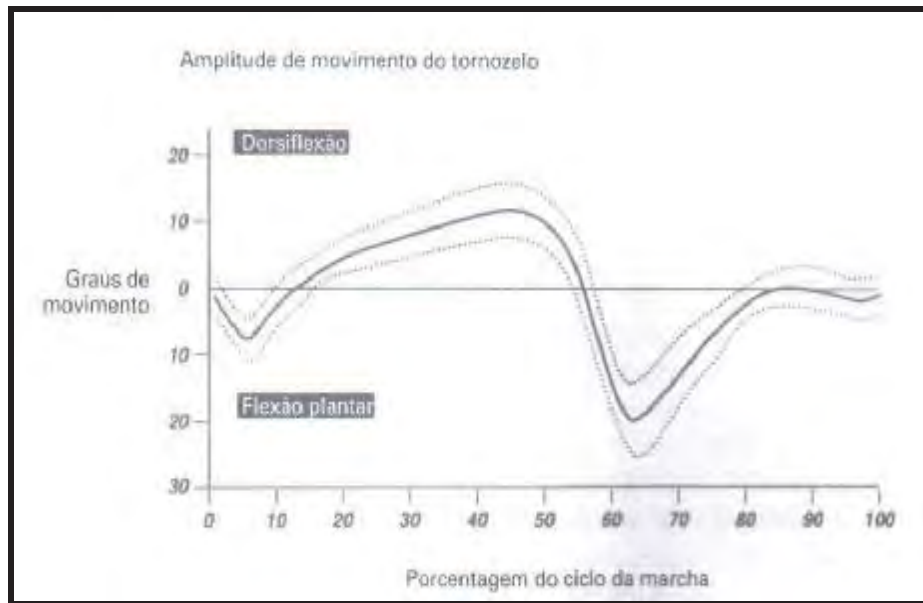


FIGURA 13 – Valores médios do ângulo do tornozelo no plano sagital durante um ciclo de marcha de um adulto em velocidade autoselecionada
Fonte: Perry, 2005a

Assegura a autora, o joelho realiza movimentos alternados de flexão e extensão durante toda a marcha. Inicialmente, o joelho se encontra flexionado aproximadamente 5°, uma vez que a flexão máxima ocorre na Fase de Balanço, em cerca de 65°, como salientado na Figura 14.

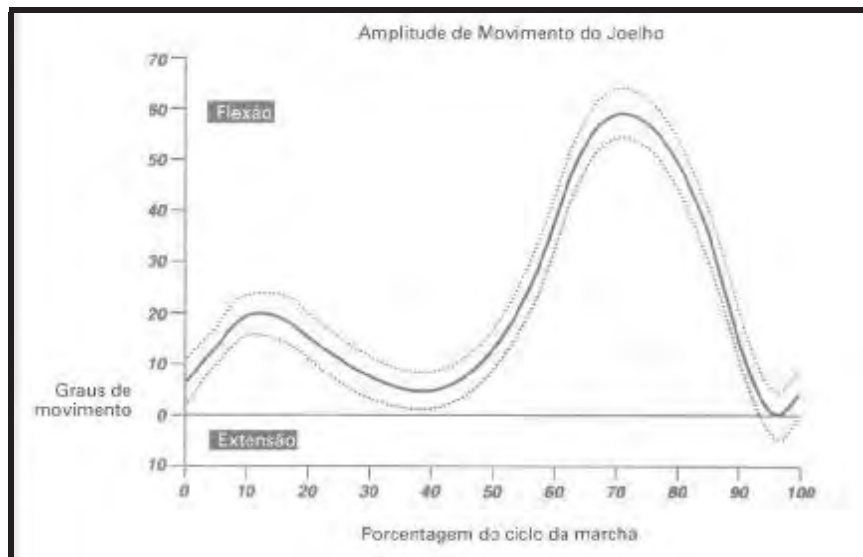


FIGURA 14 – Valores médios do ângulo do joelho no plano sagital durante um ciclo de marcha de um adulto em velocidade autoselecionada
Fonte: Perry, 2005a

O quadril inicia o ciclo da marcha flexionado perto de 30°, durante a Fase de Apoio está em extensão (50% do ciclo) e após realiza o movimento de flexão até o final do ciclo (PERRY, 2005), como apontado na Figura 15.

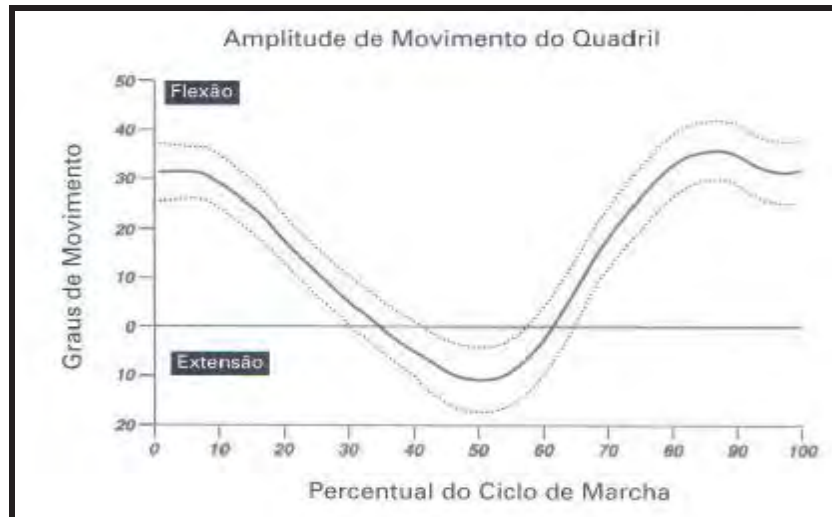


FIGURA 15 Valores médios do ângulo do quadril no plano sagital durante um ciclo de marcha de um adulto em velocidade auto-selecionada
Fonte: Perry, 2005

Vislumbra Whittle (1996), na prática não é possível distinguir movimentos ocorridos entre as diferentes partes dos pés, por ser visto como um complexo articular composto pelas articulações talocrural, subtalar e médio-társica.

Assinalam Costa *et al.* (1995), o uso da imagem para a análise do movimento humano tem se desenvolvido rapidamente e são comercializados sistemas ópticos com avaliação automática das coordenadas espaciais dos segmentos corporais. Na contemporaneidade, alguns laboratórios também medem os movimentos do tronco, cabeça e braços, além das articulações citadas anteriormente.

2.5 Força de Reação do Solo e Pressão Plantar

O estudo da distribuição das forças plantares pode revelar valiosas informações a respeito dos pés e da maneira com que o indivíduo caminha (HARRISON; FOLLAND, 1997). A força de reação do solo é uma das variáveis cinéticas mais pesquisadas, envolvidas na marcha (WHITTLE, 1996 a), a qual é verificada com o auxílio de uma ou mais plataformas de forças, normalmente acopladas sob a passarela

por onde o indivíduo realiza a marcha. Essa técnica envolve o registro das informações na *interface* pé-chão durante a Fase de Apoio da marcha (NORDIN; FRANKEL, 2003).

Nordin e Frankel (2003) verificaram que as plataformas de força mensuram a força de reação do solo resultante, abaixo do pé, e a localização de seu ponto de aplicação no plano da superfície de apoio. Muitos pesquisadores, como Whittle (1996b), entendem como positiva quando essa força sucede em sentido vertical para cima e para frente, porém não há um acordo geral na literatura a esse respeito.

Argumenta Perry (2005b), há um padrão esperado, para a marcha normal, para uma velocidade habitual (82 m/min). Sustentam Larish, Martin e Mungiole (1988), quanto ao comportamento da FRS que, durante o período de apoio, se apresenta maior que as demais forças. Nesse período, Perry (2005) é circunspecta acerca de a velocidade ser caracterizada por apresentar dois picos, que correspondem a 110% do peso corporal e um vale que compreende a 80% do peso corporal (PERRY, 2005a), como enfatizado na Figura 16.

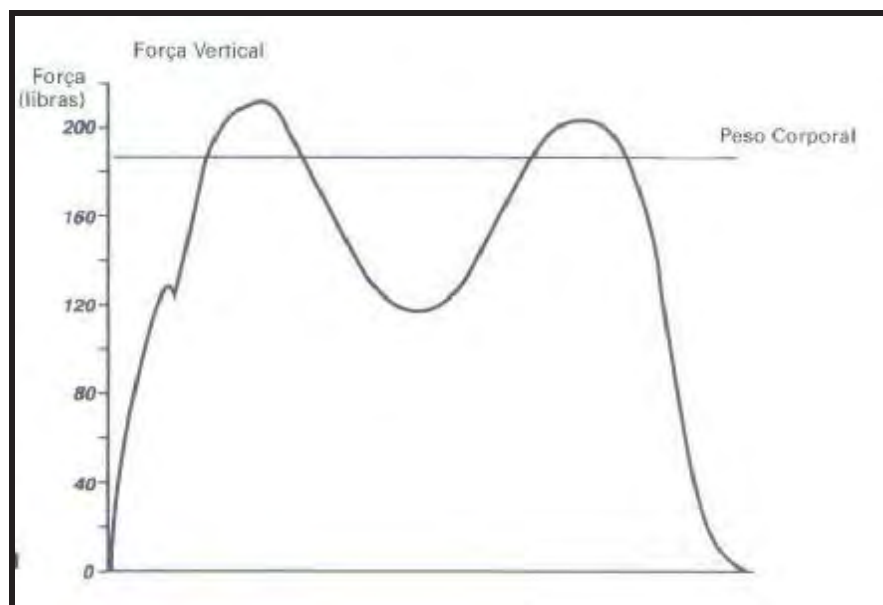


FIGURA 16 – Padrão normal da força de reação do solo durante o apoio
Fonte: Perry, 2005a

O primeiro pico é observado quando a perna está recebendo o peso corporal (primeira metade do período de apoio). Nesse momento, o centro de gravidade (CG)

do corpo cai rapidamente. O segundo pico ocorre quando realiza o impulso contra o solo para realizar o próximo passo (final do período de apoio), baixando outra vez o CG, já que o peso corporal cai *a priori* sobre o rolamento do antepé no apoio terminal. E o vale ocorre quando o pé se encontra na posição plana em relação ao solo, formado pela elevação do centro de gravidade, enquanto o corpo rola sobre o pé estacionário (HAMILL; KNUTZEN, 1999; LARISH; MARTIN; MUNGIOLE, 1988).

Perry (2005b) revela que estas ações podem ser explicadas matematicamente por meio de equações:

$$F - p = M \cdot a$$

$$p = M \cdot g$$

Em que:

F é o componente vertical da força de reação do solo;

p é o peso do corpo;

M é a massa do indivíduo;

g é a constante gravitacional e

a é a aceleração vertical.

A combinação destas duas equações resulta em:

$$F = M \cdot (g + a).$$

Como M e g são constantes, a força sobre a plataforma de força varia com a mudança da aceleração vertical. Dessa forma, quando $a = 0$, a força é o peso do corpo. Se $a > 0$, a força também sobe; se $a < 0$, a força cai abaixo do peso corporal. Então, se entende que os valores das forças verticais mudam conforme varia a velocidade da marcha (MANN; HAGY, 1980).

Quanto à interferência da velocidade, o diagrama da borboleta mostra a força de reação do solo durante um ciclo de marcha normal (PERRY, 1992), conforme ilustrado na Figura 17.

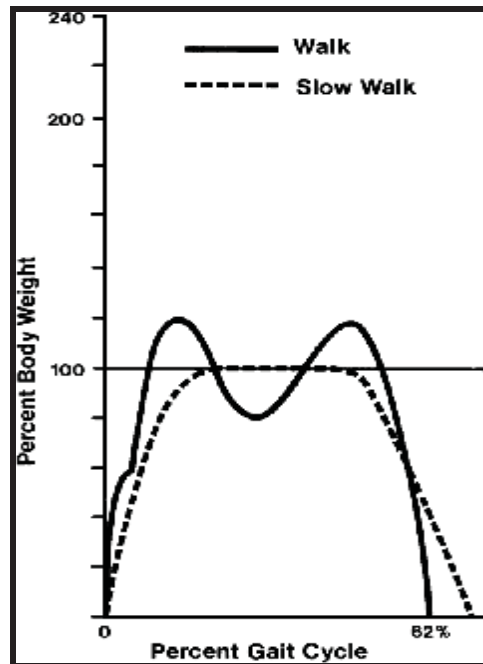


FIGURA 17 – Características do padrão da força vertical de reação do solo durante um ciclo de marcha em um processo lento e em velocidade normal (adaptado por Perry, 1992)

Fonte: Drerup, Szczepaniak e Wetz, 2008

Antes mesmo do século XIX, já se realizaram estudos envolvendo distribuição de pressão plantar (SACCO; AMADIO, 1995). Para este tipo de análise são necessários sensores de pressões individuais que podem ser fixados às plantas dos pés ou por meio de uma palmilha segmentada fixada no calçado, fazendo com que a sustentação de peso sobre os finos discos instrumentados gere uma deformação suficiente para modificar a leitura da pressão (SOAMES, 1985).

Atestam Nordin e Frankel (2003), essas palmilhas de pressão são, frequentemente, combinadas com os métodos de cinemática angular para o cálculo das variáveis cinéticas, como momentos da articulação.

Os sensores do pé comercialmente disponíveis são palmilhas instrumentadas ou um conjunto de sensores individuais. Muitos laboratórios também fabricam seus próprios sensores do pé. Esses sistemas, em geral, incluem apenas um ou dois sensores (calcâneo com ou sem região dos dedos), com a proposta de diferenciação da Fase de Apoio e Fase de Balanço ou somente a duração do ciclo de marcha (PERRY, 2005).

Nos aforismos de Hennig (2003), a tecnologia atual se baseia nos princípios capacitivos, piezoelétricos e resistivos para os dispositivos de distribuição de pressão. De qualquer forma, suscita Teodoro (2011) que, todos os métodos são baseados nos efeitos das mudanças nas propriedades elétricas dos sensores, causadas pela deformação mecânica desse material.

2.6 Eletromiografia

A EMG consiste em um sistema de averiguação do sinal elétrico que emana do músculo, cujo objetivo é analisar a atividade elétrica muscular (BASMAJIAN; De LUCA, 1985). Técnica de monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis, representando a medida dos potenciais de ação do sarcolema, como efeito de voltagem em função do tempo (ENOKA, 2000).

Os sinais elétricos que acompanham a estimulação química das fibras musculares se propagam através dos músculos e tecidos moles subjacentes. Dessa forma, um sistema de EMG de superfície torna-se eficaz para obtenção dos sinais mioelétricos, podendo ser registrados e analisados para determinar duração e intensidade do esforço muscular (BASMAJIAN; De LUCA, 1985).

Na análise da marcha utiliza-se da captação de sinais na superfície do músculo e intramuscular, tipicamente, combinada com a análise do passo ou com a cinemática angular para proporcionar informações a respeito dos padrões de ativação muscular (NORDIN; FRANKEL, 2003).

2.6.1 Eletromiografia e a Unidade Motora

A UM é o conjunto composto por um único neurônio motor e as fibras musculares por ele inervadas (Figura 18). O tamanho da UM varia conforme o músculo, sendo maior em músculos responsáveis por movimentos potentes e grosseiros – cerca de duzentas fibras por neurônio, e mínima em músculos que executam movimentos finos e altamente regulados – oito fibras por neurônio.

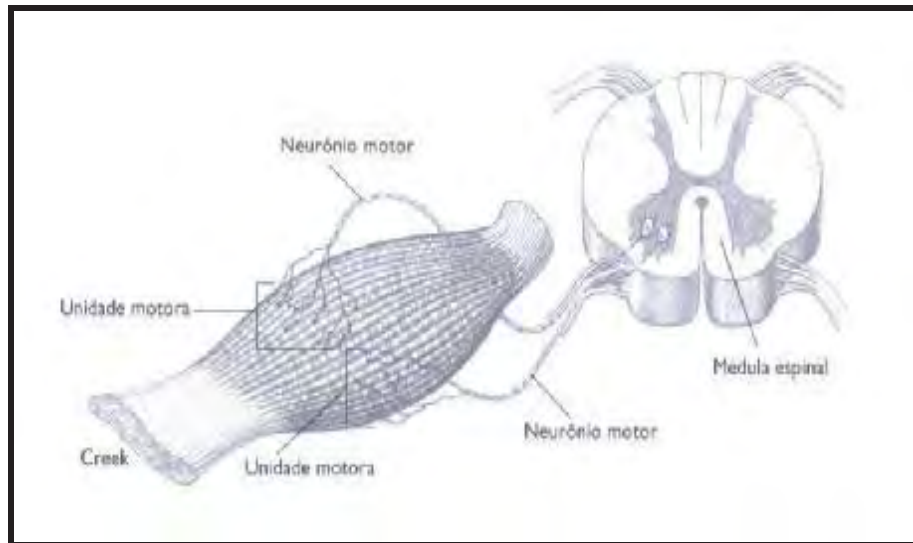


FIGURA 18 – Representação esquemática de uma unidade motora: um único neurônio motor e todas as fibras musculares por ele inervadas
Fonte: Hall, 2009

Exemplificam Bigland e Lippold (1954), a cabeça média do GM – músculo com função de suporte de peso – contém 579 UM, com uma secção transversa de 28 cm^2 e 1784 fibras em cada UM. Já, o músculo TA – função de levantar o pé rapidamente na Fase do Balanço – é de tamanho moderado ($13,5 \text{ cm}^2$) e contém 445 UM com 610 fibras musculares em cada UM. Ambos são músculos do tornozelo envolvidos na marcha e foram avaliados, neste estudo, com o auxílio da EMG.

O sinal eletromiográfico indica a ativação desta UM. Durante uma contração muscular, os disparos das UM dependem do limiar de recrutamento dessas unidades e o nível de força a ser produzido. Quando duas ou mais UM descarregam ao mesmo tempo, o potencial detectado é a soma algébrica de potenciais individuais dessas UM que são denominadas, por De Luca *et al.* (1982), como ondas sobrepostas.

Na ótica de Perry (2005), o sinal eletromiográfico de UM é uma complexa forma de onda e a ampla dispersão das fibras por todo o músculo que resulta em ativação em tempos levemente diferentes. A avaliação da magnitude destas UM recrutadas pode ser dada pelo cálculo do *Root Means Square* (RMS), ferramenta utilizada para a análise dos parâmetros de amplitude do sinal de EMG (MORITANI; NAGATA; MURO, 1982).

Conforme Winter (1990), EMG é a melhor forma de se representar os sinais neurológicos de um músculo e uma ferramenta importante para análise clínica da marcha.

2.6.2 Gerenciamento do Sinal Eletromiográfico

Por meio da EMG, cujo sinal para ser adquirido é preciso um eletromiógrafo acoplado a um computador, é possível analisar os processos fisiológicos que geram força e produzem movimento (De LUCA, 1997).

Em análise de movimento, com o auxílio da EMG dinâmica, torna-se interessante verificar qual músculo tem a função de agonista e de antagonista. Mas, para isso, Marchetti e Duarte (2006) crêem que é preciso conhecer e ajustar parâmetros conforme o objetivo do estudo para posterior análise. Entre estes parâmetros, destacam-se a frequência de amostragem e os componentes como eletrodos, amplificadores, filtro, conversor analógico/digital, além do computador para armazenagem dos dados.

Amostragem pode ser definida pela leitura de um valor do sinal em instante específico, em conformidade com *Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM), tendo em vista que a frequência mínima, para o sinal de EMG superficial, deve ser considerada na ordem de 1000Hz (De LUCA, 1997; HERMENS; FRERIKS, 2000).

Os eletrodos são dispositivos de entrada e saída de corrente em um sistema elétrico, devendo ser colocado o mais próximo do músculo que será avaliado para que este possa captar sua corrente iônica. Nesse aspecto, De Luca (1997) diz que o eletrodo se comporta como um filtro passa-baixa.

Aderidos à pele, os eletrodos superficiais são compostos, normalmente, por um sistema Ag-AgCL associado a um gel condutor (De LUCA, 1997), que promovem baixo ruído, conforme recomendação do SENIAM (HERMENS; FRERIKS, 2000). Não precisam ser restritos a somente um músculo, podendo ser classificado como monopolar, bipolar ou multipolar (DUCHENE; GOUBEL, 1993).

Os eletrodos de configuração bipolar são os mais utilizados (MARCHETTI; DUARTE, 2006). O sinal é detectado em dois locais e como resultado, qualquer sinal que é comum a ambos os locais de detecção será removido, e os sinais que são diferentes nos dois locais serão amplificados (De LUCA, 1997).

Na colocação destes eletrodos deve-se obedecer a uma distância entre as superfícies de detecção, a qual é definida como a distância centro a centro entre as áreas condutivas dos mesmos, que pode afetar o comprimento de banda para altas frequências e diminuir a amplitude do sinal eletromiográfico (De LUCA, 1997). Segundo SENIAM a recomendação é de 20 mm centro a centro.

Deve-se ter o cuidado para minimizar a influência da impedância pele/eletrodo, para que se obtenha boa qualidade de aquisição do sinal EMG (MARCHETTI; DUARTE, 2006). Para isso, alguns cuidados são primordiais antes da colocação dos eletrodos, como limpeza da pele, remoção dos pelos e até mesmo leve abrasão para a remoção de células mortas (HERMENS; FRERIKS, 2000; WINTER, 1990).

Quanto à localização do eletrodo, este deve estar posicionado entre o ponto motor do músculo e o seu tendão distal, conforme indicadores do SENIAM (HERMENS, FRERIKS, 2000), uma vez que sob o ponto de vista de estabilidade do sinal de EMG, um ponto motor fornece um péssimo local para a detecção do sinal de EMG. Nesta região os potenciais de ação se propagam em ambas as direções, subtraindo as fases positivas das negativas dos potenciais de ação, cancelando-se (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Declaram Hermes e Freriks (2000), mediante particularidades do potencial de ação, os eletrodos devem ser posicionados de forma alinhada com as fibras musculares para melhor obtenção do sinal EMG, já que é neste mesmo sentido que se propagam.

Antes de iniciar o processamento é indispensável amplificar o sinal, porém deve-se tomar cuidado com os sinais de ruídos que podem resultar de músculos vizinhos, outros aparelhos no ambiente ou mesmo linhas de força, comprometendo o processamento final do sinal (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

Quanto à utilização de filtros para a aquisição do sinal, especificamente os analógicos, devem ser seguidas as determinações da SENIAM, como registrado no Quadro 5.

ETAPAS	FREQUÊNCIA DE CORTE
Passa-baixa	500 Hz para promover atenuação dos componentes de frequências e ruído.
Passa-alta	< 10 Hz para análise espectral. 10-20 Hz para análise do movimento.
Passa-banda	20-450 Hz para a aquisição do completo espectro do sinal EMG.

QUADRO 5 – Recomendações sobre frequência de corte para uso de filtros analógicos
Fonte: Adaptado de Hermes e Freriks, 2000

O filtro *notch*, utilizado neste estudo, compreende por um filtro sintonizado em uma determinada frequência de sintonia do sinal de saída, ou seja, em sua entrada entra um sinal com uma determinada faixa de frequência e em sua saída sai o mesmo sinal contendo todas as frequências anteriores exceto a frequência de sintonia (HIRANO, NISHIMURA, MITRA, 1974 *apud* MARQUES, 2007).

Retrata Winter (1990), a EMG dinâmica contém dois tipos de informação: a duração da ação muscular e a intensidade relativa. A primeira pode ser determinada a partir da EMG bruta, porém não é suficiente para a definição do esforço muscular relativo, haja vista que cada EMG representa a relação do eletrodo para os músculos bem como a intensidade da ação muscular.

Antes de comparações significativas entre músculos ou sujeitos, o registro deve ser quantificado e normalizado, para tanto, aplica-se algum tratamento antes de quantificar qualquer sinal de EMG (BARELA, 2005).

Existem muitas técnicas para realizar ambos os processos. Normalmente, em biomecânica, utilizam-se processamentos nos domínios do tempo e de frequências (CLARYS; CABRI, 1993). Quando o interesse é avaliar a magnitude de atividade eletromiográfica, se faz uso da primeira técnica, já a segunda é apropriada para investigar, por exemplo, fadiga muscular (De LUCA, 1997).

No caso da análise da marcha, é necessário que o sinal eletromiográfico esteja em formato linear, por fornecerem informações sobre quando ocorre a ativação

muscular e qual o nível dessa ativação muscular (CHUNG; GIULIANI, 1997; WINTER; YACK, 1987)

A normalização do sinal eletromiográfico deve ser feita antes de iniciar qualquer análise, porém há diversas formas de realizá-la (BURDEN; TREW; BALZOLPOULOS, 2003). Dessa maneira, o que determina a melhor escolha é o objetivo da análise do sinal EMG (BARELA, 2005).

No caso da análise da marcha, é interessante determinar quão ativo determinado músculo está durante a locomoção, e se o objetivo da normalização é obter um padrão geral da ativação muscular que possa ser comparado entre diferentes populações, o método recomendado pelos autores é o da média do sinal EMG, o qual reduz a variabilidade entre sujeitos (BURDEN; TREW; BALZOLPOULOS, 2003; YANG; WINTER, 1984).

Os autores aclaram que é um método em que o valor médio desse sinal, ao longo do ciclo da passada, é calculado em diferentes intervalos, entre a média de várias repetições de cada sujeito. Apesar de importante método, não permite determinar qual é o grau de ativação muscular necessário durante a locomoção.

2.6.3 Co-contração muscular

A co-contração é considerada por Falconer e Winter (1990), como uma das causas da ineficiência do movimento.

Esta ocorre em casos de diversas condições patológicas, notadamente na hemiplegia e em seqüelas promovidas pela paralisia cerebral. Porém, também está presente quando se torna necessário estabilizar uma articulação, como joelho ou tornozelo, durante a marcha intensa ou a corrida (FALCONER; WINTER, 1990), mas se faz necessário uma calibração exata da eletromiografia em relação a tensão de cada músculo avaliado para chegar a uma medida quantitativa da co-contração.

A figura 19 representa a co-contração entre dois músculos durante um dado movimento.

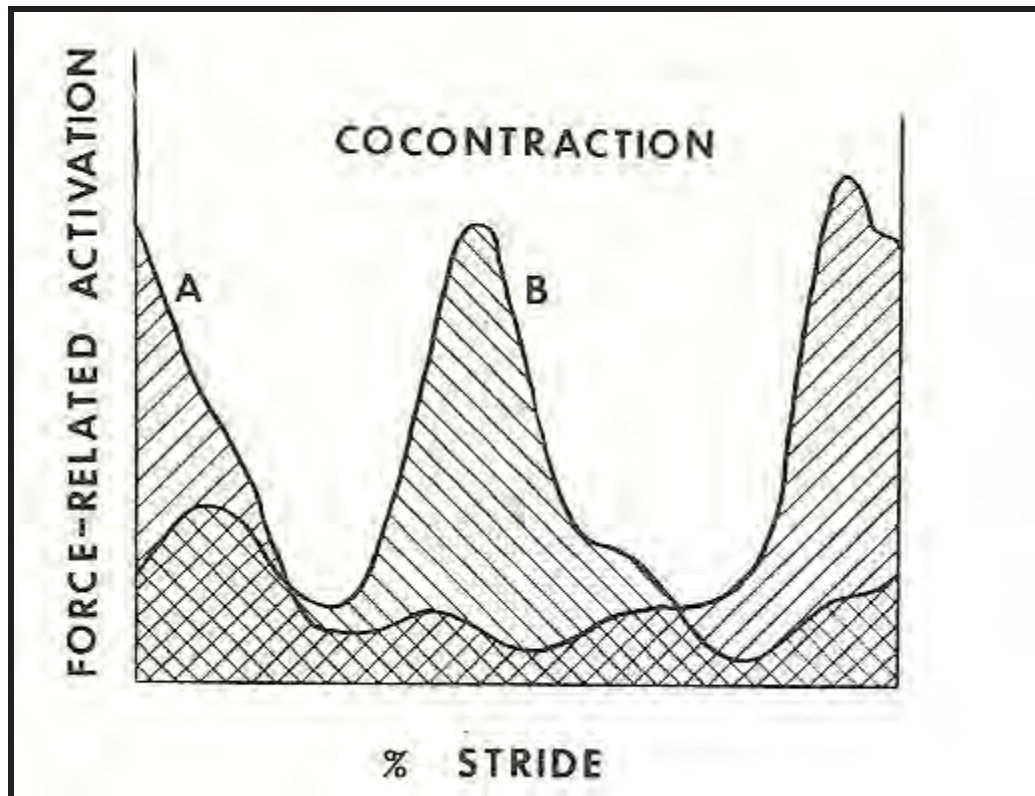


FIGURA 19 – Perfis da atividade de dois músculos antagonistas, com área hachurada representando a co- contração.

Fonte – Winter, 1990

O percentual de co-contração pode ser definido, segundo Falconer e Winter (1990) como:

$$\% \text{ COCON} = 2 \times (\text{área comum A \& B} / \text{área A} + \text{área B}) \times 100 \%$$

Neste caso da figura acima, o músculo A é o Tibial anterior e o músculo B é o Soleo como pode ser visto ao desenvolver um passo (FALCONER; WINTER, 1990).

2.6.4 Eletromiografia dos Músculos do Tornozelo

Segundo os preceitos de Perry (2005), entre os músculos envolvidos no ciclo da marcha, o TA (dorsiflexor) e os GM (flexores plantares) aparecem como controladores

musculares, apresentando variações comportamentais conforme o período e a fase da marcha. Os flexores plantares destacam-se consistentemente como ativos no apoio; e ao inverso, os dorsiflexores são músculos da Fase de Balanço.

O torque dos músculos do tornozelo é proporcional ao tamanho da sua secção transversa fisiológica, e a sua potência (JERGESEN, 1945 *apud* PERRY, 2005). O TA está entre os três maiores músculos da articulação do tornozelo (tibial anterior, extensor longo do hálux e extensor longo dos dedos).

Todo o potencial dos dorsiflexores tem braço de alavanca de comprimento similar, mas seus tamanhos variam acentuadamente, sendo o TA o de maior área de secção transversa (PERRY, 2005). No contato inicial, todos esses músculos estão significativamente ativos. O TA apresenta dois picos de ativação muscular, sendo o primeiro pico na transição entre a Fase de Balanço e a Fase de Apoio e segundo pico na transição entre a Fase de Apoio e a Fase de Balanço (DUBO *et al.*, 1976).

Descreve Haxton (1944 *apud* Dubo *et al.*, 1976), os flexores plantares, o sóleo e os GM são responsáveis teoricamente por 93% do torque flexor plantar, enquanto que os demais 7% ficam com os outros cinco músculos. Assim, Dubo *et al.* (1976), notam que o tríceps sural funciona como uma alavanca total do calcâneo, por o músculo GM lateral se destacar na apresentação de um pico de ativação muscular durante a perda do contato dos dedos.

O GM lateral está ativo durante o apoio médio, evitando o movimento de flexão excessiva da articulação do tornozelo em preparação para o avanço da perna à frente. Em contrapartida, o TA está ativo no apoio médio como auxílio na flexão, evitando que os dedos se arrastem (VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1999).

Embora não seja simples a avaliação quanto a força dos músculos que cruzam uma articulação (BOGEY *et al.*, 2005), é considerado de grande importância o conhecimento do comportamento fisiológico dos músculos do tornozelo durante a marcha, para que seja possível estudar a eletromiografia em âmbito patológico, assim como, traçar protocolos de reabilitação a partir estas informações (BOGEY; GITTER; BARNES, 2010).

3 METODOLOGIA

3.1 Aspectos Éticos da Pesquisa

Nesta pesquisa, como envolveram seres humanos, seguiu-se os preceitos éticos da Resolução n.196/1996 do Conselho Nacional de Saúde (CNS) do Ministério da Saúde (MS).

A coleta de dados foi realizada após a aprovação do projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Faculdade de Pindamonhangaba (FAPI) sob protocolo n.138/2010/CEP (ANEXO A).

A priori, as pesquisadas foram informadas sobre os objetivos e os procedimentos do experimento, bem como o telefone da pesquisadora para a solução de quaisquer dúvidas que pudessem surgir no decorrer do estudo. Em seguida, ciente de que a participação era de caráter voluntário, podendo desistir a qualquer momento, sem ônus ou prejuízo, tiveram que assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) - APÊNDICE A.

Diante aos esclarecimentos, as participantes responderam às questões pertinentes à Anamnese (APÊNDICE B).

Após, foram encaminhadas ao Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (FEG) / Universidade Estadual Paulista (UNESP) para as duas etapas do procedimento experimental (ANEXO B).

3.2 Participantes

Trata-se de um estudo transversal envolvendo 11 participantes que atenderam aos critérios de inclusão e exclusão pré-estabelecidos:

a) **Critérios de inclusão:**

- Faixa etária – entre vinte e cinquenta anos de idade;
- Gênero – feminino;
- Estado de saúde: saudável, portadora de marcha independente;

- Usar calçados entre os números: 37 e 39;
- Ser voluntária e não ter medo de andar na rampa com 20° de inclinação.

b) Critérios de exclusão:

- Queixas dolorosas de qualquer espécie;
- Enfermidade de qualquer ordem musculoesquelética, cardiovascular, sensorial e/ou motora.

3.3 Materiais Utilizados para a Aquisição dos Dados

3.3.1 Rampa com inclinação

A rampa inclinada (Figura 20) foi utilizada como passarela, por onde as participantes caminharam; construída especificamente para a realização deste estudo. Primeiramente foi desenhada representando esquematicamente seu grau de inclinação, que ficou estabelecido em 20°.



FIGURA 20 – Passarela com 20° de inclinação

Esta é formada por duas placas de compensado de virola de 20 mm de espessura de madeira e por caibros também de madeira. Cada placa de madeira possui 2 metros de comprimento, somando desta forma, 8 metros o percurso que foi percorrido pelas

voluntárias. Acoplou-se nesta rampa uma chave (*pushbutton*), no local correspondente ao primeiro passo para iniciar a caminhada.

Com uma palmilha amarela, demarcou-se o local exato onde todas as participantes deveriam pisar inicialmente, acionando o *pushbutton* acoplado (Figura 21).

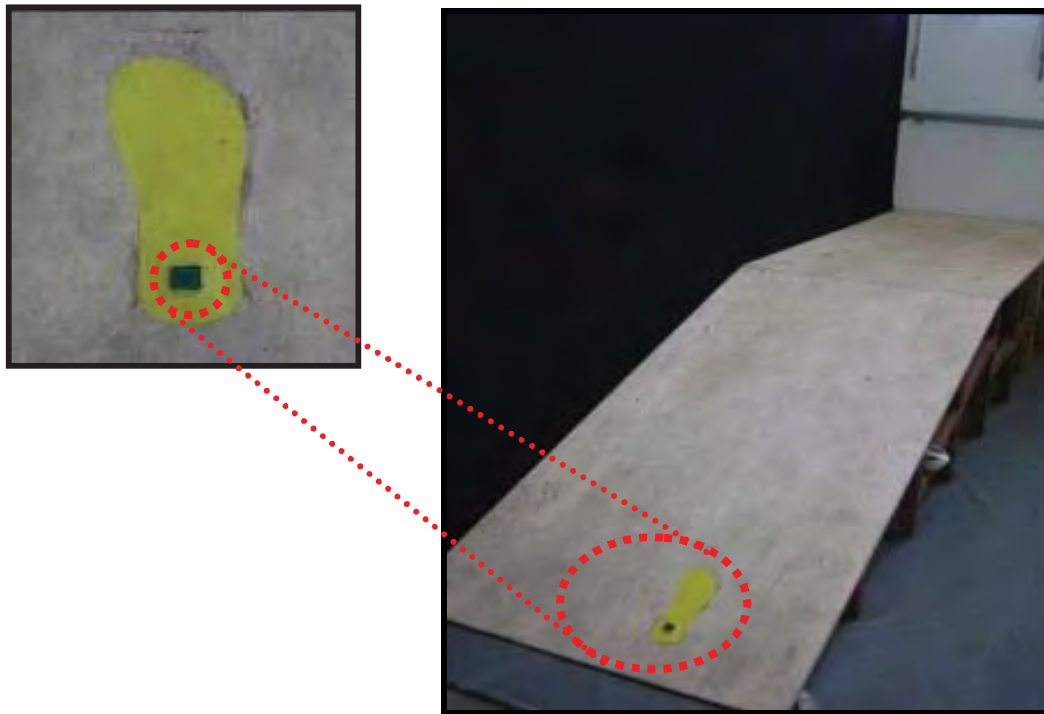


FIGURA 21 – Imagem da passarela inclinada, com destaque o *pushbutton* acoplado na marca amarela a ser acionado no primeiro passo de aclave

Esta foi instalada com a finalidade de funcionar como referência de início para a coleta dos sinais de eletromiografia e força plantar, proporcionando um sincronismo entre os sinais coletados.

3.3.2 Sandália Sensorizada

Construiu-se um par de sandálias nas dimensões de calçado n° 38, o qual foi composto por solados e palmilhas a base de borracha vulcanizada preta, e correias de couro, as quais foram presas nas palmilhas, sendo estas utilizadas para segurar as sandálias nos pés das participantes (Figura 22).



FIGURA 22 – Vista lateral da sandália destacando os materiais utilizados para sua confecção.

Cada sola foi instrumentada com quatro células de carga, para a medida das pressões plantares. Essas células foram construídas em forma de “C”, e para que fosse possível a medida da pressão, colaram-se extensômetros elétricos de resistência em cada célula (Figura 23).

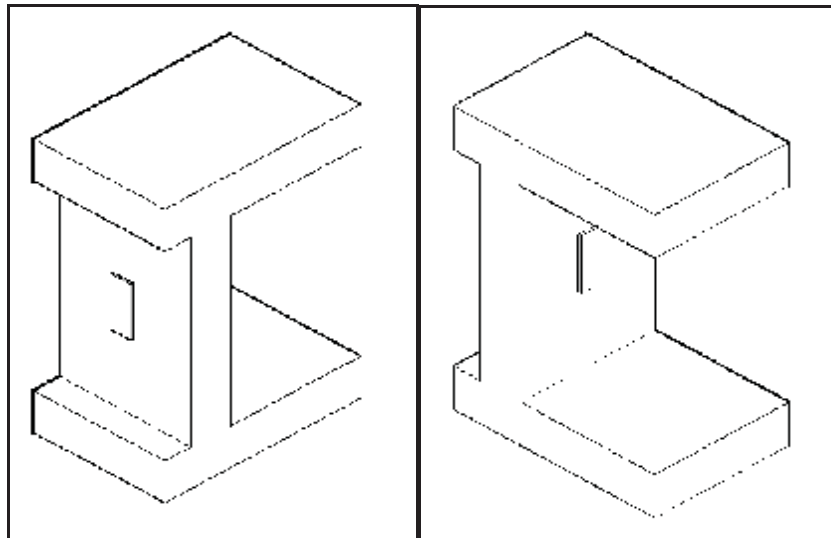


Figura 23 – Desenho esquemático da célula de carga, com seus respectivos extensômetros

Fonte: Teodoro, 2011

Para seus parâmetros geométricos ($d=15$ mm, $b=10$ mm, $t=3$ mm, $d_c = 2$ mm), cada célula foi construída (Figuras 24 e 25).

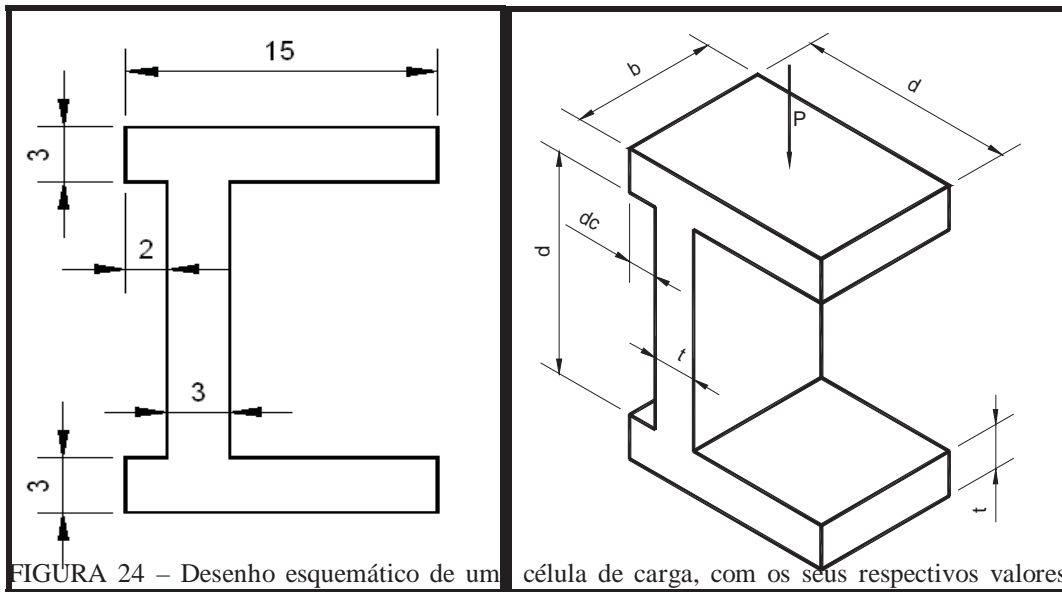


FIGURA 24 – Desenho esquemático de um célula de carga, com os seus respectivos valores numéricos descritos em milímetros.

Fonte: Teodoro, 2011

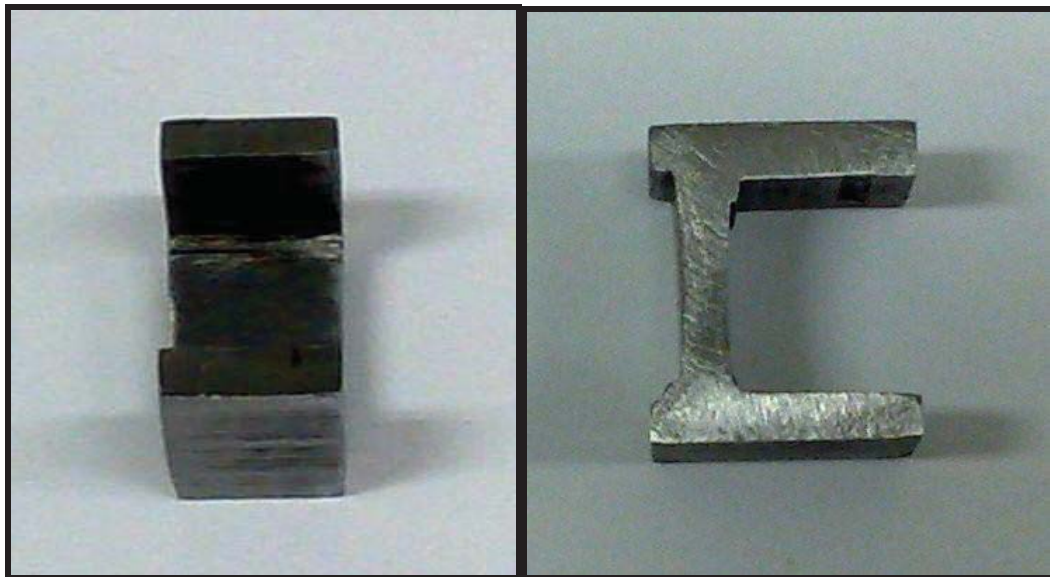


FIGURA 25 – Célula de carga em fase inicial da confecção

Colaram-se, a cada célula, dois extensômetros elétricos de resistência (*strain gages*), da marca Kyowa, 120 Ohms, os quais formaram um circuito em meia ponte de Wheatstone, cujos sinais individuais foram coletados pelos canais do sistema de aquisição Spider 8 para a medição das pressões plantares (Figura 26).



FIGURA 26 – Célula de carga com os extensômetros acoplados em suas laterais

Soldaram-se, às terminações de cada extensômetro, dois pequenos fios, os quais foram fixados a um conector DB 15, para, posteriormente, ligar cada célula ao Spider 8 (Figura 27).



FIGURA 27 – Células de carga no processo de soldagem dos cabos com respectivos conectores

Essas células de carga foram acopladas às sandálias, em seus solados, quatro disposições: duas no antepé (1° e 5° metatarsos), uma na lateral do médio-pé e uma no centro do retropé (Figura 28).

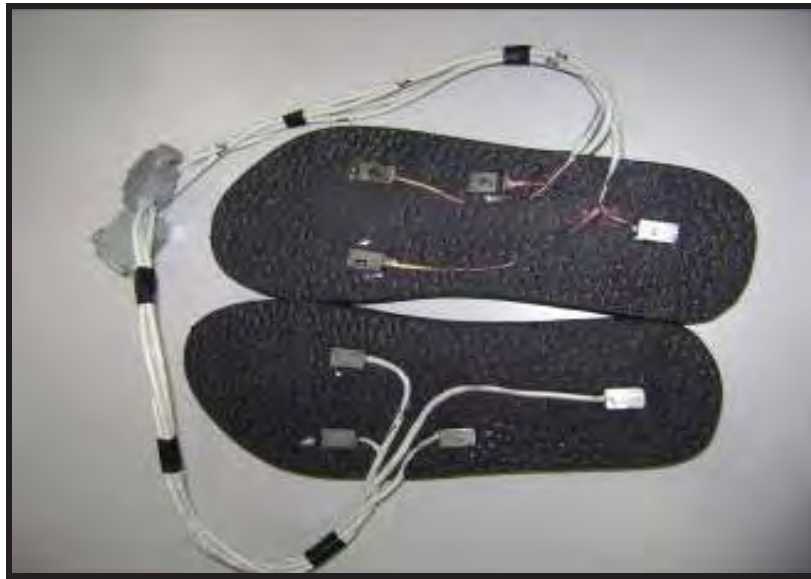


FIGURA 28 – Sandália em confecção – células de carga instaladas no solado de borracha vulcanizada.

Concluiu-se o processo de confecção das sandálias, com a colagem de uma fina palmilha sobre o solado com as células juntamente com as correias (Figura 29).



FIGURA 29 – Par de sandálias prontas

Às laterais das sandálias saem cabos que foram acoplados a uma extensão que ligam cada célula ao sistema de aquisição de dados Spider 8[®] (Hottinger Baldwin Mess Technick, HBM, 4,8 KHz/DC; Darmstadt, Alemanha). Calibraram-se todas as células de carga, acopladas à sandália, por meio de um dispositivo de aço composto por duas barras (50 mm de largura X 10 mm de espessura X 160 mm de comprimento), as quais serviram para comprimir a sandália. Fixou-se uma haste na

barra inferior com um prato do mesmo material, servindo de apoio para as anilhas que foram aplicadas durante o processo de calibração (Figura 30).

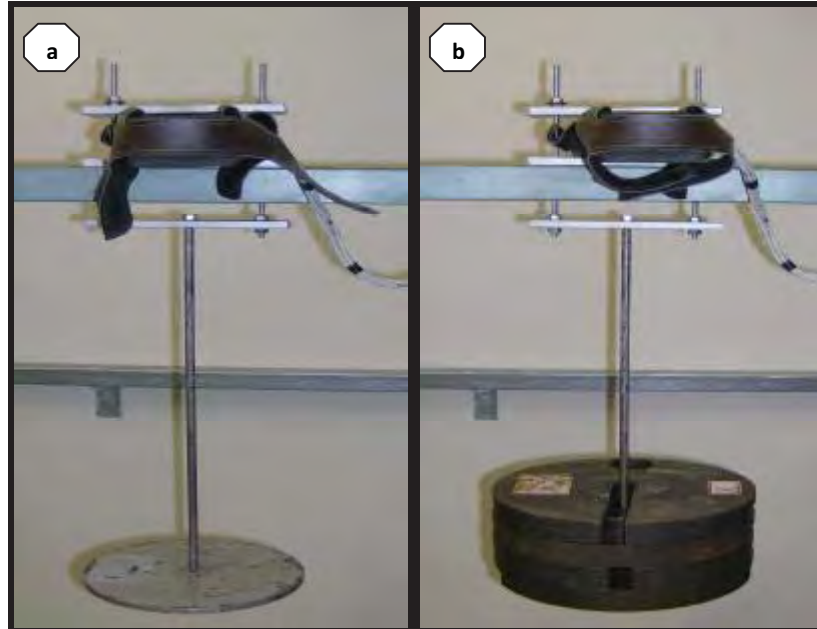


FIGURA 30 – Processo de calibração das células de carga: (a) sandália com o prato suporte; (b) sandália com as anilhas sobre o prato suporte

Para a calibração das células de carga, colocou-se sobre a sandália, acima de cada célula, uma borracha medindo 5 cm de largura por 7 cm de comprimento, conforme era calibrada individualmente (Figura 31).

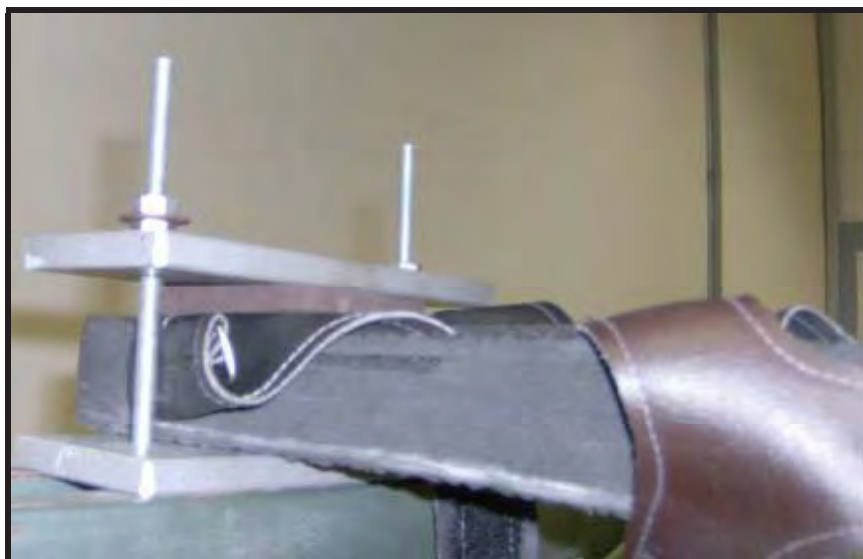


FIGURA 31 – Borracha colocada sobre a sandália para a calibração de cada célula de carga

O prato de aço de massa de 1,98 kg serviu de apoio para que sobre ele fossem aplicadas anilhas de 9,6 kg, 17,2 kg, 24,8 kg e 32,5 kg, que corresponderam respectivamente a 19,4 N, 94,2 N, 169 N, 244 N, 318,4 N de peso, medindo a cada anilha colocada, uma vez que a cada massa mediu-se a tensão na saída da ponte formada pelos extensômetros. Tal procedimento se repetiu para cada célula e ambas as sandálias: direita e esquerda.

Assim, obteve-se o valor da pressão média sobre cada célula de carga, dividindo-se o peso de cada massa aplicada pela área da borracha. Com o subsídio do *software Catman Easy*[®] efetuou-se a calibração automática dada em kPa – compatível a um sinal de pressão. Esta calibração foi introduzida no *software* e qualquer outro esforço aplicado sobre as células de carga que automaticamente foi convertido em pressão.

Durante a coleta dos dados, processaram-se os sinais de tensão convertidos em pressão a partir da calibração das células por regiões anatômicas do pé:

- **Antepé:** as duas células de carga, localizadas em regiões correspondentes ao 1º metatarso e ao 5º metatarso, tiveram o sinal manipulado algebricamente, obtendo uma média do sinal das duas células, identificando único sinal, processado pelo *Catman Easy*[®]. Dessa forma, ambas tornaram-se um sensor singular denominado por APD para a palmilha direita e APE para a esquerda;
- **Retropé:** a célula de carga colada no centro do calcâneo foi identificada como sensor RPD, correspondente à palmilha direita e RPE à palmilha esquerda, cujos sinais foram processados com o auxílio do mesmo *software*.
- **Mediopé:** não foi processado o sinal identificado pela célula localizada na região lateral desta região.

Na coleta da pressão, utilizou-se a frequência de amostragem de 100 Hertz e o tempo de aquisição de 30 segundos.

3.3.3 Spider 8 - HBM

O Spider 8 – HBM é (Figura 32) um sistema de aquisição de sinais (condicionador e amplificador) pronto a medir sinais elétricos (tensão elétrica) de vários tipos de transdutores, no caso extensômetros elétricos, cujas principais características são tensão de entrada de até 10 Volts de Corrente contínua (VCC) e frequência máxima de 9,6 KHz (ANEXO A).



FIGURA 32 – Spider 8 HBM: sistema utilizado para coletar os sinais individuais das células de carga da palmilha sensorizada
Fonte: Spider 8 Data Sheet, 2010

3.3.4 Eletromiógrafo

O Eletromiógrafo (EMG) utilizado na pesquisa é da marca EMG System do Brasil[®], modelo 611 C, n^o de série: 00414, de quatro canais, banda de frequência de 20 a 500 Hz e ganho igual a 2000 vezes (amplificação do sinal) (Figura 33).



FIGURA 33 – Representação ilustrativa do Eletromiógrafo da marca EMG System do Brasil®, de 4 canais, utilizado no estudo
Fonte: Emgsystem, 2010

Por meio deste equipamento realizou-se a aquisição dos sinais originados do ensaio de eletromiografia e também do sinal de sincronismo gerado pela chave acoplada na rampa (*pushbutton*). Utilizaram-se eletrodos de configuração bipolar, de espuma, da marca *Meditrace* 200, de hidrogel adesivo e condutivo, resistentes a fluídos, no formato de gota, tamanho de 20 mm (Figura 34).



FIGURA 34 – Eletrodo descartável 20 mm Meditrace para eletromiografia de superfície
Fonte: Cirurgia Passo, 2010

Estes eletrodos foram aderidos à pele, constituindo uma superfície de detecção que captou a corrente através da interface pele-eletrodo. A colocação atendeu a proposta por SENIAM (HERMENS *et al.*, 2000): manteve-se uma distância centro a

centro de 20 mm entre os eletrodos – delimitação respeitada por afetar diretamente o comprimento de banda das frequências e a amplitude do sinal EMG -; instalaram-se os eletrodos entre o ponto motor e o tendão distal de cada músculo avaliado, alinhados ao sentido das fibras musculares.

Portanto, no arranjo experimental, utilizaram-se todos os materiais descritos. Para acomodar a passarela inclinada (rampa), colocou-se um tapete de couro cor cinza (4m x 3m) no piso do laboratório. Tanto a mesa e as cadeiras como os demais equipamentos foram devidamente distribuídos, limitando o espaço para a execução do experimento (Figura 35).



FIGURA 35 – Imagem do arranjo experimental para a aquisição dos dados – Laboratório de Biomecânica do Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – UNESP, Campus Guaratinguetá.

Com intuito de homogeneizar o ambiente, utilizou-se um tecido do tipo Oxford preto (4m x 3m) no cenário de fundo da rampa, favorecendo a concentração das participantes.

Os equipamentos para a aquisição dos sinais, Spider 8 e os dois computadores, ficaram sobre a mesa com rodízios, a qual pode se deslocar ao lado da rampa, enquanto, o EMG ficou acondicionado na mochila às costas das participantes, possibilitando acompanharem, registrarem e armazenarem os dados obtidos durante a marcha.

3.4 Procedimentos

Mediante agendamento prévio de dia e hora, as participantes foram às dependências da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (FEG)/Universidade do Estado de São Paulo (UNESP), para a coleta dos dados realizada no Laboratório de Biomecânica do Departamento de Engenharia Mecânica.

Com a finalidade de deixar as pernas livres para a colocação dos eletrodos, as participantes vestiram roupas confortáveis (camiseta e bermuda).

O procedimento experimental foi composto por duas etapas: **coleta dos dados antropométricos** (medidas dos pés, coleta de massa corpórea e altura); e **colocação das sandálias acopladas ao Spider 8 e à mochila com o EMG** (caminhada sobre a passarela inclinada a 20°).

3.4.1 Tomada da massa corpórea e da altura, e a preparação para a colocação dos eletrodos de superfície

A Etapa 1 aconteceu no Ambulatório de Enfermária da FEG–UNAMOS, com o intuito de reduzir qualquer alteração promovida por diferentes balanças, e as medidas dos pés, no próprio laboratório, antes do início do experimento.

As participantes precisaram realizar a tricotomia das pernas, conforme orientação prévia, para serem submetidas à assepsia dos locais onde foram colados os eletrodos de EMG – referentes aos músculos avaliados: Tibial Anterior direito e esquerdo e Gastrocnêmio Medial direito e esquerdo, utilizando-se de algodão embebido em álcool a 70%. Procedimento indispensável para se minimiza interferência do sinal EMG captado – diminui a impedância pele/eletrodo (pêlos, suor, resíduos de cremes, *etc.*), conforme recomendações de Hermens *et al.* (2000) e Winter (1990).

Os eletrodos bipolares foram colados a distância de 2 cm centro a centro no sentido da fibra muscular, em consonância às normas do projeto SENIAM (Surface EMG for a Non-invasive Assessment of Muscles). Afixou-se um eletrodo monopolar

de referência no processo estilóide da ulna direita, evitando perturbações no campo elétrico da região periférica ao local de aquisição (DUCHENE; GOUBEL, 1993).

3.4.2 Procedimentos iniciais da análise de variáveis

Na Etapa 2, para que os sensores contidos na sandália não sofressem interferência e pudessem ser zerados, o início desta etapa foi solo – a voluntária sentada em uma cadeira posicionando seus pés fora do chão. A cadeira foi posicionada em frente à rampa, de forma que, quando a voluntária se levantasse e se posicionasse em pé (com os dois pés no chão), olhando para a rampa, começasse o percurso em aclave.

A coleta só teve início no instante em que as voluntárias acionaram a chave instalada no local correspondente ao primeiro passo do aclave. O ato de acionamento da chave foi realizado com o calcanhar direito, no instante do primeiro contato do pé direito com a rampa em aclave. Momento em que se iniciou a validação da coleta dos sinais, tanto pelos sensores da palmilha como pelos eletrodos de EMG (Figura 36).



FIGURA 36 – Instante inicial da aquisição dos dados, marcado pelo evento de pisar com o calcanhar direito na marca sobre a rampa

As participantes foram instruídas a caminhar pela rampa quantas vezes julgasse necessário até que se acostumassem com os equipamentos utilizados, assim como com a inclinação de aclave e declive, pois a altura da passarela podia gerar insegurança

durante a marcha. Nesta fase de acomodação, os equipamentos não foram acionados, deixando de serem captados e registrados os sinais.

A marcha foi analisada em trechos, porém a participante executou todo o percurso continuamente – sem interrupções na aquisição dos sinais.

Todos os trechos do percurso da rampa (aclive, plano e declive) foram iniciados com o pé direito e terminados a vontade, antes de começar o trecho subsequente. Desta maneira, após se levantar da cadeira, as participantes iniciaram o aclive da rampa fazendo a parada da marcha ainda no aclive. Em sequência imediata, realizou-se a caminhada na superfície plana, também iniciada pelo pé direito e terminada a vontade. O final do percurso com a marcha no declive da rampa, também começando com o pé direito e finalizado, ainda na inclinação do declive, conforme a vontade das participantes (Figura 37).

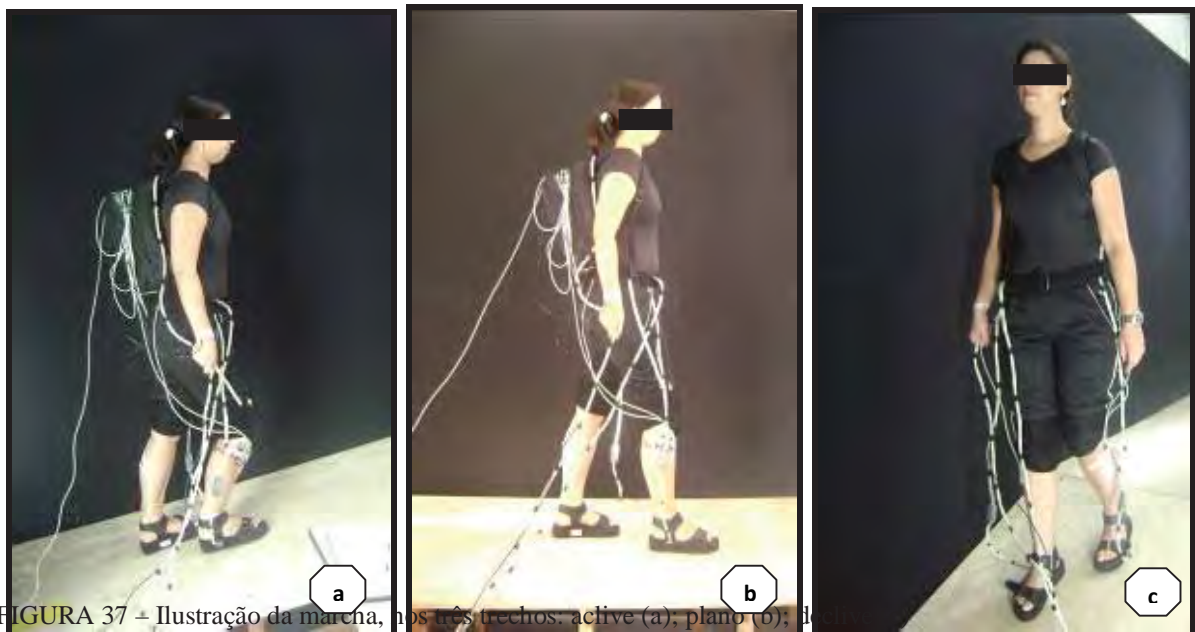


FIGURA 37 - Ilustração da marcha, nos três trechos: aclive (a); plano (b); declive (c).

Ao percorrer todo o trajeto, as voluntárias pisaram na chave acoplada à rampa, encerrando o tempo da coleta. Todo o procedimento durou até trinta segundos e só foi validado quando todo o percurso fora completado, sem intercorrências.

3.5 Coleta dos Dados

Para a coleta de dados foram utilizadas duas ferramentas distintas e independentes: um Spider 8 e um EMG de quatro canais. Enquanto, para o processamento de dados: os *softwares* Catman Easy[®] e EMG System do Brasil[®].

Os sinais de tensão obtidos por intermédio do Catman foram salvos e gravados em ASCII com uma frequência de aquisição de 100Hz e os obtidos pelo EMG em txt, com frequência de amostragem de 2000 Hz. Foram duas coletas realizadas por máquinas independentes, cuja sincronia de início ocorreu pelo sinal da chave enviado ao EMG e pelo contato inicial do calcâneo direito com a rampa, o qual coincidiu com o local da chave, que funcionou como referência.

3.6 Análise dos Resultados

Após a realização da coleta dos dados, ambos os arquivos, foram armazenados e analisados com o auxílio do *software* MatLab[®], através da elaboração de uma rotina específica, buscando sincronia entre os sinais, tratamento e gerenciamento dos sinais de EMG, obtendo finalmente a análise dos resultados.

Apresentam-se, na Figura 38, os sinais coletados pelos dois programas como visualizado na tela do computador.

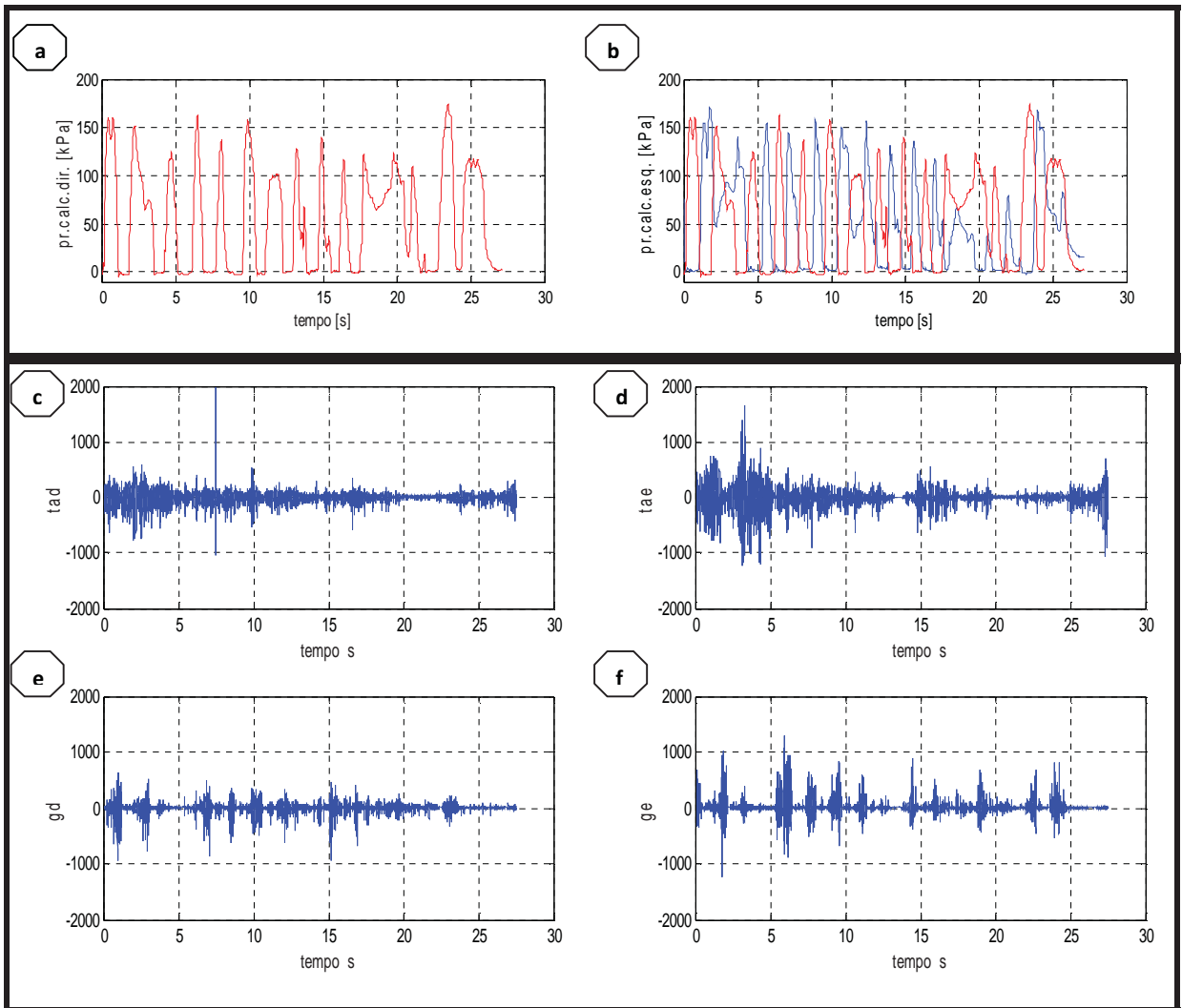
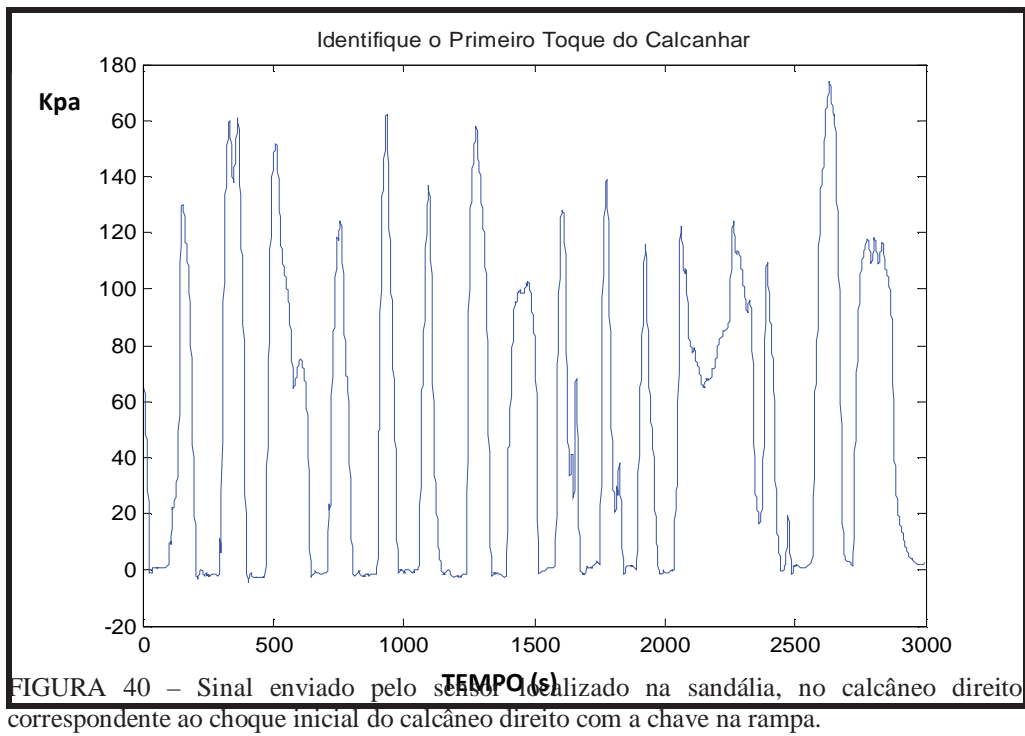
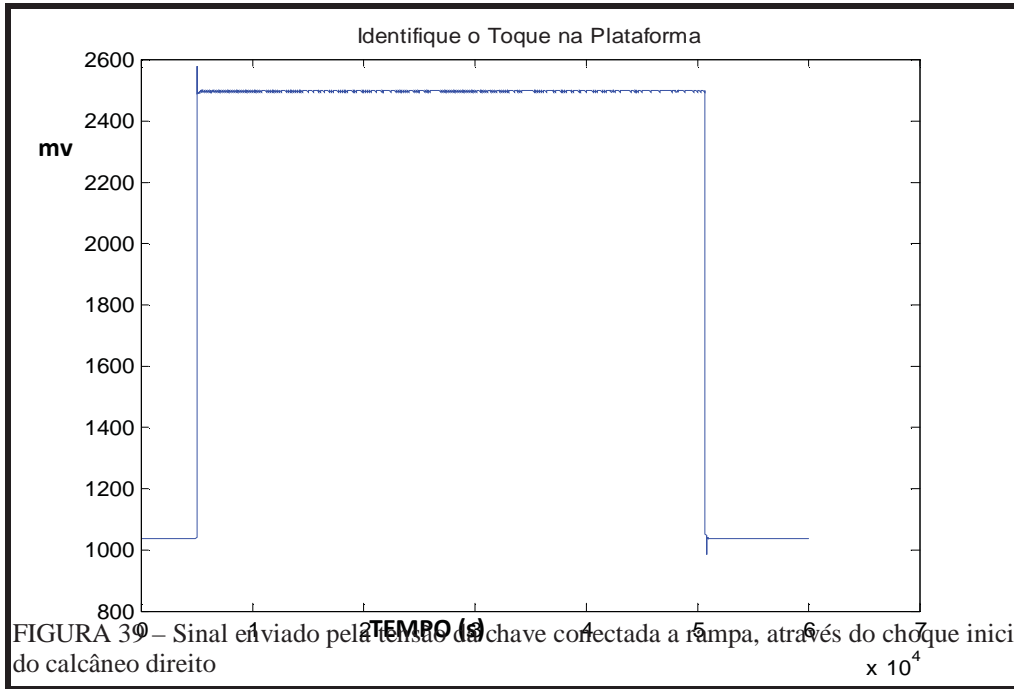


FIGURA 38 – Pressão do sensor da sandália correspondente ao Calcâneo direito (a), Calcâneo direito e esquerdo (b), Sinal de eletromiografia dos músculos Tibial Anterior direito (c), Tibial Anterior esquerdo (d), Gastrocnêmio Medial direito (e) e Gastrocnêmio Medial esquerdo (f)

Para iniciar as análises, foi necessário, primeiramente, realizar o tratamento dos sinais mediante a rotina elaborada no *software MatLab* versão 7.6 (APÊNDICE C). Os sinais EMG brutos foram filtrados com *Butterworth* passa – alta de 20 Hz, um filtro passa – baixa de 500 Hz e um filtro rejeita faixa (*Notch*) de 60 Hz.

Em seguida, realizou-se a sincronização de início da coleta de dados frente à identificação do sinal fornecido pela tensão da chave conectada à rampa e do sinal do sensor acoplado à sandália, no calcâneo direito, correspondente ao primeiro toque do calcâneo direito com a rampa do aclave (chave) – procedimento realizado para se identificar os picos de tensão em gráfico gerado pelo *MatLab* (Figuras 39 e 40).



Para a identificação da Passada, Fase de Apoio e Fase de Balanço, utilizou-se da mesma rotina do *MatLab*, marcando 9 pontos nos gráficos gerados pelos sinais dos sensores da palmilha direita e esquerda, durante o aplane, o plano e o declive (Figuras 41 e 42).

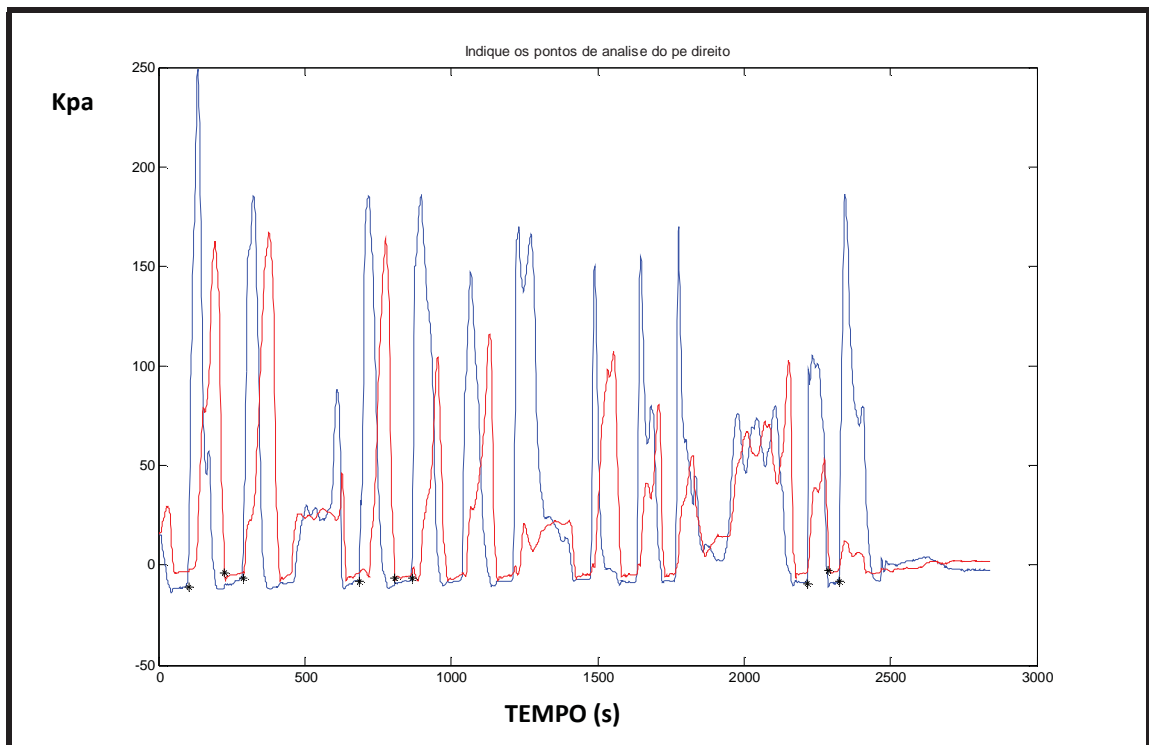
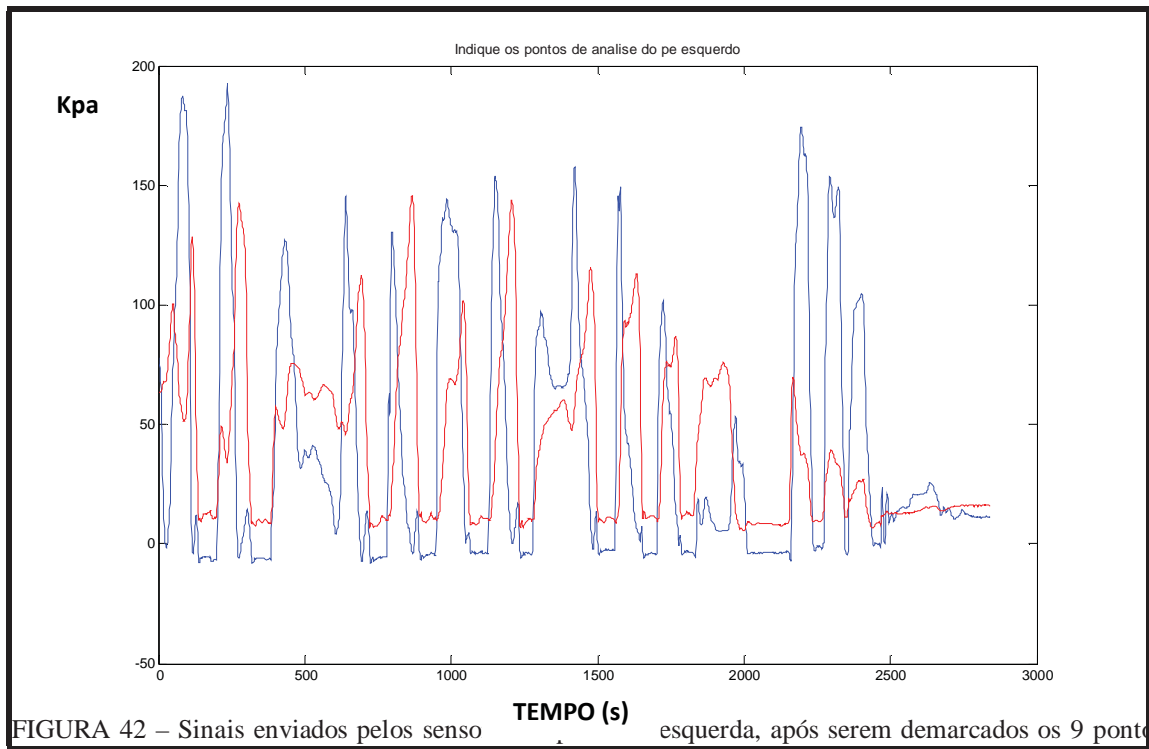


FIGURA 41 – Sinais enviados pelos sensores da palmilha direita, demarcados com os 9 pontos para obtenção da Passada, Fase de Apoio e Fase de Balanço da marcha pelo pé direito.



Em seguida, foram calculados os valores de RMS para os quatro músculos: Tibial Anterior Direito, Tibial Anterior Esquerdo, Gastrocnêmio Medial Direito e Gastrocnêmio Medial Esquerdo.

Especificamente, se obtiveram os valores da Razão e da Co-contração entre os músculos do mesmo membro (Razão e Co-contração entre o GMD e TAD, e entre o GME e TAE).

A partir dos valores obtidos de RMS foram calculadas as Razões musculares nas três marchas estudadas:

$$\text{Razão entre os músculos da direita} = \text{RMS GMD} / \text{RMS TAD}$$

$$\text{Razão entre os músculos da esquerda} = \text{RMS GME} / \text{RMS TAE}$$

Para o cálculo da Co-contração muscular, utilizou-se a fórmula apresentada por Falconer e Winter (1985), pela qual se torna possível quantificar seus valores,

$$\% \text{ COCON} = 2 \times (M \text{ antag} / M \text{ agon} + M \text{ antag}) \times 100\%$$

onde M antag e M agon são os momentos de força dos antagonistas e agonistas, respectivamente.

Todos esses valores de eletromiografia foram gerados pelo *MatLab* em planilhas do aplicativo Excel no programa Windows 7 (APÊNDICE D).

Quanto à análise da Pressão Plantar, calculou-se a área de pressão exercida no calcâneo por meio da rotina *Calculus, Integrate* do *software Origin* versão 6.0, durante toda a marcha, Passada, no aclave, plano e declive, dos pés direito e esquerdo.

Com o intuito de se comparar os valores de RMS, Razão, Co-contração e Pressão entre aclave, plano e declive, realizou-se a análise estatística por intermédio do teste de *Kruskall-Wallis* (KW); em contrapartida, para efeitos de confronto entre membros direito e esquerdo, utilizou-se o teste de *Mann-Whitney*. Os *Ranks* diferentes foram identificados pelo teste Duncan e o nível de significância adotada neste estudo foi de 5%.

Explicita-se que, apesar da Cinemática angular não ser um dos sistemas de análise neste estudo, como há baixo índice de produção científica específica sobre a atividade EMG dos músculos do tornozelo durante a marcha na superfície inclinada, percebeu-se a necessidade de se correlacionar os três sistemas de análise na discussão dos dados primários.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Análise Descritiva

Participaram do estudo 11 voluntárias, todas do sexo feminino, com idades entre 27 e 40 anos, média de idade de 30,1 anos (dp = 5,8), massa corporal entre 48 a 75 kg, média de massa de 64,2 kg (dp = 9,5) e altura entre 1,57 e 1,74 m, com altura média de 1,65 m (dp = 0,05), que atenderam aos critérios de inclusão.

4.2 Ilustração das atividades eletromiográficas dos músculos, de um indivíduo, durante a marcha

A seguir, as figuras 43, 44 e 45, ilustram as atividades eletromiográficas dos músculos Tibial Anterior Direito (TAD), Gastrocnêmio Medial Direito (GMD), Tibial Anterior Esquerdo (TAE) e Gastrocnêmio Medial Esquerdo (GME), de uma participante, durante sua marcha na subida, no plano e na descida, respectivamente.

Evidencia, na Figura 43, a magnitude do sinal de eletromiografia durante a marcha em aclave, onde claramente notam-se grandes picos do sinal, chegando a seu valor máximo pelos gastrocnêmios mediais.

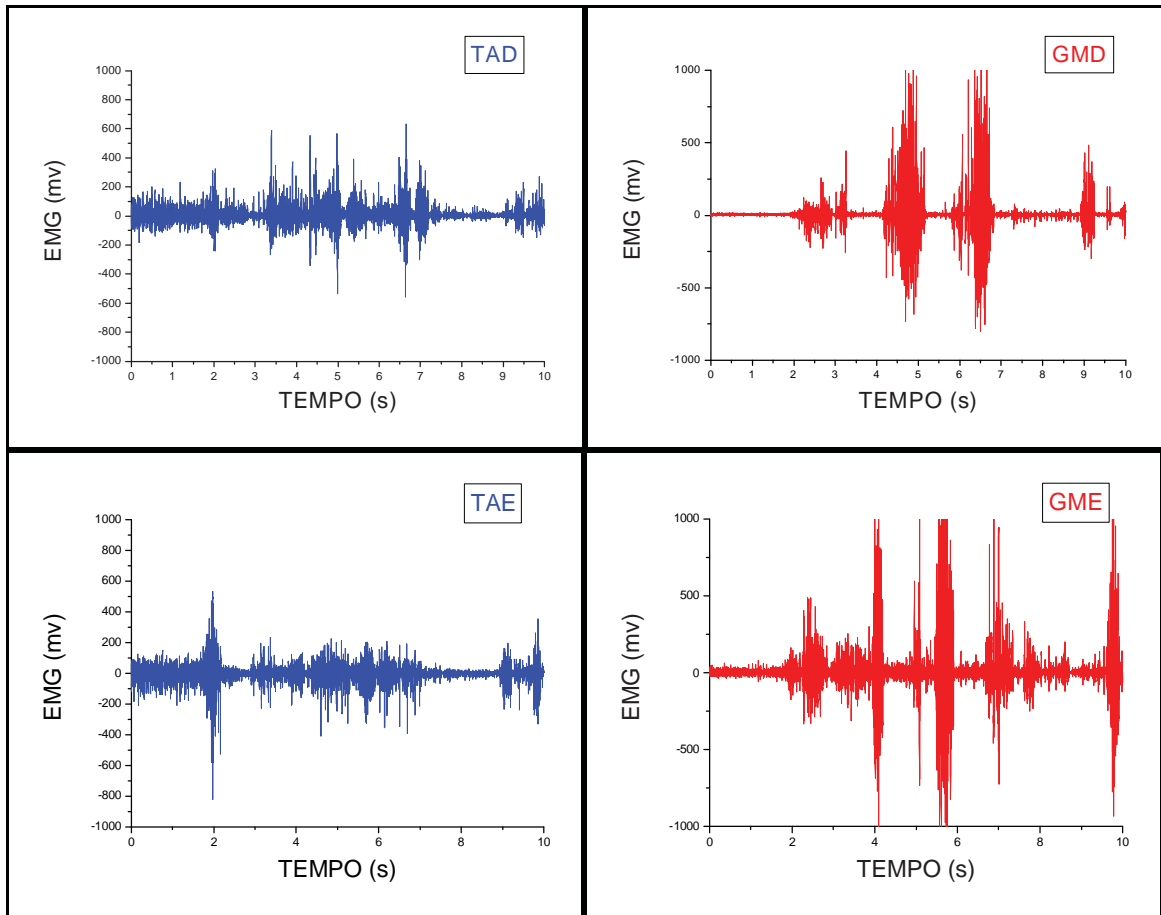


FIGURA 43 – Atividade eletromiográfica dos Músculos Tibial Anterior Direito (TAD), Gastrocnêmio Medial Direito (GMD), Tibial Anterior Esquerdo (TAE) e Gastrocnêmio Medial Esquerdo (GME), durante a marcha na subida

No sinal de EMG durante a marcha no plano, verificou-se, na Figura 44, que a intensidade do sinal, principalmente do tibial anterior, diminuiu consideravelmente.

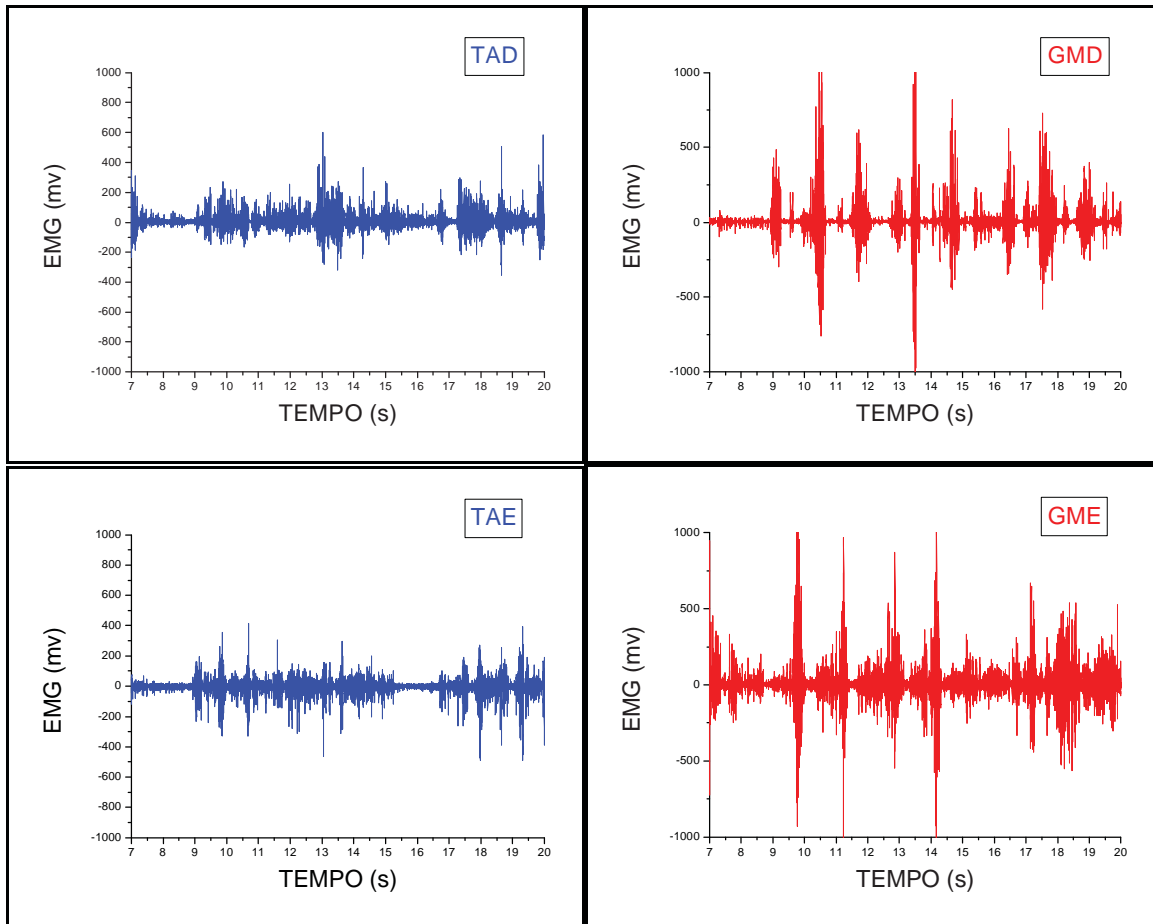


FIGURA 44 – Atividade eletromiográfica dos Músculos Tibial Anterior Direito (TAD), Gastrocnêmio Medial Direito (GMD), Tibial Anterior Esquerdo (TAE) e Gastrocnêmio Medial Esquerdo (GME), durante a marcha no plano

A diferença do comportamento do sinal de eletromiografia dos músculos do tornozelo durante o declive é ainda mais expressiva, como se observa os sinais de menor magnitude na Figura 45.

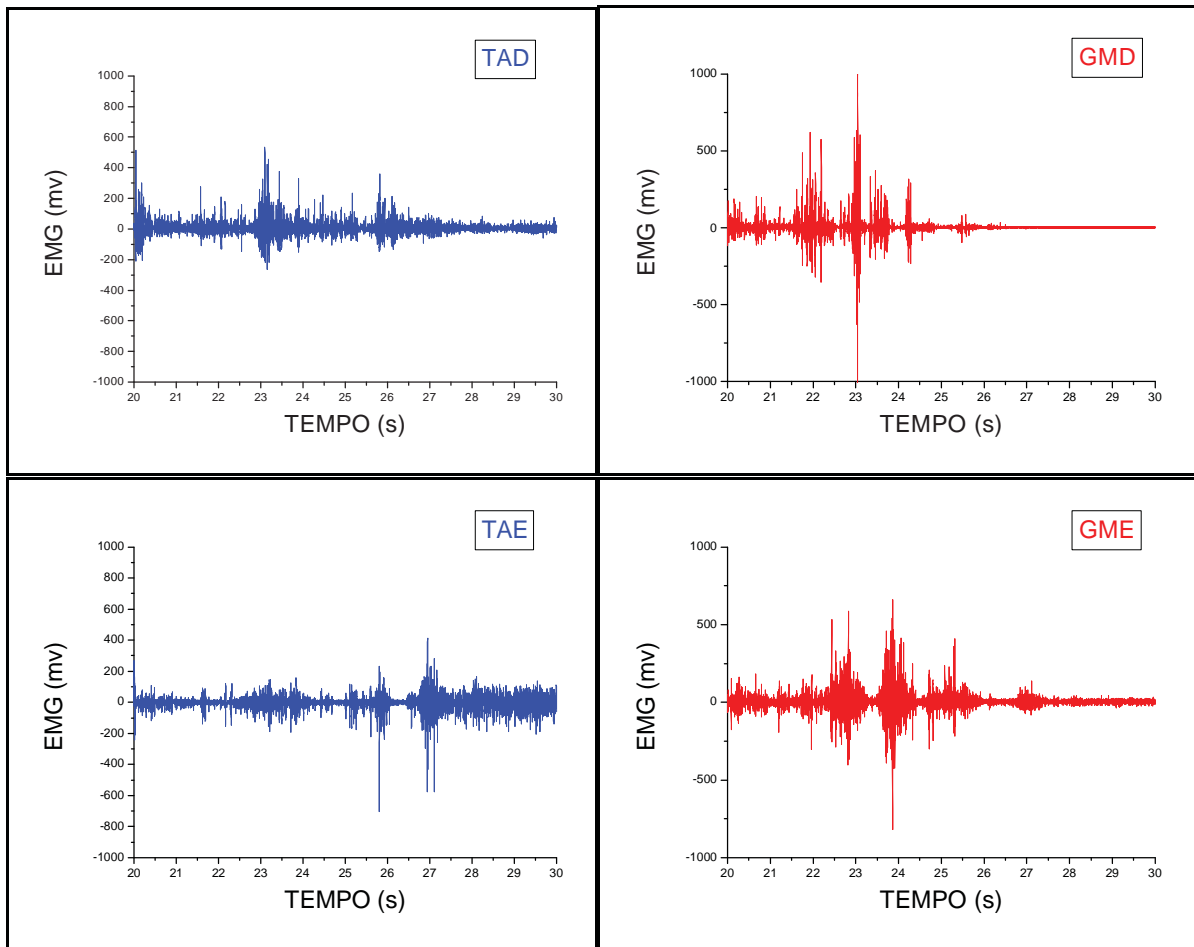


FIGURA 45 – Atividade eletromiográfica dos Músculos Tibial Anterior Direito (TAD), Gastrocnêmio Medial Direito (GMD), Tibial Anterior Esquerdo (TAE) e Gastrocnêmio Medial Esquerdo (GME), durante a marcha na descida

4.3 Ilustração das pressões plantares, de um indivíduo, durante a marcha

As Figuras 46, 47 e 48 representam os gráficos dos picos das pressões plantares exercidas nos sensores do Retropé Direito (RPD), Antepé Direito (APD), Retropé Esquerdo (RPE) e Antepé Esquerdo (APE), contidos na Sandália Sensorizada, de uma participante, durante sua marcha na subida, no plano e na descida, respectivamente.

Demonstram-se, na Figura 46, os picos de pressão plantar fornecidos pelos sensores durante a subida, que mostram um comportamento diferente dos picos representados na Figura 47, que correspondem aos coletados na marcha em solo plano. Enquanto que os picos de pressão plantar durante o declive (Figura 48) apresentam maior magnitude que os anteriores.

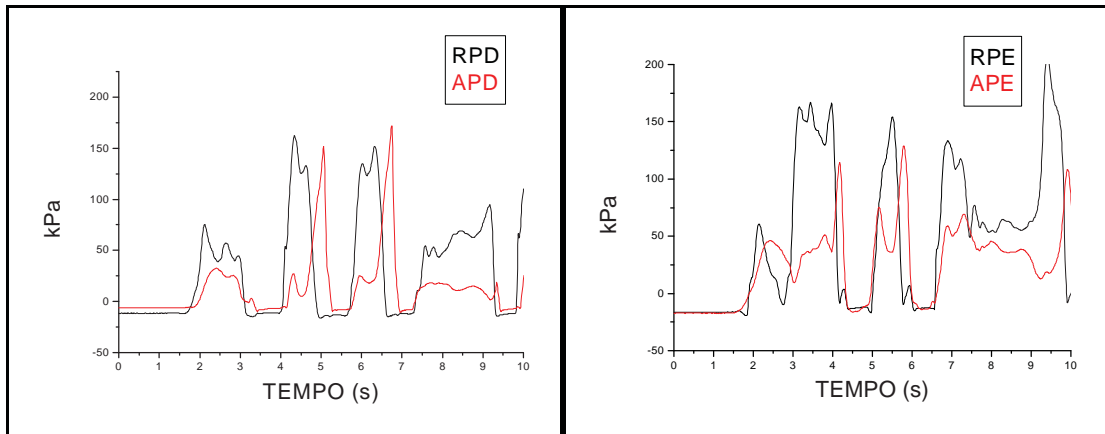


FIGURA 46 – Pressão Plantar exercida nos sensores do Retropé Direito (RPD) e do Antepé Direito (APD), e do Retropé Esquerdo (RPE) e Antepé Esquerdo (APE) da Sandália Sensorizada, durante a marcha no active

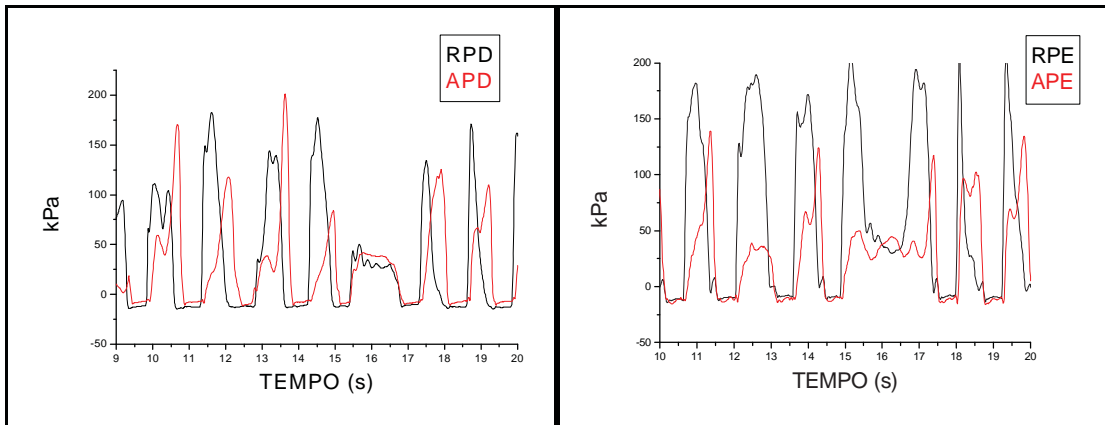


FIGURA 47 – Pressão Plantar exercida nos sensores do Retropé Direito (RPD) e do Antepé Direito (APD), e do Retropé Esquerdo (RPE) e Antepé Esquerdo (APE) da Sandália Sensorizada, durante a marcha no plano

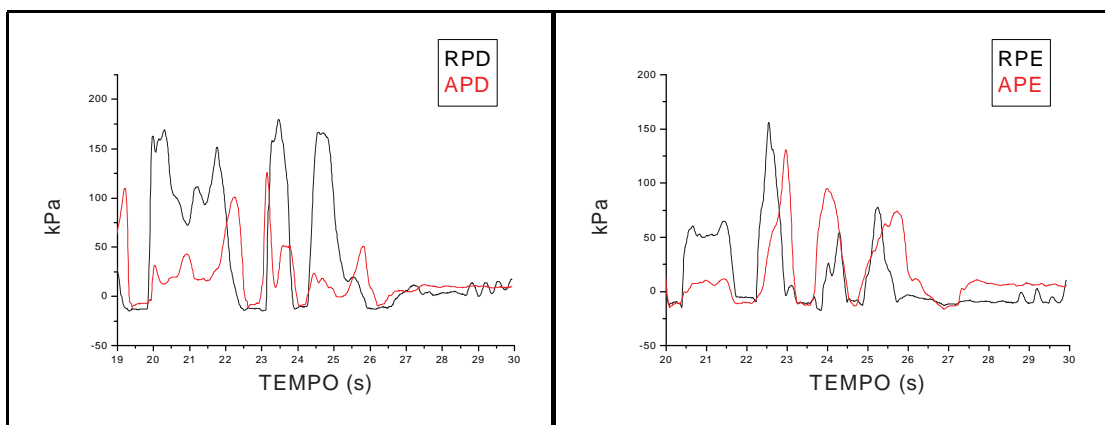


FIGURA 48 – Pressão Plantar exercida nos sensores do Retropé Direito (RPD) e do Antepé Direito (APD), e do Retropé Esquerdo (RPE) e Antepé Esquerdo (APE) da Sandália Sensorizada, durante a marcha no declive

4.4 Análise Estatística e Correlações

A proposta deste estudo foi estimar a magnitude de duas formas de análise de marcha, eletromiografia e pressão plantar, em superfície inclinada e plana. Essas ferramentas podem fornecer informações sobre estratégias de controle neural para diferentes atividades motoras em seres humanos (EARHART, BASTIAN, 2000).

No geral, os padrões de eletromiografia e da pressão plantar encontrados neste estudo foram similares aos de estudos anteriores (LAY *et al.*, 2006; LAY *et al.*, 2007; MC INTOSHI, 2006; DAMAVANDI *et al.*, 2011).

Os resultados presentes observados na marcha em superfície inclinada, refletem estratégias biomecânicas diferentes à da marcha em superfície plana, similarmente aos encontrados no estudo de Lay *et al.* (2006), que avaliaram a marcha no aclave, plano e declive de nove adultos saudáveis, sendo cinco mulheres e quatro homens, utilizando da cinemática e da cinética, cujo objetivo foi comparar a mecânica articular nestas diferentes condições de marcha.

Na atual pesquisa encontrou-se dados de maior magnitude de atividade de eletromiografia para o aclave envolvendo todos os músculos estudados, assim como os encontrados por Lay *et al.* (2007), que estudaram a atividade eletromiográfica dos músculos glúteo máximo, reto femoral, vasto medial, bíceps femoral, semimembranoso, gastrocnêmio medial, sóleo e tibial anterior durante a marcha de nove sujeitos.

Lay *et al.* (2007), observaram que a ativação dos padrões musculares, durante a marcha, mudou em superfícies de inclinação maior que 6°, que vai ao encontro dos atuais resultados, por estudar marcha em inclinação de 20°, observando maior atividade EMG de todos os músculos objetos desta pesquisa, durante o aclave, quando comparada a marcha em solo.

Para Prentice, Hasler, Groves e Frank (2004), esta maior solicitação muscular está relacionada com a necessidade de conquistar estabilidade adicional, promover propulsão e orientação do membro para acomodação frente às mudanças da superfície de apoio. Já, que, na percepção de Redfern e Di Pasquale (1977), a marcha em

pequenas inclinações também gera adaptações cinéticas e cinemáticas, porém em condições semelhantes à marcha em plano. Dessa forma, afirma que quanto maior o ângulo de inclinação, maiores as forças de cisalhamentos atuantes no pé, aumentando, conseqüentemente, as chances de queda, o que passa a exigir estratégias biomecânicas mais consideráveis.

Para a análise das variáveis estudadas, RMS, Razão e Co-contração muscular, e Pressão Plantar, comparando seus resultados entre o aclone, declive e plano, foi utilizado o teste de *Kruskall-Wallis*, os quais estão expostos nas Tabelas 1, 2, 3 e 8, enquanto, que a comparação dessas variáveis entre os membros direito e esquerdo são encontradas nas Tabelas 4, 5, 6 e 7, através do teste de *Mann-Whitney*.

4.4.1 RMS

Especificamente, na Tabela 1, demonstra-se a comparação realizada entre os valores dos *Ranks* dos RMS dos quatro músculos objetos desta pesquisa, nos três trechos da marcha: aclone, plano e declive, durante a Passada, e nas Fases de Apoio e de Balanço.

Tabela 1 – Valores dos *Ranks* dos RMS obtidos durante a Passada, Fases de Apoio e de Balanço dos músculos TAD, GMD, TAE, e GME, em Aclone, Plano e Declive, Guaratinguetá, 2010.

	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	p#
PASSADA				
TAD	24,91*	14,36	11,73	0,003
GMD	25,91*	16,27*	8,82*	< 0,001
TAE	24,55*	15,18	11,27	0,004
GME	25,64*	16,55*	8,82*	< 0,001
FASE DE APOIO				
TAD	24,36*	14,0	12,64	0,008
GMD	26,0*	16,36*	8,64*	< 0,001
TAE	25,18*	16,91*	8,91*	< 0,001
GME	26,09*	16,82*	8,09*	< 0,001
FASE DE BALANÇO				
TAD	24,64*	15,18	11,18	0,004
GMD	17,18	15,55	18,27	0,801
TAE	21,82	14,91	14,27	0,127
GME	15,55	21,64	13,82	0,137

obtidos pelo teste de *Kruskall-Wallis*

* Valor estatisticamente diferente

RMS compreende a magnitude da atividade muscular, uma vez que avalia a ativação das unidades motoras. Dessa forma, entende-se que quanto maior o valor do RMS maior o número de UM recrutadas ativas ao mesmo tempo, representando maior esforço muscular para realizar determinada atividade motora (MORITANI; NAGATA; MURO, 1982).

Na marcha em superfície inclinada, a condição geométrica dos segmentos do corpo se alterada conforme a direção em que as forças de reação do solo atuam, variando de acordo com as mudanças do pé em relação à superfície de apoio. Mudanças na atividade muscular também têm sido associadas à inclinação da superfície (PRENTICE; HASLER; GROVES; FRANK, 2004), assim como mostra os resultados deste estudo.

4.4.1.1 Passada

Durante a Passada, todos os músculos realizaram esforços significativamente maiores durante o alicie: tibiais anteriores direito e esquerdo, ($p=0,003$ e $0,004$), respectivamente e gastrocnêmios mediais, ($p<0,001$). Esses resultados podem ser explicados por Lay *et al* (2006), quando afirma que nesta condição de marcha, há maior demanda de atividade dos músculos dos membros inferiores.

Trata-se de um processo secundário ao aumento da flexão do quadril, joelho e tornozelo durante toda a passada na marcha em subida de rampa, como forma de adaptação para mover o centro de massa para frente a fim de neutralizar o efeito da gravidade, além de diminuir o impacto do calcâneo com o solo e o comprimento da passada (LEROUX *et al*, 2002).

Em contrapartida, durante o declive as mudanças angulares são inconsistentes entre as articulações dos membros inferiores, que em geral estão relacionadas ao controle descendente do corpo durante o apoio. A relevância destes dados cinemáticos, portanto, reside na sua associação com as alterações do comprimento do músculo, assim como seus efeitos subseqüentes sobre o fuso muscular e *feedback* proprioceptivo para o músculo gerador do padrão (LAY *et al.*, 2006).

Segundo Lay *et al.* (2007), os músculos TA e GM sofrem menor ativação na marcha em declive quando comparados à marcha no plano.

No atual estudo, os tibiais anteriores não apresentaram comportamentos diferentes na marcha em plano e em declive, enquanto os gastrocnêmios mediais realizaram esforços significativamente menores durante a descida quando comparado a marcha em solo plano ($p < 0,001$). Essa diferença de atividade EMG dos músculos flexores plantares (GM) se pode explicar por tratar de músculos que são acionados primeiramente quando no plano, comparando com a marcha no declive (LAY *et al.*, 2007), dessa forma sua magnitude no plano passa a ser maior que durante a descida de rampa.

4.4.1.2 Fase de Apoio

Na Fase de Apoio, assim como durante a Passada, todos os músculos estudados desenvolveram maior atividade eletromiográfica durante o aclave: tibial anterior direito ($p = 0,008$), tibial anterior esquerdo e gastrocnêmios mediais ($p < 0,001$).

A fase de apoio da marcha é iniciada pelo contato do calcâneo com o solo. O músculo tibial anterior (TA), primário dorsiflexor do tornozelo, que também realiza a inversão plantar durante a marcha, é o principal responsável por este contato inicial, buscando manter o pé em posição neutra, preparando o tornozelo para receber a carga corporal, o que na visão de Hermens *et al.* (1999) e Nene *et al.* (1999), exige intensa ativação deste músculo.

Durante a marcha em subida de rampa, as variáveis cinemáticas sofrem expressiva diferença, com destaque para a articulação do tornozelo, que durante a fase de apoio, apresenta maior grau de dorsiflexão, o que corrobora com o aumento de atividade desenvolvida pelo tibial anterior (LAY *et al.*, 2006).

O Gastrocnêmio Medial (GM) também realiza maior magnitude EMG durante a fase de apoio, na marcha em aclave. Nesta fase, atua como gerador de força por contração excêntrica; quando um músculo se contrai concentricamente, gera potencia e se a contração for excêntrica esta potencia é absorvida – parte importante da marcha,

embora trate de uma energia envolvida amplamente desperdiçada (WINTER; QUANBURY; REIMER, 1976). Na marcha em aclave, o GM parte de uma posição de maior comprimento do que quando no plano, gerando mais atividade contrátil (LAY *et al.*, 2007).

4.4.1.3 Fase de Balanço

Na Fase de Balanço da marcha, neste estudo, o único músculo que mostrou diferença significativa em sua atividade de EMG, também sendo maior no aclave ($p=0,004$) que no plano e no declive, foi o tibial anterior direito. Nesta fase, os demais músculos não apresentaram comportamentos diferentes entre a superfície inclinada e plana.

Durante a fase pré-balanço, o TA é ativado para desacelerar o ritmo de queda do pé e preparar o músculo para as demandas da fase seguinte que é o início da fase de balanço. A atividade de EMG do TA aumenta de intensidade ao longo do balanço inicial para ajudar a trazer a articulação do tornozelo para uma posição neutra, em que é mantido até o próximo contato inicial (BYRNE; KEEFFE; DONNELLY; LYONS, 2007).

Durante a Fase de Balanço no aclave, maior é a amplitude realizada de dorsiflexão até o contato inicial do calcâneo, para favorecer melhor posicionamento do pé com a inclinação. O aumento da amplitude articular apresenta relação direta com o grau da inclinação da passarela (LAY; HASS; GREGOR, 2005), o que justifica a maior intensidade de contração deste músculo na tentativa de neutralizar o posicionamento do tornozelo, durante a subida da rampa.

Durante o balanço médio é observado uma redução no nível de ativação do TA, já que a única exigência é manter a articulação em uma posição neutra pela contração isométrica, contração esta menos exigente que a isotônica concêntrica adotada inicialmente para atingir a posição neutra do tornozelo. Finalmente, uma maior atividade de EMG do TA é observada no balanço terminal, quando o membro prepara

para o contato inicial, o que pode ser derivado da inércia adicionada pelo avanço da perna (BYRNE; KEEFFE; DONNELLY; LYONS, 2007).

Essas alterações posturais são coerentes com a necessidade de levantar o membro para a retirada dos dedos do chão, para tocar o calcâneo no solo, e em seguida, impulsionar o corpo para cima, exigindo maior contração muscular, durante a inclinação (LAY *et al.*, 2006).

O estudo de Hunter, Hendrix e Dean, (2010), que estudaram o gasto energético e a atividade muscular de doze sujeitos saudáveis (dez homens e duas mulheres), durante a descida, justificam os resultados deste estudo, que não evidenciaram diferença significativa na magnitude de RMS dos músculos que realizam flexão plantar, durante a Fase de Balanço.

Estes autores explicam que há maior Fase de Balanço e menor atividade dos músculos flexores plantares (avaliaram o gastrocnêmio medial e o sóleo), conforme aumenta a inclinação da descida, o que corrobora com os atuais resultados. E defendem que o gasto energético não está somente relacionado a propriedades cardiovasculares do indivíduo, mas também a intensidade de atividade muscular para garantir a estabilidade durante a locomoção.

4.4.2 Razão Muscular

A partir dos valores de RMS obtidos, foi calculada a Razão entre os músculos Gastrocnêmio Medial e Tibial Anterior, de ambos os membros, os quais são indicados na Tabela 2.

Tabela 2 – Valores dos Ranks da Razão entre os músculos GMD e o TAD, e GME e o TAE, obtidos durante a Passada, Fases de Apoio e de Balanço no aclave, plano e declive, Guaratinguetá, 2010.

	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	p#
PASSADA				
GMD / TAD	17,27	18,64	15,09	0,686
GME / TAE	18,36	18,82	13,82	0,407
FASE DE APOIO				
GMD / TAD	19,27	19,18	12,55	0,174
GME / TAE	19,09	19,18	12,73	0,200
FASE DE BALANÇO				
GMD / TAD	9,82*	18,36	22,82	0,006
GME / TAE	13,27	21,27	16,45	0,148

obtidos pelo teste de *Kruskall-Wallis*

* Valor estatisticamente diferente

A Razão entre eles se mostrou estatisticamente diferente, somente envolvendo a Fase de Balanço do membro direito durante o aclave, o qual apontou menor valor, quando comparado ao plano e ao declive. Os demais valores da razão entre os músculos não apresentaram diferença estatística entre os comportamentos de marcha.

A Razão muscular representa a proporção entre a magnitude de atividade eletromiográfica entre dois músculos, envolvidos em um movimento.

A ativação excessiva de um determinado músculo pode funcionar como um contribuinte para o desenvolvimento de um movimento anormal, sendo assim, é importante que uma atividade motora apresente equilíbrio da Razão muscular, o que pode representar equilíbrio entre os músculos (HALLAL; MARQUES; GONÇALVES, 2011).

Mediante os resultados obtidos, se verificou proporcionalidade nos esforços realizados pelos músculos, durante a Passada e a Fase de Apoio, entre as três condições de marcha estudada, uma vez que não se observou diferença estatística para as suas razões calculadas.

Porém, durante a Fase de Balanço, no aclave, o membro direito apresentou valor significativamente menor quanto a sua Razão muscular ($p=0,006$), quando comparado ao plano e ao declive. Esse resultado pode ser amparado pelo maior valor de RMS obtido do TA durante a Fase de Balanço no aclave. Como a Razão foi calculada entre o GM e o TA, quanto maior for o valor de TA, menor será a razão entre eles.

4.4.3 Co-contração Muscular

A Co-contração, elucidada, na Tabela 3, é significativamente menor, durante a Fase de Apoio, entre os músculos do membro inferior direito durante a marcha no plano, quando comparado o aclave e o declive. Enquanto, durante a Fase de Balanço, este mesmo membro apresentou menor valor de co-contração muscular no aclave comparando com o plano e o declive. E os músculos do Membro Inferior Esquerdo geraram maior co-contração durante a Fase de Balanço no plano, quando comparado ao aclave e ao declive.

Tabela 3 – Valores dos Ranks da Co-contração entre os músculos GMD e o TAD, e GME e o TAE, obtidos durante a Passada, Fases de Apoio e de Balanço no aclave, plano e declive, Guaratinguetá, 2010.

	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	p#
PASSADA				
GMD / TAD	16,27	11,18	23,55	0,11
GME / TAE	14,27	22,73	14,0	0,55
FASE DE APOIO				
GMD / TAD	18,27	9,0*	23,73	0,001
GME / TAE	14,0	18,55	18,45	0,452
FASE DE BALANÇO				
GMD / TAD	9,91*	20,27	20,82	0,012
GME / TAE	13,82	23,91*	13,27	0,015

obtidos pelo teste de *Kruskall-Wallis*

* Valor estatisticamente diferente

A Co-contração muscular é um fenômeno caracterizado pela contração simultânea de dois ou mais músculos em torno de uma articulação (NORKIN; LEVANGIE, 1992). Medidas de co-contração têm sido amplamente utilizadas para avaliar a qualidade da coordenação motora (TURVEY, 1990), o estágio do aprendizado motor (TULLER; TURVEY; FITCH, 1982; TURVEY; FITCH; TULLER, 1982) e o grau de estabilidade articular dinâmica (OSTERNIG; CASTER; JAMES, 1995; TURVEY, 1990).

Em alguns destes estudos, os autores ligam os altos índices de co-contração à condição de rigidez articular, ineficiência de função muscular e alto gasto energético durante o movimento (BROUWER; ASHBY, 1991). Ou ainda, de forma mais

positiva, como algo necessário para ganhos em estabilidade de dinâmica articular (JOHANSSON; SJOLANDER, 1991).

4.4.3.1 Passada

Não houve diferença significativa na Co-contração muscular, durante a Passada, entre a marcha em inclinações (aclive e declive) e em superfície plana.

4.4.3.2 Fase de Apoio

Todavia, nesta pesquisa, durante a Fase de Apoio, detectou-se menor índice de Co-contração na marcha em superfície plana ($p=0,001$) ao compará-lo ao aclive e ao declive, que se mostrou igualmente maior. Uma elevada Co-contração muscular tem sido atribuída ao aumento da rigidez articular devido à instabilidade em articulações do membro inferior (MIAN *et al.*, 2006).

A marcha em solo plano representa a função de locomoção conhecida para o ser humano saudável, naturalmente que desenvolva tal movimento com menor gasto energético e melhor função muscular. Ao desenvolver a marcha em aclive e declive, sofre maior instabilidade por aumentar a chance de cair devido ao risco de deslizamento ou perder o equilíbrio (REDFERN; DI PASQUALE, 1997), mas como o padrão de marcha é altamente adaptável as mudanças de estratégias (LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002) realiza o aumento dos índices de Co-contração dos músculos envolvidos no tornozelo, para alcançar melhor estabilidade dinâmica desta articulação, diminuindo o risco de quedas e melhorando o equilíbrio, o que corrobora com o resultado obtido neste estudo, onde se encontrou maiores índices de Co-contração durante a marcha em condição inclinada, tanto para o aclive como para o declive.

Logo após o contato inicial do calcâneo com o solo, na fase de apoio, o tibial anterior entra em uma contração excêntrica, permitindo o rebaixamento do antepé, buscando um posicionamento plano do pé com o solo. Este é um fenômeno de Co-

contração, entre os flexores plantares e este músculo, e serve também para estabilizar o tornozelo, como foi observado durante a descida de escada (MC FADYEN; WINTER, 1988 apud LAY et al., 2007). E esta condição é ainda mais expressiva no declive, quando os músculos flexores plantares são ativos por muito mais tempo do que no plano (LAY et al., 2007).

Durante a descida, a absorção da potencia muscular aumenta, o que sugere que a atividade excêntrica do músculo seja maior e, portanto, o *feedback* dos fusos musculares quanto ao comprimento dos músculos seja enfatizado (GREGOR et al., 2006a,b apud in LAY et al., 2007), o que também pode justificar maior índice de Co-contratação entre os músculos do tornozelo, como visto nos resultados presentes.

4.4.3.3 Fase de Balanço

Durante a Fase de Balanço se encontrou diferença significativa quanto a Co-contratação dos músculos do membro inferior direito, com menor índice durante o aclave ($p=0,012$), assim como também foi encontrada menor Razão entre esses mesmos músculos nesta mesma fase, durante o aclave. Visto que a Co-contratação é a interdependência muscular para executar determinado movimento, e nesta fase da marcha, durante o aclave, o TA desempenhou maior magnitude de sua atividade (RMS) comparando ao GM, a relação entre eles foi bem pequena, uma vez que se trata de uma fase da marcha onde o predomínio muscular está entre os flexores dorsais do tornozelo.

E a Co-contratação dos músculos do membro inferior esquerdo, durante a marcha no plano, apresentou maior índice de Co-contratação ($p=0,015$). Para este achado não se encontrou uma explicação possível.

4.4.4 Comparação entre os Lados

Expõem-se, nas Tabelas 4, 5, 6 e 7, a comparação dos valores de RMS dos tibiais anteriores, RMS dos gastrocnêmios mediais, Razão e Co-contratação muscular,

respectivamente, entre os membros direito e esquerdo, mediante o Teste de *Mann-Whitney*.

Verificou-se, nas Tabelas 4 e 5, que os músculos do membro direito desenvolveram a mesma magnitude de atividade eletromiográfica (RMS) que os do membro esquerdo, durante toda a marcha analisada: Passada, Fases de Apoio e de Balanço, nos três percursos, uma vez que entre os seus valores, não houve diferença estatística. Desta maneira, acredita-se que as participantes desenvolveram mesmo esforço muscular, nos dois membros, durante toda a coleta da marcha.

Tabela 4 – Valores dos *Ranks* do RMS dos músculos TAD e TAE obtidos durante a Passada, Fases de Apoio e de Balanço no aclave, plano e declive, Guaratinguetá, 2010.

	TAD	TAE	p#
PASSADA			
ACLIVE	12,36	10,64	0,56
PLANO	12,36	10,64	0,56
DECLIVE	12,36	10,64	0,56
FASE DE APOIO			
ACLIVE	11,64	11,36	0,94
PLANO	12,73	10,27	0,40
DECLIVE	13,36	9,64	0,19
FASE DE BALANÇO			
ACLIVE	12,55	10,45	0,47
PLANO	11,27	11,73	0,89
DECLIVE	10,64	12,36	0,79

obtidos pelo teste de *Mann-Whitney*

Tabela 5 – Valores dos *Ranks* do RMS dos músculos GMD e GME obtidos durante a Passada, Fases de Apoio e de Balanço no active, plano e declive, Guaratinguetá, 2010.

	GMD	GME	p#
PASSADA			
ACLIVE	10,82	12,18	0,65
PLANO	12,0	11,0	0,74
DECLIVE	13,09	9,91	0,27
FASE DE APOIO			
ACLIVE	10,64	12,36	0,56
PLANO	11,73	11,27	0,89
DECLIVE	11,91	11,09	0,79
FASE DE BALANÇO			
ACLIVE	13,18	9,82	0,24
PLANO	10,27	12,73	0,4
DECLIVE	13,36	9,64	0,19

obtidos pelo teste de *Mann-Whitney*

Também não houve diferença significativa na Razão entre os músculos da direita quando comparados aos músculos da esquerda, nos três percursos da marcha, conforme ilustrado na Tabela 6.

Tabela 6 – Valores dos *Ranks* da Razão entre os músculos GMD e o TAD, e GME e o TAE, obtidos durante a Passada, Fases de Contato e de Balanço em active, plano e declive, Guaratinguetá, 2010.

	GMD/TAD	GME/TAE	p#
PASSADA			
ACLIVE	11,36	11,64	0,92
PLANO	11,18	11,82	0,81
DECLIVE	12,36	10,64	0,53
FASE DE APOIO			
ACLIVE	11,55	11,45	0,97
PLANO	10,64	12,36	0,53
DECLIVE	11,55	11,45	0,97
FASE DE BALANÇO			
ACLIVE	11,55	11,45	0,97
PLANO	10,27	12,73	0,33
DECLIVE	13,27	9,73	0,2

obtidos pelo teste de *Mann-Whitney*

No que se refere à diferença significativa entre os valores de Co-contração dos músculos entre os membros, foi registrada somente envolvendo o declive durante a Passada e a Fase de Balanço, como visualizado na Tabela 7.

Tabela 7 – Valores dos *Ranks* da Co-contração entre os músculos GMD e o TAD, e GME e o TAE, obtidos durante a Passada, Fases de Apoio e de Balanço no aclave, plano e declive, Guaratinguetá, 2010.

	TAD/GMD	TAE/GME	p#
PASSADA			
ACLIVE	14,0	9,0	0,76
PLANO	9,09	13,91	0,8
DECLIVE	15,36*	7,64	0,004
FASE DE APOIO			
ACLIVE	14,91	8,09	0,13
PLANO	9,18	13,82	0,101
DECLIVE	13,82	9,18	0,101
FASE DE BALANÇO			
ACLIVE	11,27	11,73	0,898
PLANO	10,45	12,55	0,478
DECLIVE	14,36*	8,64	0,04

obtidos pelo teste de *Mann-Whitney*

* Valor estatisticamente diferente

Durante a marcha em declive, os músculos do membro inferior direito apresentaram maior valor de Co-contração quando comparados aos valores do membro inferior esquerdo, em toda a Passada ($p=0,004$) e durante a Fase de Balanço ($p=0,04$). Isto pode ser resultante do índice de 90,9% da amostra analisada declarar que seu lado dominante é o direito.

Como propriedade do ser humano, a lateralização é composta pela integração bilateral postural do corpo e está intimamente relacionada à evolução e à utilização dos instrumentos. Esta integração é uma condição básica da motricidade humana e se oriunda da tonicidade e da equilibração (LOUREIRO, 2005b).

A lateralização envolve a dominância lateral que se define como a escolha de um dos lados do corpo como predominantemente funcional. Em outras palavras, a preferência em razão do uso mais freqüente e efetivo de uma metade do corpo frente à outra. A lateralidade se define como a distinção dos lados do corpo conscientizados pelo eixo corporal e, conseqüentemente, a nomeação do lado direito e esquerdo (LOUREIRO, 2005b).

Ao estudar a lateralização deve-se relacioná-la a dois aspectos importantes: preferência manual e especialização hemisférica.

Lateralização, por consequência, sinônimo de diferenciação e organização. O hemisfério esquerdo controla o lado direito do corpo, enquanto o hemisfério direito controla o lado esquerdo. Primeiro, em termos sensório-motores, posteriormente, em termos perceptivos e simbólicos. A especialização hemisférica das funções é efetivamente necessária para a eficiência dos processos cerebrais. Uma boa lateralização é o produto final de uma ótima maturação (FONSECA, 2005, p.177).

Salienta-se que a marcha em declive gera mais instabilidade articular que no aplane e ainda mais que no plano, por gerar maior força de cisalhamento e, conseqüentemente, maior risco de quedas. E na tentativa de buscar eficácia em sua coordenação motora para desenvolver tal movimento com o mínimo de instabilidade, possivelmente, a pessoa exija maior sinergismo dos músculos vinculados ao seu lado dominante. Esse sinergismo representa a condição de Co-contração muscular, conforme resultados obtidos neste estudo.

4.4.5 Pressão Plantar

Os resultados revelam, na Tabela 8, os valores dos *Ranks* das Pressões Plantares obtidos pelos sensores contidos na Sandália Sensorizada, direita e esquerda, em que é possível verificar que há uma maior pressão plantar exercida no pé direito durante o declive, quando comparada ao aplane e ao plano. Enquanto, no membro inferior esquerdo não houve diferença estatística nas Pressões Plantares exercidas durante toda a marcha.

Tabela 8 – Valores dos *Ranks* das pressões plantares obtidos pelos sensores contidos na Sandália Sensorizada, direita e esquerda, durante a marcha em aplane, plano e declive, Guaratinguetá, 2010.

	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	p#
MEMBRO DIREITO	15,55	10,91	24,55*	0,003
MEMBRO ESQUERDO	19,73	11,64	19,64	0,79

obtidos pelo teste de *Kruskall-Wallis*

* Valor estatisticamente diferente

Os indicadores, na Tabela 8, podem amparar os resultados explicitados na Tabela 6. Durante o declive houve maior Pressão Plantar, exercida sob o calcâneo do pé

direito, ao comparar com a pressão plantar exercida durante a marcha no plano e no aclive ($p=0,003$), assim como a Co-contração muscular durante toda a Passada e na Fase de Balanço que também foi de maior magnitude no declive.

Lay *et al.*, (2006) afirmam que a cinemática angular e a cinética ocorrem devido as contrações musculares, de acordo com uma seleção de estratégia de controle neural. Assim, possivelmente, exista uma relação direta da Co-contração dos músculos do tornozelo com a Pressão Plantar exercida sob o pé correspondente, os quais apresentaram maior magnitude durante o declive e comportamento semelhante no aclive e no plano. Esses autores também verificaram o comportamento semelhante com a Força de Reação do Solo (FRS) durante a marcha em subida e em plano, concordando com a atual pesquisa.

Com base em seus resultados significantes quanto à cinemática angular e a FRS, estes afirmam que as estratégias mecânicas sob um único controle de fato são necessárias, durante a marcha em superfícies inclinadas, o que torna necessário uma investigação sob todos os pontos de vista da análise da marcha.

Mc Intoshi *et al.* (2006), em seu estudo sobre a marcha em superfícies inclinadas, envolvendo 11 sujeitos saudáveis, do gênero masculino, apontaram que a FRS acompanhou diretamente o gradiente de inclinação da superfície. Isto significa que quanto mais inclinada, maior a sua magnitude. Além disso, descreveram que o primeiro pico da FRS foi maior no declive de rampa, do que no aclive e no plano, também concordando com a atual pesquisa. Essa diferença foi mais significativa envolvendo inclinações na ordem de 8° a 10°.

Damavandi *et al.*, (2011), estudaram três componentes da força de reação do solo em relação a marcha e a corrida de nove sujeitos do sexo masculino, saudáveis, em superfícies inclinadas e em solo plano, e seus resultados também evidenciaram que durante o declive o pico de força foi mais significativo e justificaram como indicativo de necessidade para transferir a massa corporal para o membro contralateral durante toda a fase de apoio.

Os autores supracitados mostraram também que a marcha em superfície inclinada apresenta padrões assimétricos quanto às forças de reação do solo, principalmente no

seu componente médio-lateral, sendo que outros ajustes como atividades musculares (EARHART; BASTIAN, 2000), dados cinemáticos dos membros inferiores (DIXON; PEARSALL, 2010), e/ou adaptações posturais (LEROUX, 2002), podem ser necessários para compensar essas adaptações da FRS durante a marcha ou corrida em inclinações (DAMAVANDI et al., 2011). Concluem que essas adaptações são necessárias para melhorar a estabilidade dinâmica, a fim de evitar o deslizamento no declive, sendo um desafio para as pessoas com mobilidade reduzida ou atletas com lesões de membros inferiores.

Esta maior magnitude de pressão plantar exercida sob o calcâneo durante o declive também pode ser justificada pelo desenvolvimento da marcha em uma velocidade mais alta do que quando desenvolvida em aplane. A fase de balanço passa a ser mais longa e a pressão exercida durante a estreita fase de apoio mais intensa.

Para Lay et al. (2006), estas estratégias desenvolvidas durante a marcha em superfícies inclinadas ainda não estão bem esclarecidas, sendo escassos os dados cinéticos que permitam tirar conclusões principalmente quanto ao controle neural da marcha. Porém, afirma que não houve diferença significativa, em sua pesquisa, quanto a duração da fase de apoio, no comprimento e duração da passada, comparando a marcha em solo plano e em superfícies inclinadas, seja para subir ou para descer. Enquanto que para as variáveis cinemáticas, houve expressiva diferença, com destaque para a articulação do tornozelo que se apresentou com grau de dorsiflexão maior durante toda a fase de apoio na marcha em subida.

Os resultados do presente estudo, sustentados por dados da literatura, indicam que o complexo tornozelo-pé deve acomodar às mudanças quanto à marcha em superfícies inclinadas, uma vez que, este tipo de marcha, segundo Tulchin; Orendurff; Karol (2010) pode provocar deficiências funcionais em pessoas com rigidez ou fraqueza muscular, e que muitas vezes pode não ser visto em uma análise de marcha em superfície plana.

O atual estudo apresenta algumas limitações como a sensibilidade do aparelho, que conta somente com quatro sensores em cada sandália e desses foram utilizados

somente três. Haja vista que existem recursos muito mais sofisticados no mercado capazes de abordar toda a superfície plantar do pé.

Também quanto ao aparelho de aquisição de dados eletromiográficos, que possui quatro canais, restringindo a quantidade de músculos coletados. A análise da marcha requer globalidade, sendo importante envolver maior número de músculos.

A amostra também influencia os resultados obtidos. Talvez um número maior de participantes, envolvendo ambos os gêneros, se pudesse explicar com mais eficácia os achados nas diferenças dos comportamentos nas marchas.

5 CONCLUSÕES

Ao se identificar a atividade eletromiográfica dos músculos Tibial Anterior e Gastrocnêmio Medial, durante a marcha em rampa de 20°, envolvendo 11 participantes voluntárias do gênero feminino com idade entre vinte e cinquenta anos, saudáveis, com marcha independente, foi possível correlacionar as variáveis eletromiográficas obtidas a partir dos RMS, Razão e Co-contração, assim como com a Pressão Plantar, com a finalidade de analisar o esforço biomecânico do tornozelo, e concluiu-se que:

- e) Durante a marcha em aclive, quando comparada ao plano, houve maior atividade muscular (RMS) dos músculos TA e GM, durante a Passada e nas Fases de Apoio e Balanço, porém, no declive a atividade muscular foi inferior inclusive à marcha em superfície horizontal, o que mostra ser necessário intensa demanda muscular durante o aclive, acompanhando as mudanças do posicionamento do pé com relação a superfície de apoio, validando parcialmente a hipótese inicial.
- f) Houve diferença estatística na Razão entre os músculos somente durante o aclive envolvendo o membro inferior direito, a qual se mostrou estatisticamente menor, promovendo uma validação parcial da hipótese inicial.
- g) A Co-contração dos músculos do tornozelo teve maior magnitude durante a marcha em aclive e declive, porém somente durante a Fase de Apoio, o que levou a concluir que há uma busca em corrigir a instabilidade gerada no apoio sobre a superfície inclinada, aumentando a rigidez articular, porém estes achados não foram os mesmos durante a Fase de Balanço, o que valida parcialmente a hipótese inicial.
- h) Foi exercido superior pressão plantar sob o calcâneo no percurso em declive. Durante o aclive a pressão gerada não apresentou diferença estatística com relação a marcha em solo plano, concluindo que os esforços plantares sejam maiores durante uma descida de rampa do que uma subida, contrariando parcialmente a hipótese inicial.

De modo geral, percebe-se que os esforços musculares do tornozelo e os desenvolvidos sob as plantas dos pés, foram mais importantes durante o percurso em superfície inclinada, e apesar da atividade muscular individual, de todos os músculos objetos da pesquisa ter sido maior durante o aclave, se pôde concluir evidente correlação entre a Co-contração muscular e a Pressão plantar durante a Fase de Apoio em declive, e entre a Co-contração muscular e a Razão muscular, desenvolvendo menores esforços durante a Fase de Balanço, no aclave.

5.1 Considerações Finais

As Pressões plantares e os comportamentos musculares diferentes desenvolvidos durante o aclave e declive, em comparação com o plano, indicam que é improvável que as estratégias biomecânicas que controlam esses movimentos sejam a mesma.

Diante aos resultados, identificou-se que durante a Passada e a Fase de Apoio, estes músculos realizaram esforços (RMS) significativamente superiores no aclave e inferiores no declive. Porém, na Fase de Balanço, apenas o músculo tibial anterior direito apresentou diferença significativa em sua atividade de eletromiografia, no aclave.

Quanto a Razão, estimou-se que entre os músculos foi diferente estatisticamente, apenas envolvendo a Fase de Balanço do membro direito no aclave, o qual apontou menor valor confrontando com o plano e o declive. Assim como a Co-contração, que teve mesmo resultado durante a Fase de Balanço no aclave, além de ter sido significativamente menor, na Fase de Contato, entre os músculos do membro inferior direito durante a marcha no plano.

Verificou-se que os valores das Pressões plantares obtidos pelos sensores contidos na Sandália Sensorizada, direita e esquerda, foram maiores exercidos sob o pé direito no declive, quando comparado ao aclave e ao plano. Por outro lado, no membro inferior esquerdo não houve diferença estatística nas pressões plantares exercidas durante toda a marcha.

Desta forma, se pode afirmar ao final do presente estudo, que as formas de acessibilidades, apesar de importantes e obrigatórias, por dispor o direito de ir e vir a qualquer pessoa, portadora ou não de mobilidade reduzida, promove um desenvolvimento de marcha que não pode ser comparado à exercida em superfície horizontal, gerando custos biomecânicos acentuados, como maior magnitude de atividade muscular durante as subidas de rampas, além de instabilidades e riscos de deslizamentos, principalmente mediante as descidas.

REFERÊNCIAS

AMADIO, A. C.; BARBANTI, V. J. **A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo: Estação Liberdade, 2000.

AMADIO, A. C.; DUARTE, M. **Fundamentos biomecânicos para análise do movimento**. São Paulo, 1996.

ANDRIACCHI, T. P.; OGLE, J. A.; GALANTE, J. O. Walking speed as basis for normal and abnormal gait measurements. **Journal of Biomechanics**, v.10, p.261-8, 1977.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT). Norma **Brasileira Regulamentadora (NBR) 9050 – Acessibilidade a edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos**. 2 ed, de 31 mai. 2004. Em vigor a partir de 30 maio 2004. 97 p.

BAKER, R. The history of gait analysis before the advent of modern computers. **Gait and Posture**, v.26, p.331-42, 2007.

BARELA, A. M. F. **Análise biomecânica do andar de adultos e idosos nos ambientes aquático e terrestre**. 2005. 113f. Tese (doutorado) – Educação Física, Escola de Educação Física e Esporte de São Paulo, Universidade de São Paulo. São Paulo, 2005.

BASMAJIAN, J. V.; De LUCA C. J. **Muscles Alive: Their functions revealed by electromyography**. 5th edition, Baltimore: Williams and Wilkins, 1985.

BIGLAND B., LIPPOLD O. C. J. Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle. **Journal of Physiology**. v. 125, p. 322-35, 1954.

BOGEY, R; GITTER, A; BARNES, L. Determination of ankle muscle power in normal gait using an EMG – to – force processing approach. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 20, p. 46-54, 2010.

BOGEY, R; PERRY, J; GITTER, A. An EMG – to – force processing approach for determining ankle muscle force during normal human gait. **IEEE Trans Neural Syst Rehab Eng**. v. 13, 2005.

BROUWER, B., ASHBY, P. Altered corticospinal projections to lower limb motoneurons in subjects with cerebral palsy. **Brain**, v. 114, p. 1395-407, 1991.

- BURDEN, A. M.; TREW, M.; BALTZOLPOULOS, V. Normalisation of gait EMGs: a reexamination. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, p. 519-32, 2003.
- BYRNE, C. A. *et al.* Effect of walking speed changes on tibialis anterior EMG during healthy gait for FES envelope design in drop foot correction. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.17, p. 605-16, 2007.
- CAPOZZO, A. Mechanics of human walking . In: PATLA, AE . **Adaptability of human gait: implications for the control of locomotion**. North-Holland: Elsevier Science, 1991. p. 167-86.
- CHUNG, S. H.; GIULIANI, C. A. Within-and between-session consistency for electromyographic temporal patterns of walking in non-disabled older adults. **Gait and Posture**, Amsterdam, v.6, p. 110-18, 1997.
- CLARYS, J. P.; CABRI, J. Electromyography and the study of sports movements: a review. **Journal of Sports Science**, v.11, p. 379-448, 1993.
- COSTA, P. H. L. *et al.* Sobre a localização de pontos e eixos anatómicos para medidas antropométricas a partir de fotogramas. In: **Anais do VI Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Universidade de Brasília. Brasília, 1995.
- DAMAVANDI, M.; DIXON, P. C.; PEARSALL, D. J. et al. Ground reaction force adaptations during cross-slope walking and running. **Human Movement Science**. jun. 2011.
- De LUCA, C. J. The use surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**. v.13, p.135-63, 1997.
- DE LUCA, C. J. *et al.* Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. **Journal of Physiology**. v.329, p.113-28, 1982.
- DIXON, C. P.; PEARSALL, D. J. Gait dynamics on a cross-slope walking surface. **Journal of Applied Biomechanics**. v.2, p. 17-25, 2010.
- DUBO, H. I. *et al.* Electromyographic temporal analysis of gait: normal human locomotion. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.57, p. 415-20, 1976.
- DUCHENE, J.; GOUBEL, F. Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**. v.21, n.4, p.313-97, 1993.

EARHART, G. M.; BASTIAN, A. J. Form switching during human locomotion: Traversing wedges in a single step. **Journal of Neurophysiology**. v.84, p. 605-15, 2000.

ENOKA, R. M. **Bases Neurodinâmicas da Cinesiologia**. 2 ed. São Paulo: Manole, 2000. p.160-3.

FALCONER, K.; WINTER, D. A. Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint during walking. **Electromyographic Clinical Neurophysiologic**. v. 25, p. 135-149, 1985.

FONSECA, V. **Desenvolvimento psicomotor e aprendizagem**. Lisboa: Âncora, 2005.

FONSECA, S. T. *et al.* Análise de um método eletromiográfico para quantificação de co-contração muscular. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**. v.9, n.3, p.23-30, 2001.

FRANK, J. S.; PATLA, A. E. Balance and mobility challenges in older adults: implications for preserving community mobility. **American Journal of Preventive Medicine**. v.25, p.157-63, 2003.

GODOY, A. *et al.* **Cartilha da inclusão dos direitos da pessoa com deficiência**. Belo Horizonte: PUC/MG, 2000.

GREGOR, R. J.; SMITH, D. W.; PRILUTSKY, B. I. Mechanics of slope walking in the cat: quantification of muscle load, length change, and ankle extensor EMG patterns. **Journal of Neurophysiology**. v.95, p.1397-409, 2006a.

HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. 5 ed. Barueri: Manole, 2009.

HALLAL, C. Z.; MARQUES, N. R.; GONÇALVES, M. Razão eletromiográfica de músculos estabilizadores do ombro durante a execução de exercícios com haste oscilatória. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v.17, n.1, p.31-5, 2011.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**, São Paulo: Manole, 1999.

HARRIS, G. F.; WERTSCH, J. J. Procedures for gait analysis. **Archive Physical Medice Reability**. v.75, p.216-25, 1994.

HARRISON, A. J.; FOLLAND, J. P. Investigation of gait protocols for plantar pressure measurement of non: pathological subjects using a dynamic pedobarograph. **Gait and Posture**. v. 6, p.50-55, 1997.

HENNING, E.M. The evolution and biomechanics of the human foot: applied research for footwear. **Revista Brasileira de Biomecânica**. v.4, p.7-14, 2003.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J. Electromyogr. Kinesiol.** v.10, n.5, p.361-74, 2000.

HERMENS, H. J. *et al.* European recommendations for surface electromyography, results of the SENIAM project. **Roessingh Research and Development**. 1999.

HUNTER, L. C.; HENDRIX, E. C.; DEAN, J. C. The cost of walking downhill: Is the preferred gait energetically optimal? **Journal of Biomechanics**. v.43, p.1910-15, 2010.

INMAN, V. T.; RALSTON, H. J.; TOOD, F.: A Locomoção Humana. In: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Marcha Humana**. 2 ed. São Paulo: Premier, 1998. p. 1-21.

JOHANSSON, H.; SJÖLANDER, P. Receptors in the knee joint ligaments and their role in the biomechanics of the joint. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**. v.18, n.5, p.341-68, 1991.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia Articular**. v.2: Membro inferior. 5 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

KAPANDJI, A. I. A abóboda plantar. In: **Fisiologia Articular**. São Paulo: Manole, 1982. p.226-54.

KATOULIS, E. C. *et al.* Gait abnormalities in diabetic neuropathy. **Diabetes Care**. v.12, 1997. p.1904-7.

LARISH, D. D.; MARTIN, P. E.; MUNGIOLE, M. Characteristic patterns of gait in the health old. In: JOSEPH, J. A. (Eds.). **Central determinants of age-related declines in motor function**. New York: The New York academy of Science, 1988. p.18-32,

LAY, A. N. *et al.* Characterization of a system for studying human gait during slope walking. **Journal of Applied Biomechanics**. v.21, p.153-66, 2005.

LAY, A. N. *et al.* The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. **Journal of Biomechanics**. v.39, p.1621-8, 2006.

LAY, A. N. *et al.* The effects of sloped surfaces on locomotion: An electromyographic analysis. **Journal of Biomechanics**. v.40, p.1276-85, 2007.

LAY, A. N.; HASS, C. J.; GREGOR, R. J. The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. **Journal of Biomechanics**. v.39, p.1621-8, 2005.

LEDOUX, W. R.; HILLSTROM, H. J. Acceleration of the calcaneus at heel strike in neutrally aligned and planus feet. **Clinical Biomechanics**. v.16, p.608-13, 2001.

LEE, L. W.; KERIGAN, D. C. Identification of kinetic differences between fallers and nonfallers in the elderly. **American Journal Physical Medicine Rehabilitation**. v.78, p.242-6, 1999.

LEROUX, A.; FUNG, J.; BARBEAU, H. Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies. **Gait Posture**. v.15, p.64-74, 2002.

LORD, M. Foot pressure measurement: a review of methodology. **Journal of Biomedical Engineering**. v.3, p.91-9, apr. 1981.

LOSS, J. F.; GAYA, C. S.; VAZ, M. A. Avaliação do erro de medição em pequenos deslocamentos do sistema Peak Performance (versão 5.3). In: **Anais do VIII Congresso Brasileiro De Biomecânica**. p.275-9, 1999.

LOUREIRO, M. B. S. **Psicomotricidade**. São Paulo: ISPE-GAE, 2005 (Apostila).

MALATESTA, D. *et al.* Energy cost of walking and gait instability in healthy 65- and 80-yr-olds. **Journal Appl Physiology**. v.95, n.6, p.2248-56, 2003.

MANN, R. A.; HAGY, J. Biomechanics of walking, running and sprinting. **American Journal Sports Medicine**. v.8, n.5, p. 345-50, 1980.

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. **Instrumentação em Biomecânica**. Laboratório de Biofísica da Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.

MARQUES, C. A. G. **Técnica de detecção de distúrbios para o monitoramento da qualidade de energia**. 2007. 87f. Dissertação (mestrado) – Engenharia Elétrica, Faculdade de Engenharia, Universidade Federal de Juiz de Fora. Juiz de Fora, 2007.

MC INTOSH, A. S. *et al.* Gait dynamics on an inclined walkway. **Journal of Biomechanics**. v.39, p.2491-502, 2006.

MIAN, O. S. *et al.* Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. **Acta Physiologica**. v.186, n.2, p.127-39, 2006.

MORAIS FILHO, M. C.; REIS, R. A.; KAWAMURA, C. M. Avaliação do padrão de movimento dos joelhos e tornozelos durante a maturação da marcha normal. **Acta Ortopédica Brasileira**. v.18, n.1, p.23-5, 2010.

MORITANI, T.; NAGATA, A.; MURO, M. Electromyographic manifestations of muscular fatigue. **Medicine Science Sports Exercise**. v.14, n.3, p.198-202, 1982.

NENE, A.; MAYAGOITIA, R.; VELTINK, P. Assessment of rectus femoris function during initial swing phase. **Gait Posture**. v.9, p.1-9, 1999.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Biomecânica básica do sistema musculoesquelético**. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

NORKIN, C. C.; LEVANGIE, P. K. Muscle structure and function. In: NORKIN, C. C.; LEVANGIE, P. K.. **Joint structure and function: a comprehensive analysis**. Philadelphia: Davis Company, 1992, p.92-104.

OSTERNIG, L. R.; CASTER, B. L.; JAMES, C. R. Contralateral hamstring (biceps femoris) coactivation patterns and anterior cruciate ligament dysfunction. **Medicine Science Sports Exercise**. v.27, n.6, p. 801-8, 1995.

PEREIRA, M. P.; GONÇALVES, M. Muscular coactivation (CA) around the knee reduces Power production in elderly women. **Archives of Gerontology and Geriatrics**. v.52, p.317-21, 2011.

PERRY, J. **Análise de marcha: marcha normal**. v.1. Barueri: Manole, 2005a.

PERRY, J. **Análise de marcha: sistemas de análise de marcha**. v.3. Barueri: Manole, 2005b.

PERRY, J. **Gait analysis: normal and pathological function**. New Jersey: Slack Incorporated, 1992.

PLANALTO CENTRAL. **Decreto n. 5296**, regulamenta a Lei n. 10.098, **Acessibilidade**. 2004. Disponível em: <www.planalto.gov.br/ccivil_03/_Ato2004-2006/2004/Decreto/D5296.htm>. Acesso em: 30 mar. 2011.

PLANALTO CENTRAL. Lei n. 10.098, **Acessibilidade**. 2000. Disponível em: <www.planalto.gov.br/ccivil_03/_lei/2000/10098.htm>. Acesso em: 30 mar. 2011.

PRENTICE, S. D. *et al.* Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface. **Gait and Posture**. v.20, p.255-65, 2004.

REDFERN, M.; DIPASQUALE, J. Biomechanics of descending ramps. **Gait Posture**, v. 6, p.119-25, 1997.

ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Marcha humana**. 2 ed. São Paulo: Premier, 1998.

SAAD, M.; BATISTELA, L. R.; MASIERO, D. Técnicas de análise de marcha. **Acta Fisátrica**. v.3, p.23-6, 1996.

SACCO, I. C. N. **Biomecânica da marcha humana**: análise do andar normal e aplicações clínicas. Apostila didática, 2001.

SACCO, I. C. N.; AMADIO, A. C. Proposta metodológica para o estudo de respostas biomecânicas aplicadas na avaliação do andar em indivíduos portadores de diabetes. In: **Anais do XI Congresso Brasileiro de Biomecânica**. 1995, Brasília. Sociedade Brasileira de Biomecânica (SBB), 1995. p.78-84.

SOAMES, R. N. Foot pressure patterns during gait. **Journal Biomedicine Engineer**. v.7, n.2, p.120-6, 1985.

SPENCE, A.P. Articulações. In: **Anatomia humana básica**. São Paulo: Manole, 1991. p.157-85.

SUTHERLAND, D. H. The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. **Gait and Posture**. v.14, p.61-70, 2001.

TEODORO, E. C. M. **Desenvolvimento de um protótipo para medida da pressão plantar durante a marcha, com e sem o uso de um dispositivo de auxílio**. 2011. 128f. Tese (doutorado) – Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista. Guaratinguetá, São Paulo, 2011.

TOKUHIRO, A; NAGASHIMA, H.; TAKECHI, H. Electromyographic kinesiology of lower extremity muscles during slope walking. **Archive Physical Medicine Rehabilitation**. v.66, p.610-3, 1985.

TULCHIN, K.; ORENDURFF, M.; KAROL, L. The effects of surface slope on multi-segment foot kinematics in healthy adults. **Gait and Posture**. v.32, p.446-50, 2010.

TULLER, B.; TURVEY, M. T.; FITCH, H. L. The Bernstein Perspective: II. The concept of muscle linkage or coordinative structure. In: KELSO, J. A. S. **Human Motor Control**. New Jersey: Lawrence Erlbaum, 1982, p.239-51.

TURVEY, M. T. Coordination. **Reprinted from American Psychologist**. v.45, n.8, p.938-53, 1990.

TURVEY, M. T.; FITCH, H. L.; TULLER, B. The Bernstein perspective: I. The problems of degrees of freedom and context conditioned variability. In: KELSO, J. A. S. **Human Motor Control**. New Jersey: Lawrence, 1982, p.253-70.

VAUGHAN, L. C.; BROOKING, G. D.; OBREE, K. S. **Exploring strategies for controlling multiple muscles in human locomotion**. New York: IEEE, 1996.

VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B. L.; O'CONNOR, J. C. **Dynamics of human gait**. 2 ed. Cape Town: Kiboho Publishers, 1999. CD-Rom.

VERGHESE, J. *et al.* Epidemiology of gait disorders in community-residing older adults. **Journal of the American Geriatrics Society**. v.56, n.2, p.255-61, feb. 2006.

WHITTLE, M. W. Calibration and performance of a three-dimensional television system for kinematic analysis. **Journal of Biomechanics**. v.15, p.185-96, 1982.

WHITTLE, M. W. Clinical gait analysis: a review. In: **Human Movement Science**. v.15, 1996a.

_____. **Gait analysis: an introduction**. 2 ed. Oxford: Butterworth Heinemann, 1996b

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 2 ed. Toronto: Wiley Interscience, 1990.

_____. Biomechanical motor patterns in normal walking. **Journal of Motor Behavior**. v.15, p.302-30, 1983.

_____. **Biomechanics of human movement**. John Wiley & Sons, 1979.

WINTER, D. A.; QUANBURY, A. O.; REIMER, G. D. Analysis of instantaneous energy of normal gait. **Journal of Biomechanics**. v.9, p.253-7, 1976.

WINTER, D. A.; YACK, H. J. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**. v.67, p.402-11, 1987.

YANG, J. F.; WINTER, D. A. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.65, p.517-21, 1984.

ZERNICKE, R. F. The emergence of human biomechanics. In: BROOKS, G.A.: **Perspectives on the academic discipline of physical education**. Champaign: Human Kinetics, 1981. p.124-36.

APÊNDICE A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidada para participar, como voluntária, em uma pesquisa. Após ser esclarecida sobre as informações a seguir, no caso de aceitar fazer parte do estudo, assine ao final deste documento, que está em duas vias. Uma delas é sua e a outra é da pesquisadora responsável. Em caso de recusa você não será penalizada de forma alguma.

INFORMAÇÕES SOBRE A PESQUISA:

Projeto: Análise das variáveis espectrais e da pressão plantar na caminhada em aclive e declive.

PESQUISADORA RESPONSÁVEL: SANDRA REGINA DE GOUVÊA PADILHA GALERA (ALUNA DO PROGRAMA DE DOUTORADO DA FACULDADE DE ENGENHARIA DE GUARATINGUETÁ – UNESP)

Telefone para contato (inclusive ligações a cobrar): (12) 9115-8340

Trata-se de uma pesquisa a ser realizada nas dependências do Departamento de Mecânica da FEG, sob a supervisão do orientador e co-orientador do projeto, cujo objetivo é analisar as variáveis espectrais e da pressão plantar na marcha em subida e descida de rampa, através da eletromiografia de superfície e da palmilha sensorizada.

Esta pesquisa será executada individualmente.

Esse procedimento experimental não implicará prejuízo algum à voluntária da pesquisa.

Saliento que a voluntária não sofrerá nenhum tipo de risco, uma vez que o tratamento será embasado em pesquisas e dados científicos referentes ao tema. A voluntária não terá prejuízos nem sofrerá qualquer desconforto ou lesão provocada pela pesquisa. Esclareço ainda, que serão ressarcidas quaisquer despesas que venha apresentar para colaboração com esta pesquisa.

O período de participação será de aproximadamente 3 (três) horas.

É expressamente garantido a voluntária o direito de retirar seu consentimento a qualquer momento, sem nenhum prejuízo à sua saúde e nem financeiro. Além disso, será garantido o sigilo da sua identidade.

Nome e assinatura do pesquisador: _____

**CONSENTIMENTO DA PARTICIPAÇÃO DA PESSOA COMO
VOLUNTÁRIO**

Eu, _____
_____, RG _____, abaixo assinado, concordo em participar do
estudo _____, de forma
voluntária. Fui devidamente informada e esclarecida pela pesquisadora sobre a
pesquisa, os procedimentos nela envolvidos, assim como os possíveis riscos e
benefícios decorrentes de minha participação. Foi-me garantido que posso retirar meu
consentimento a qualquer momento, sem que isto leve a qualquer penalidade.

Local e data

_____ / _____ / _____

Nome:

Assinatura da voluntária:

APÊNDICE B: ANAMNESE

**FACULDADE DE ENGENHARIA DE GUARATINGUETÁ (FEG)
UNESP CAMPUS GUARATINGUETÁ**

DADOS PESSOAIS

NOME

--

SEXO / DATA DE NASCIMENTO / IDADE

--	--	--

ENDEREÇO

--

CONTATO

--

PROFISSÃO

--

DADOS ANTROPOMÉTRICOS

PESO

ALTURA

IMC

--	--

DADOS CLÍNICOS

PREFERÊNCIA DE LADO

RELATA DOR EM ALGUMA REGIÃO DO CORPO? QUAL?

HÁ QUANTO TEMPO SENTE A DOR?

QUANDO FOI A ÚLTIMA CRISE DE DOR INTENSA?

APRESENTOU ALGUM PROBLEMA ORTOPÉDICO, REUMATOLÓGICO OU NEUROLÓGICO NOS ÚLTIMOS 5 ANOS?

TEVE ALGUMA QUEDA NOS ÚLTIMOS TRÊS ANOS?

MEDICAMENTOS EM USO

--

PRATICA ALGUMA ATIVIDADE FÍSICA? QUAL A FREQUENCIA?

--

OBSERVAÇÕES:

DATA

ASSINATURA

--	--

APÊNDICE C

Rotina *MatLab*

```

% marcha.m
% Adalgiso Coscrato Cardozo %
clear;
close all;
warning off

%% Abrindo Arquivo de EMG
ex_arqu='*.xls';
disp('Abrindo arquivo de EMG...')
[filename_emg, pathname, filterindex] = uigetfile(ex_arqu, 'Selecione o
arquivo de EMG');
disp('')
if filename_emg==0
    disp('Finalizado')
    return
end
nome_do_arquivo_EMG=filename_emg;
tam_nome=length(filename_emg);
tam_nome_sem_ex=tam_nome-4;
x_nome_emg=filename_emg(1:tam_nome_sem_ex);

% Carregando arquivo
x_emg=xlsread(nome_do_arquivo_EMG);
toque_emg = x_emg(:,3);
m1 = x_emg(:,4);
m2 = x_emg(:,5);
m3 = x_emg(:,6);
m4 = x_emg(:,7);

%% Abrindo Arquivo da Palmilha
ex_arqu='*.xls';
disp('Abrindo arquivo da Palmilha...')
[filename_pal, pathname, filterindex] = uigetfile(ex_arqu, 'Selecione o
arquivo da Palmilha');
disp('')
if filename_pal==0
    disp('Finalizado')
    return
end
nome_do_arquivo_da_Palmilha=filename_pal;

% Carregando arquivo
x_pal=xlsread(nome_do_arquivo_da_Palmilha);
cd = x_pal(:,2);

%% Frequencias de amostragem
fs_emg=2000;
fs_pal=100;
tempo_emg=1/fs_emg;
tempo_pal=1/fs_pal;

%% Sincronizando os Arquivos
% Definindo inicio EMG

```

```

xy_emg=(1:length(toque_emg))';
figure
plot(xy_emg, toque_emg);
title('Identifique o Toque na Plataforma');
[xpt_emg, ypt_emg] = ginput(1);
toque_plat=round(xpt_emg(1));
tempo_toque_plat=toque_plat/fs_emg;
close all

% Definindo inicio Palmilha
xy_pal=(1:length(cd))';
figure
plot(xy_pal, cd);
title('Identifique o Primeiro Toque do Calcanhar');
[xpt_pal, ypt_pal] = ginput(1);
toque_calc=round(xpt_pal(1));
tempo_toque_calc=toque_calc/fs_pal;
close all

% Realizando a sincronização
inicio_tempo_emg=tempo_toque_plat-1;
inicio_emg=inicio_tempo_emg*fs_emg;
final_emg=length(x_emg);
x_emg_sinc = x_emg(inicio_emg:final_emg,:);
toque_emg = x_emg(:,3);
m1 = x_emg_sinc(:,4);
m2 = x_emg_sinc(:,5);
m3 = x_emg_sinc(:,6);
m4 = x_emg_sinc(:,7);

inicio_tempo_pal=tempo_toque_calc-1;
inicio_pal=inicio_tempo_pal*fs_pal;
final_pal=length(x_pal);
x_pal_sinc = x_pal(inicio_pal:final_pal,:);
cd = x_pal_sinc(:,2);
ce = x_pal_sinc(:,3);
hd = x_pal_sinc(:,4);
he = x_pal_sinc(:,5);

%% Filtrando os dados EMG
% Realizando a filtragem dos dados com filtro passa alta de 20 Hz
fs=2000;
n=2;
Wn=20/(fs/2);
[b,a] = butter(n,Wn,'high');
m1 = filtfilt(b,a,m1);
m2 = filtfilt(b,a,m2);
m3 = filtfilt(b,a,m3);
m4 = filtfilt(b,a,m4);

% Realizando a filtragem dos dados com filtro passa baixa de 500 Hz
n=4;
Wn=499/(fs/2);
[d,c] = butter(n,Wn,'low');
m1 = filtfilt(d,c,m1);
m2 = filtfilt(d,c,m2);
m3 = filtfilt(d,c,m3);
m4 = filtfilt(d,c,m4);

```

```
% Realizando a filtragem dos dados com filtro notch
% filtro notch de 60Hz
fn = 60;
alpha = 0.95;
num = [1 -2*cos(2*pi*fn/fs) 1];
den = [1 -2*alpha*cos(2*pi*fn/fs) alpha^2];
m1 = filter(num,den,m1);
m2 = filter(num,den,m2);
m3 = filter(num,den,m3);
m4 = filter(num,den,m4);

% filtro notch de 120Hz
fn = 120;
alpha = 0.95;
num = [1 -2*cos(2*pi*fn/fs) 1];
den = [1 -2*alpha*cos(2*pi*fn/fs) alpha^2];
m1 = filter(num,den,m1);
m2 = filter(num,den,m2);
m3 = filter(num,den,m3);
m4 = filter(num,den,m4);

% filtro notch de 180Hz
fn = 180;
alpha = 0.95;
num = [1 -2*cos(2*pi*fn/fs) 1];
den = [1 -2*alpha*cos(2*pi*fn/fs) alpha^2];
m1 = filter(num,den,m1);
m2 = filter(num,den,m2);
m3 = filter(num,den,m3);
m4 = filter(num,den,m4);

% filtro notch de 240Hz
fn = 240;
alpha = 0.95;
num = [1 -2*cos(2*pi*fn/fs) 1];
den = [1 -2*alpha*cos(2*pi*fn/fs) alpha^2];
m1 = filter(num,den,m1);
m2 = filter(num,den,m2);
m3 = filter(num,den,m3);
m4 = filter(num,den,m4);

% filtro notch de 300Hz
fn = 300;
alpha = 0.95;
num = [1 -2*cos(2*pi*fn/fs) 1];
den = [1 -2*alpha*cos(2*pi*fn/fs) alpha^2];
m1 = filter(num,den,m1);
m2 = filter(num,den,m2);
m3 = filter(num,den,m3);
m4 = filter(num,den,m4);

% filtro notch de 360Hz
fn = 360;
alpha = 0.95;
num = [1 -2*cos(2*pi*fn/fs) 1];
den = [1 -2*alpha*cos(2*pi*fn/fs) alpha^2];
m1 = filter(num,den,m1);
```

```

m2 = filter(num,den,m2);
m3 = filter(num,den,m3);
m4 = filter(num,den,m4);

% filtro notch de 420Hz
fn = 420;
alpha = 0.95;
num = [1 -2*cos(2*pi*fn/fs) 1];
den = [1 -2*alpha*cos(2*pi*fn/fs) alpha^2];
m1 = filter(num,den,m1);
m2 = filter(num,den,m2);
m3 = filter(num,den,m3);
m4 = filter(num,den,m4);

% filtro notch de 480Hz
fn = 480;
alpha = 0.95;
num = [1 -2*cos(2*pi*fn/fs) 1];
den = [1 -2*alpha*cos(2*pi*fn/fs) alpha^2];
m1 = filter(num,den,m1);
m2 = filter(num,den,m2);
m3 = filter(num,den,m3);
m4 = filter(num,den,m4);

%% Definindo os trecho
% Criando o eixo XY %%%
xy=(1:length(cd))';

% Apresentando Graficos
% Grafico direito
figure
plot(xy,cd, 'b');
hold on
plot(xy,hd, 'r');
hold off
title('Indique os pontos de analise do pe direito')
[xpt_d, ypt_d] = ginput(9);
d=round(xpt_d);
tempo_d=d/fs_pal;
ponto_emg_direito=tempo_d*fs_emg;
hold on
plot(xpt_d, ypt_d, '*k')
hold off

% Grafico esquerdo
figure
plot(xy,ce, 'b');
hold on
plot(xy,he, 'r');
hold off
title('Indique os pontos de analise do pe esquerdo')
[xpt_e, ypt_e] = ginput(9);
e=round(xpt_e);
tempo_e=e/fs_pal;
ponto_emg_esquerdo=tempo_e*fs_emg;

% Definindo os trechos
d_l=ponto_emg_direito(1);

```

```

d_2=ponto_emg_direito(2);
d_3=ponto_emg_direito(3);
d_4=ponto_emg_direito(4);
d_5=ponto_emg_direito(5);
d_6=ponto_emg_direito(6);
d_7=ponto_emg_direito(7);
d_8=ponto_emg_direito(8);
d_9=ponto_emg_direito(9);

e_1=ponto_emg_esquerdo(1);
e_2=ponto_emg_esquerdo(2);
e_3=ponto_emg_esquerdo(3);
e_4=ponto_emg_esquerdo(4);
e_5=ponto_emg_esquerdo(5);
e_6=ponto_emg_esquerdo(6);
e_7=ponto_emg_esquerdo(7);
e_8=ponto_emg_esquerdo(8);
e_9=ponto_emg_esquerdo(9);

% Tibial Anterior
% Direito
ta_d_aclive_passada=m3(d_1:d_3,:);
ta_d_aclive_contato=m3(d_1:d_2,:);
ta_d_aclive_aerea=m3(d_2:d_3,:);

ta_d_plano_passada=m3(d_4:d_6,:);
ta_d_plano_contato=m3(d_4:d_5,:);
ta_d_plano_aerea=m3(d_5:d_6,:);

ta_d_declive_passada=m3(d_7:d_9,:);
ta_d_declive_contato=m3(d_7:d_8,:);
ta_d_declive_aerea=m3(d_8:d_9,:);

% Esquerdo
ta_e_aclive_passada=m1(e_1:e_3,:);
ta_e_aclive_contato=m1(e_1:e_2,:);
ta_e_aclive_aerea=m1(e_2:e_3,:);

ta_e_plano_passada=m1(e_4:e_6,:);
ta_e_plano_contato=m1(e_4:e_5,:);
ta_e_plano_aerea=m1(e_5:e_6,:);

ta_e_declive_passada=m1(e_7:e_9,:);
ta_e_declive_contato=m1(e_7:e_8,:);
ta_e_declive_aerea=m1(e_8:e_9,:);

% Gastrocnemio Medial
% Direito
gm_d_aclive_passada=m4(d_1:d_3,:);
gm_d_aclive_contato=m4(d_1:d_2,:);
gm_d_aclive_aerea=m4(d_2:d_3,:);

gm_d_plano_passada=m4(d_4:d_6,:);
gm_d_plano_contato=m4(d_4:d_5,:);
gm_d_plano_aerea=m4(d_5:d_6,:);

gm_d_declive_passada=m4(d_7:d_9,:);

```



```

gm_d_declive_contato=m4(d_7:d_8,:);
gm_d_declive_aerea=m4(d_8:d_9,:);

% Esquerdo
gm_e_aclive_passada=m2(e_1:e_3,:);
gm_e_aclive_contato=m2(e_1:e_2,:);
gm_e_aclive_aerea=m2(e_2:e_3,:);

gm_e_plano_passada=m2(e_4:e_6,:);
gm_e_plano_contato=m2(e_4:e_5,:);
gm_e_plano_aerea=m2(e_5:e_6,:);

gm_e_declive_passada=m2(e_7:e_9,:);
gm_e_declive_contato=m2(e_7:e_8,:);
gm_e_declive_aerea=m2(e_8:e_9,:);

%% Obtendo a RMS durante a Passada
emg_ta_d_aclive_passada=rms_emg(ta_d_aclive_passada, 1/1000,0.025);
emg_ta_e_aclive_passada=rms_emg(ta_e_aclive_passada, 1/1000,0.025);
emg_gm_d_aclive_passada=rms_emg(gm_d_aclive_passada, 1/1000,0.025);
emg_gm_e_aclive_passada=rms_emg(gm_e_aclive_passada, 1/1000,0.025);

emg_ta_d_plano_passada=rms_emg(ta_d_plano_passada, 1/1000,0.025);
emg_ta_e_plano_passada=rms_emg(ta_e_plano_passada, 1/1000,0.025);
emg_gm_d_plano_passada=rms_emg(gm_d_plano_passada, 1/1000,0.025);
emg_gm_e_plano_passada=rms_emg(gm_e_plano_passada, 1/1000,0.025);

emg_ta_d_declive_passada=rms_emg(ta_d_declive_passada, 1/1000,0.025);
emg_ta_e_declive_passada=rms_emg(ta_e_declive_passada, 1/1000,0.025);
emg_gm_d_declive_passada=rms_emg(gm_d_declive_passada, 1/1000,0.025);
emg_gm_e_declive_passada=rms_emg(gm_e_declive_passada, 1/1000,0.025);

rms_ta_d_aclive_passada=mean(emg_ta_d_aclive_passada);
rms_ta_e_aclive_passada=mean(emg_ta_e_aclive_passada);
rms_gm_d_aclive_passada=mean(emg_gm_d_aclive_passada);
rms_gm_e_aclive_passada=mean(emg_gm_e_aclive_passada);

rms_ta_d_plano_passada=mean(emg_ta_d_plano_passada);
rms_ta_e_plano_passada=mean(emg_ta_e_plano_passada);
rms_gm_d_plano_passada=mean(emg_gm_d_plano_passada);
rms_gm_e_plano_passada=mean(emg_gm_e_plano_passada);

rms_ta_d_declive_passada=mean(emg_ta_d_declive_passada);
rms_ta_e_declive_passada=mean(emg_ta_e_declive_passada);
rms_gm_d_declive_passada=mean(emg_gm_d_declive_passada);
rms_gm_e_declive_passada=mean(emg_gm_e_declive_passada);

%% Obtendo a RAZAO durante a Passada
razao_gm_d_por_ta_d_aclive_passada=rms_gm_d_aclive_passada/rms_ta_d_aclive_
passada;
razao_gm_e_por_ta_e_aclive_passada=rms_gm_e_aclive_passada/rms_ta_e_aclive_
passada;

razao_gm_d_por_ta_d_plano_passada=rms_gm_d_plano_passada/rms_ta_d_plano_pas
sada;
razao_gm_e_por_ta_e_plano_passada=rms_gm_e_plano_passada/rms_ta_e_plano_pas
sada;

```

```

razao_gm_d_por_ta_d_declive_passada=rms_gm_d_declive_passada/rms_ta_d_decli
ve_passada;
razao_gm_e_por_ta_e_declive_passada=rms_gm_e_declive_passada/rms_ta_e_decli
ve_passada;

%% Obtendo a CO-CONTRACAO durante a Passada
%%% Aclive
% Direito
ret_ta_d_aclive_passada=abs(ta_d_aclive_passada);
ret_gm_d_aclive_passada=abs(gm_d_aclive_passada);
fs=fs_emg;
n=4;
Wn=6/(fs/2);
[b,a] = butter(n,Wn, 'low');
env_ta_d_aclive_passada = filtfilt(b,a,ret_ta_d_aclive_passada);
env_gm_d_aclive_passada = filtfilt(b,a,ret_gm_d_aclive_passada);
tam_d_aclive_passada=length(env_ta_d_aclive_passada);
i=1;

while i<=tam_d_aclive_passada
    ponto_ta_d_aclive_passada=env_ta_d_aclive_passada(i,:);
    ponto_gm_d_aclive_passada=env_gm_d_aclive_passada(i,:);

    if ponto_ta_d_aclive_passada<ponto_gm_d_aclive_passada
        ponto_comum_d_aclive_passada=ponto_ta_d_aclive_passada;
    elseif ponto_gm_d_aclive_passada<ponto_ta_d_aclive_passada
        ponto_comum_d_aclive_passada=ponto_gm_d_aclive_passada;
    end

    ponto_comum_todos_d_aclive_passada(i,:)=ponto_comum_d_aclive_passada;
    i=i+1;
end

area_comum_d_aclive_passada=trapz(ponto_comum_todos_d_aclive_passada);
area_ta_d_aclive_passada=trapz(env_ta_d_aclive_passada);
area_gm_d_aclive_passada=trapz(env_gm_d_aclive_passada);
cocon_d_aclive_passada
=(2*(area_comum_d_aclive_passada/(area_ta_d_aclive_passada+area_gm_d_aclive
_passada)))*100;

% Esquerdo
ret_ta_e_aclive_passada=abs(ta_e_aclive_passada);
ret_gm_e_aclive_passada=abs(gm_e_aclive_passada);
fs=fs_emg;
n=4;
Wn=6/(fs/2);
[b,a] = butter(n,Wn, 'low');
env_ta_e_aclive_passada = filtfilt(b,a,ret_ta_e_aclive_passada);
env_gm_e_aclive_passada = filtfilt(b,a,ret_gm_e_aclive_passada);
tam_e_aclive_passada=length(env_ta_e_aclive_passada);
i=1;

while i<=tam_e_aclive_passada
    ponto_ta_e_aclive_passada=env_ta_e_aclive_passada(i,:);
    ponto_gm_e_aclive_passada=env_gm_e_aclive_passada(i,:);

    if ponto_ta_e_aclive_passada<ponto_gm_e_aclive_passada

```

```

        ponto_comum_e_aclive_passada=ponto_ta_e_aclive_passada;
    elseif ponto_gm_e_aclive_passada<ponto_ta_e_aclive_passada
        ponto_comum_e_aclive_passada=ponto_gm_e_aclive_passada;
    end

    ponto_comum_todos_e_aclive_passada(i,:)=ponto_comum_e_aclive_passada;
    i=i+1;
end

area_comum_e_aclive_passada=trapz(ponto_comum_todos_e_aclive_passada);
area_ta_e_aclive_passada=trapz(env_ta_e_aclive_passada);
area_gm_e_aclive_passada=trapz(env_gm_e_aclive_passada);
cocon_e_aclive_passada
=(2*(area_comum_e_aclive_passada/(area_ta_e_aclive_passada+area_gm_e_aclive
_passada)))*100;

%%% Plano
% Direito
ret_ta_d_plano_passada=abs(ta_d_plano_passada);
ret_gm_d_plano_passada=abs(gm_d_plano_passada);
fs=fs_emg;
n=4;
Wn=6/(fs/2);
[b,a] = butter(n,Wn,'low');
env_ta_d_plano_passada = filtfilt(b,a,ret_ta_d_plano_passada);
env_gm_d_plano_passada = filtfilt(b,a,ret_gm_d_plano_passada);
tam_d_plano_passada=length(env_ta_d_plano_passada);
i=1;

while i<=tam_d_plano_passada
    ponto_ta_d_plano_passada=env_ta_d_plano_passada(i,:);
    ponto_gm_d_plano_passada=env_gm_d_plano_passada(i,:);

    if ponto_ta_d_plano_passada<ponto_gm_d_plano_passada
        ponto_comum_d_plano_passada=ponto_ta_d_plano_passada;
    elseif ponto_gm_d_plano_passada<ponto_ta_d_plano_passada
        ponto_comum_d_plano_passada=ponto_gm_d_plano_passada;
    end

    ponto_comum_todos_d_plano_passada(i,:)=ponto_comum_d_plano_passada;
    i=i+1;
end

area_comum_d_plano_passada=trapz(ponto_comum_todos_d_plano_passada);
area_ta_d_plano_passada=trapz(env_ta_d_plano_passada);
area_gm_d_plano_passada=trapz(env_gm_d_plano_passada);
cocon_d_plano_passada
=(2*(area_comum_d_plano_passada/(area_ta_d_plano_passada+area_gm_d_plano_pa
ssada)))*100;

% Esquerdo
ret_ta_e_plano_passada=abs(ta_e_plano_passada);
ret_gm_e_plano_passada=abs(gm_e_plano_passada);
fs=fs_emg;
n=4;
Wn=6/(fs/2);
[b,a] = butter(n,Wn,'low');
env_ta_e_plano_passada = filtfilt(b,a,ret_ta_e_plano_passada);

```

```

env_gm_e_plano_passada = filtfilt(b,a,ret_gm_e_plano_passada);
tam_e_plano_passada=length(env_ta_e_plano_passada);
i=1;

while i<=tam_e_plano_passada
    ponto_ta_e_plano_passada=env_ta_e_plano_passada(i,:);
    ponto_gm_e_plano_passada=env_gm_e_plano_passada(i,:);

    if ponto_ta_e_plano_passada<ponto_gm_e_plano_passada
        ponto_comum_e_plano_passada=ponto_ta_e_plano_passada;
    elseif ponto_gm_e_plano_passada<ponto_ta_e_plano_passada
        ponto_comum_e_plano_passada=ponto_gm_e_plano_passada;
    end

    ponto_comum_todos_e_plano_passada(i,:)=ponto_comum_e_plano_passada;
    i=i+1;
end

area_comum_e_plano_passada=trapz(ponto_comum_todos_e_plano_passada);
area_ta_e_plano_passada=trapz(env_ta_e_plano_passada);
area_gm_e_plano_passada=trapz(env_gm_e_plano_passada);
cocon_e_plano_passada
=(2*(area_comum_e_plano_passada/(area_ta_e_plano_passada+area_gm_e_plano_pa
ssada)))*100;

%%% Declive
% Direito
ret_ta_d_declive_passada=abs(ta_d_declive_passada);
ret_gm_d_declive_passada=abs(gm_d_declive_passada);
fs=fs_emg;
n=4;
Wn=6/(fs/2);
[b,a] = butter(n,Wn, 'low');
env_ta_d_declive_passada = filtfilt(b,a,ret_ta_d_declive_passada);
env_gm_d_declive_passada = filtfilt(b,a,ret_gm_d_declive_passada);
tam_d_declive_passada=length(env_ta_d_declive_passada);
i=1;

while i<=tam_d_declive_passada
    ponto_ta_d_declive_passada=env_ta_d_declive_passada(i,:);
    ponto_gm_d_declive_passada=env_gm_d_declive_passada(i,:);

    if ponto_ta_d_declive_passada<ponto_gm_d_declive_passada
        ponto_comum_d_declive_passada=ponto_ta_d_declive_passada;
    elseif ponto_gm_d_declive_passada<ponto_ta_d_declive_passada
        ponto_comum_d_declive_passada=ponto_gm_d_declive_passada;
    end

    ponto_comum_todos_d_declive_passada(i,:)=ponto_comum_d_declive_passada;
    i=i+1;
end

area_comum_d_declive_passada=trapz(ponto_comum_todos_d_declive_passada);
area_ta_d_declive_passada=trapz(env_ta_d_declive_passada);
area_gm_d_declive_passada=trapz(env_gm_d_declive_passada);
cocon_d_declive_passada
=(2*(area_comum_d_declive_passada/(area_ta_d_declive_passada+area_gm_d_decl
ive_passada)))*100;

```

```

% Esquerdo
ret_ta_e_declive_passada=abs(ta_e_declive_passada);
ret_gm_e_declive_passada=abs(gm_e_declive_passada);
fs=fs_emg;
n=4;
Wn=6/(fs/2);
[b,a] = butter(n,Wn,'low');
env_ta_e_declive_passada = filtfilt(b,a,ret_ta_e_declive_passada);
env_gm_e_declive_passada = filtfilt(b,a,ret_gm_e_declive_passada);
tam_e_declive_passada=length(env_ta_e_declive_passada);
i=1;

while i<=tam_e_declive_passada
    ponto_ta_e_declive_passada=env_ta_e_declive_passada(i,:);
    ponto_gm_e_declive_passada=env_gm_e_declive_passada(i,:);

    if ponto_ta_e_declive_passada<ponto_gm_e_declive_passada
        ponto_comum_e_declive_passada=ponto_ta_e_declive_passada;
    elseif ponto_gm_e_declive_passada<ponto_ta_e_declive_passada
        ponto_comum_e_declive_passada=ponto_gm_e_declive_passada;
    end

    ponto_comum_todos_e_declive_passada(i,:)=ponto_comum_e_declive_passada;
    i=i+1;
end

area_comum_e_declive_passada=trapz(ponto_comum_todos_e_declive_passada);
area_ta_e_declive_passada=trapz(env_ta_e_declive_passada);
area_gm_e_declive_passada=trapz(env_gm_e_declive_passada);
cocon_e_declive_passada
=(2*(area_comum_e_declive_passada/(area_ta_e_declive_passada+area_gm_e_declive_passada)))*100;

%% Obtendo a RMS durante o Contato
emg_ta_d_aclive_contato=rms_emg(ta_d_aclive_contato, 1/1000,0.025);
emg_ta_e_aclive_contato=rms_emg(ta_e_aclive_contato, 1/1000,0.025);
emg_gm_d_aclive_contato=rms_emg(gm_d_aclive_contato, 1/1000,0.025);
emg_gm_e_aclive_contato=rms_emg(gm_e_aclive_contato, 1/1000,0.025);

emg_ta_d_plano_contato=rms_emg(ta_d_plano_contato, 1/1000,0.025);
emg_ta_e_plano_contato=rms_emg(ta_e_plano_contato, 1/1000,0.025);
emg_gm_d_plano_contato=rms_emg(gm_d_plano_contato, 1/1000,0.025);
emg_gm_e_plano_contato=rms_emg(gm_e_plano_contato, 1/1000,0.025);

emg_ta_d_declive_contato=rms_emg(ta_d_declive_contato, 1/1000,0.025);
emg_ta_e_declive_contato=rms_emg(ta_e_declive_contato, 1/1000,0.025);
emg_gm_d_declive_contato=rms_emg(gm_d_declive_contato, 1/1000,0.025);
emg_gm_e_declive_contato=rms_emg(gm_e_declive_contato, 1/1000,0.025);

rms_ta_d_aclive_contato=mean(emg_ta_d_aclive_contato);
rms_ta_e_aclive_contato=mean(emg_ta_e_aclive_contato);
rms_gm_d_aclive_contato=mean(emg_gm_d_aclive_contato);
rms_gm_e_aclive_contato=mean(emg_gm_e_aclive_contato);

rms_ta_d_plano_contato=mean(emg_ta_d_plano_contato);
rms_ta_e_plano_contato=mean(emg_ta_e_plano_contato);

```

```

rms_gm_d_plano_contato=mean(emg_gm_d_plano_contato);
rms_gm_e_plano_contato=mean(emg_gm_e_plano_contato);

rms_ta_d_declive_contato=mean(emg_ta_d_declive_contato);
rms_ta_e_declive_contato=mean(emg_ta_e_declive_contato);
rms_gm_d_declive_contato=mean(emg_gm_d_declive_contato);
rms_gm_e_declive_contato=mean(emg_gm_e_declive_contato);

%% Obtendo a RAZAO durante o Contato
razao_gm_d_por_ta_d_aclive_contato=rms_gm_d_aclive_contato/rms_ta_d_aclive_
contato;
razao_gm_e_por_ta_e_aclive_contato=rms_gm_e_aclive_contato/rms_ta_e_aclive_
contato;

razao_gm_d_por_ta_d_plano_contato=rms_gm_d_plano_contato/rms_ta_d_plano_con
tato;
razao_gm_e_por_ta_e_plano_contato=rms_gm_e_plano_contato/rms_ta_e_plano_con
tato;

razao_gm_d_por_ta_d_declive_contato=rms_gm_d_declive_contato/rms_ta_d_decli
ve_contato;
razao_gm_e_por_ta_e_declive_contato=rms_gm_e_declive_contato/rms_ta_e_decli
ve_contato;

%% Obtendo a CO-CONTRACAO durante o Contato
%%% Aclive
% Direito
ret_ta_d_aclive_contato=abs(ta_d_aclive_contato);
ret_gm_d_aclive_contato=abs(gm_d_aclive_contato);
fs=fs_emg;
n=4;
Wn=6/(fs/2);
[b,a] = butter(n,Wn, 'low');
env_ta_d_aclive_contato = filtfilt(b,a,ret_ta_d_aclive_contato);
env_gm_d_aclive_contato = filtfilt(b,a,ret_gm_d_aclive_contato);
tam_d_aclive_contato=length(env_ta_d_aclive_contato);
i=1;

while i<=tam_d_aclive_contato
    ponto_ta_d_aclive_contato=env_ta_d_aclive_contato(i,:);
    ponto_gm_d_aclive_contato=env_gm_d_aclive_contato(i,:);

    if ponto_ta_d_aclive_contato<ponto_gm_d_aclive_contato
        ponto_comum_d_aclive_contato=ponto_ta_d_aclive_contato;
    elseif ponto_gm_d_aclive_contato<ponto_ta_d_aclive_contato
        ponto_comum_d_aclive_contato=ponto_gm_d_aclive_contato;
    end

    ponto_comum_todos_d_aclive_contato(i,:)=ponto_comum_d_aclive_contato;
    i=i+1;
end

area_comum_d_aclive_contato=trapz(ponto_comum_todos_d_aclive_contato);
area_ta_d_aclive_contato=trapz(env_ta_d_aclive_contato);
area_gm_d_aclive_contato=trapz(env_gm_d_aclive_contato);
cocon_d_aclive_contato=(2*(area_comum_d_aclive_contato/(area_ta_d_aclive_co
ntato+area_gm_d_aclive_contato)))*100;

```

```

% Esquerdo
ret_ta_e_aclive_contato=abs(ta_e_aclive_contato);
ret_gm_e_aclive_contato=abs(gm_e_aclive_contato);
fs=fs_emg;
n=4;
Wn=6/(fs/2);
[b,a] = butter(n,Wn,'low');
env_ta_e_aclive_contato = filtfilt(b,a,ret_ta_e_aclive_contato);
env_gm_e_aclive_contato = filtfilt(b,a,ret_gm_e_aclive_contato);
tam_e_aclive_contato=length(env_ta_e_aclive_contato);
i=1;

while i<=tam_e_aclive_contato
    ponto_ta_e_aclive_contato=env_ta_e_aclive_contato(i,:);
    ponto_gm_e_aclive_contato=env_gm_e_aclive_contato(i,:);

    if ponto_ta_e_aclive_contato<ponto_gm_e_aclive_contato
        ponto_comum_e_aclive_contato=ponto_ta_e_aclive_contato;
    elseif ponto_gm_e_aclive_contato<ponto_ta_e_aclive_contato
        ponto_comum_e_aclive_contato=ponto_gm_e_aclive_contato;
    end

    ponto_comum_todos_e_aclive_contato(i,:)=ponto_comum_e_aclive_contato;
    i=i+1;
end

area_comum_e_aclive_contato=trapz(ponto_comum_todos_e_aclive_contato);
area_ta_e_aclive_contato=trapz(env_ta_e_aclive_contato);
area_gm_e_aclive_contato=trapz(env_gm_e_aclive_contato);
cocon_e_aclive_contato=(2*(area_comum_e_aclive_contato/(area_ta_e_aclive_co
ntato+area_gm_e_aclive_contato)))*100;

%%% Plano
% Direito
ret_ta_d_plano_contato=abs(ta_d_plano_contato);
ret_gm_d_plano_contato=abs(gm_d_plano_contato);
fs=fs_emg;
n=4;
Wn=6/(fs/2);
[b,a] = butter(n,Wn,'low');
env_ta_d_plano_contato = filtfilt(b,a,ret_ta_d_plano_contato);
env_gm_d_plano_contato = filtfilt(b,a,ret_gm_d_plano_contato);
tam_d_plano_contato=length(env_ta_d_plano_contato);
i=1;

while i<=tam_d_plano_contato
    ponto_ta_d_plano_contato=env_ta_d_plano_contato(i,:);
    ponto_gm_d_plano_contato=env_gm_d_plano_contato(i,:);

    if ponto_ta_d_plano_contato<ponto_gm_d_plano_contato
        ponto_comum_d_plano_contato=ponto_ta_d_plano_contato;
    elseif ponto_gm_d_plano_contato<ponto_ta_d_plano_contato
        ponto_comum_d_plano_contato=ponto_gm_d_plano_contato;
    end

    ponto_comum_todos_d_plano_contato(i,:)=ponto_comum_d_plano_contato;
    i=i+1;
end

```

```
end
```

```
area_comum_d_plano_contato=trapz(ponto_comum_todos_d_plano_contato);
area_ta_d_plano_contato=trapz(env_ta_d_plano_contato);
area_gm_d_plano_contato=trapz(env_gm_d_plano_contato);
cocon_d_plano_contato
=(2*(area_comum_d_plano_contato/(area_ta_d_plano_contato+area_gm_d_plano_co
ntato)))*100;
```

```
% Esquerdo
```

```
ret_ta_e_plano_contato=abs(ta_e_plano_contato);
ret_gm_e_plano_contato=abs(gm_e_plano_contato);
```

```
fs=fs_emg;
```

```
n=4;
```

```
Wn=6/(fs/2);
```

```
[b,a] = butter(n,Wn, 'low');
```

```
env_ta_e_plano_contato = filtfilt(b,a,ret_ta_e_plano_contato);
```

```
env_gm_e_plano_contato = filtfilt(b,a,ret_gm_e_plano_contato);
```

```
tam_e_plano_contato=length(env_ta_e_plano_contato);
```

```
i=1;
```

```
while i<=tam_e_plano_contato
```

```
    ponto_ta_e_plano_contato=env_ta_e_plano_contato(i,:);
```

```
    ponto_gm_e_plano_contato=env_gm_e_plano_contato(i,:);
```

```
    if ponto_ta_e_plano_contato<ponto_gm_e_plano_contato
```

```
        ponto_comum_e_plano_contato=ponto_ta_e_plano_contato;
```

```
    elseif ponto_gm_e_plano_contato<ponto_ta_e_plano_contato
```

```
        ponto_comum_e_plano_contato=ponto_gm_e_plano_contato;
```

```
    end
```

```
    ponto_comum_todos_e_plano_contato(i,:)=ponto_comum_e_plano_contato;
```

```
    i=i+1;
```

```
end
```

```
area_comum_e_plano_contato=trapz(ponto_comum_todos_e_plano_contato);
```

```
area_ta_e_plano_contato=trapz(env_ta_e_plano_contato);
```

```
area_gm_e_plano_contato=trapz(env_gm_e_plano_contato);
```

```
cocon_e_plano_contato
```

```
=(2*(area_comum_e_plano_contato/(area_ta_e_plano_contato+area_gm_e_plano_co
ntato)))*100;
```

```
%%% Declive
```

```
% Direito
```

```
ret_ta_d_declive_contato=abs(ta_d_declive_contato);
```

```
ret_gm_d_declive_contato=abs(gm_d_declive_contato);
```

```
fs=fs_emg;
```

```
n=4;
```

```
Wn=6/(fs/2);
```

```
[b,a] = butter(n,Wn, 'low');
```

```
env_ta_d_declive_contato = filtfilt(b,a,ret_ta_d_declive_contato);
```

```
env_gm_d_declive_contato = filtfilt(b,a,ret_gm_d_declive_contato);
```

```
tam_d_declive_contato=length(env_ta_d_declive_contato);
```

```
i=1;
```

```
while i<=tam_d_declive_contato
```

```
    ponto_ta_d_declive_contato=env_ta_d_declive_contato(i,:);
```



```

ponto_gm_d_declive_contato=env_gm_d_declive_contato(i,:);

if ponto_ta_d_declive_contato<ponto_gm_d_declive_contato
    ponto_comum_d_declive_contato=ponto_ta_d_declive_contato;
elseif ponto_gm_d_declive_contato<ponto_ta_d_declive_contato
    ponto_comum_d_declive_contato=ponto_gm_d_declive_contato;
end

ponto_comum_todos_d_declive_contato(i,:)=ponto_comum_d_declive_contato;
i=i+1;
end

area_comum_d_declive_contato=trapz(ponto_comum_todos_d_declive_contato);
area_ta_d_declive_contato=trapz(env_ta_d_declive_contato);
area_gm_d_declive_contato=trapz(env_gm_d_declive_contato);
cocon_d_declive_contato
=(2*(area_comum_d_declive_contato/(area_ta_d_declive_contato+area_gm_d_declive_contato)))*100;

% Esquerdo
ret_ta_e_declive_contato=abs(ta_e_declive_contato);
ret_gm_e_declive_contato=abs(gm_e_declive_contato);
fs=2000;
n=4;
Wn=6/(fs/2);
[b,a] = butter(n,Wn,'low');
env_ta_e_declive_contato = filtfilt(b,a,ret_ta_e_declive_contato);
env_gm_e_declive_contato = filtfilt(b,a,ret_gm_e_declive_contato);
tam_e_declive_contato=length(env_ta_e_declive_contato);
i=1;

while i<=tam_e_declive_contato
    ponto_ta_e_declive_contato=env_ta_e_declive_contato(i,:);
    ponto_gm_e_declive_contato=env_gm_e_declive_contato(i,:);

    if ponto_ta_e_declive_contato<ponto_gm_e_declive_contato
        ponto_comum_e_declive_contato=ponto_ta_e_declive_contato;
    elseif ponto_gm_e_declive_contato<ponto_ta_e_declive_contato
        ponto_comum_e_declive_contato=ponto_gm_e_declive_contato;
    end

    ponto_comum_todos_e_declive_contato(i,:)=ponto_comum_e_declive_contato;
    i=i+1;
end

area_comum_e_declive_contato=trapz(ponto_comum_todos_e_declive_contato);
area_ta_e_declive_contato=trapz(env_ta_e_declive_contato);
area_gm_e_declive_contato=trapz(env_gm_e_declive_contato);
cocon_e_declive_contato
=(2*(area_comum_e_declive_contato/(area_ta_e_declive_contato+area_gm_e_declive_contato)))*100;

% Obtendo a RMS durante a fase Aerea
emg_ta_d_aclive_aerea=rms_emg(ta_d_aclive_aerea, 1/1000,0.025);
emg_ta_e_aclive_aerea=rms_emg(ta_e_aclive_aerea, 1/1000,0.025);
emg_gm_d_aclive_aerea=rms_emg(gm_d_aclive_aerea, 1/1000,0.025);
emg_gm_e_aclive_aerea=rms_emg(gm_e_aclive_aerea, 1/1000,0.025);

```

```

emg_ta_d_plano_aerea=rms_emg(ta_d_plano_aerea, 1/1000,0.025);
emg_ta_e_plano_aerea=rms_emg(ta_e_plano_aerea, 1/1000,0.025);
emg_gm_d_plano_aerea=rms_emg(gm_d_plano_aerea, 1/1000,0.025);
emg_gm_e_plano_aerea=rms_emg(gm_e_plano_aerea, 1/1000,0.025);

emg_ta_d_declive_aerea=rms_emg(ta_d_declive_aerea, 1/1000,0.025);
emg_ta_e_declive_aerea=rms_emg(ta_e_declive_aerea, 1/1000,0.025);
emg_gm_d_declive_aerea=rms_emg(gm_d_declive_aerea, 1/1000,0.025);
emg_gm_e_declive_aerea=rms_emg(gm_e_declive_aerea, 1/1000,0.025);

rms_ta_d_aclive_aerea=mean(emg_ta_d_aclive_aerea);
rms_ta_e_aclive_aerea=mean(emg_ta_e_aclive_aerea);
rms_gm_d_aclive_aerea=mean(emg_gm_d_aclive_aerea);
rms_gm_e_aclive_aerea=mean(emg_gm_e_aclive_aerea);

rms_ta_d_plano_aerea=mean(emg_ta_d_plano_aerea);
rms_ta_e_plano_aerea=mean(emg_ta_e_plano_aerea);
rms_gm_d_plano_aerea=mean(emg_gm_d_plano_aerea);
rms_gm_e_plano_aerea=mean(emg_gm_e_plano_aerea);

rms_ta_d_declive_aerea=mean(emg_ta_d_declive_aerea);
rms_ta_e_declive_aerea=mean(emg_ta_e_declive_aerea);
rms_gm_d_declive_aerea=mean(emg_gm_d_declive_aerea);
rms_gm_e_declive_aerea=mean(emg_gm_e_declive_aerea);

%% Obtendo a RAZAO durante a fase Aerea
razao_gm_d_por_ta_d_aclive_aerea=rms_gm_d_aclive_aerea/rms_ta_d_aclive_aerea;
razao_gm_e_por_ta_e_aclive_aerea=rms_gm_e_aclive_aerea/rms_ta_e_aclive_aerea;

razao_gm_d_por_ta_d_plano_aerea=rms_gm_d_plano_aerea/rms_ta_d_plano_aerea;
razao_gm_e_por_ta_e_plano_aerea=rms_gm_e_plano_aerea/rms_ta_e_plano_aerea;

razao_gm_d_por_ta_d_declive_aerea=rms_gm_d_declive_aerea/rms_ta_d_declive_aerea;
razao_gm_e_por_ta_e_declive_aerea=rms_gm_e_declive_aerea/rms_ta_e_declive_aerea;

%% Obtendo a CO-CONTRACAO durante a fase Aerea
%%% Aclive
% Direito
ret_ta_d_aclive_aerea=abs(ta_d_aclive_aerea);
ret_gm_d_aclive_aerea=abs(gm_d_aclive_aerea);
fs=fs_emg;
n=4;
Wn=6/(fs/2);
[b,a] = butter(n,Wn,'low');
env_ta_d_aclive_aerea = filtfilt(b,a,ret_ta_d_aclive_aerea);
env_gm_d_aclive_aerea = filtfilt(b,a,ret_gm_d_aclive_aerea);
tam_d_aclive_aerea=length(env_ta_d_aclive_aerea);
i=1;

while i<=tam_d_aclive_aerea
    ponto_ta_d_aclive_aerea=env_ta_d_aclive_aerea(i,:);

```

```

ponto_gm_d_aclive_aerea=env_gm_d_aclive_aerea(i,:);

if ponto_ta_d_aclive_aerea<ponto_gm_d_aclive_aerea
    ponto_comum_d_aclive_aerea=ponto_ta_d_aclive_aerea;
elseif ponto_gm_d_aclive_aerea<ponto_ta_d_aclive_aerea
    ponto_comum_d_aclive_aerea=ponto_gm_d_aclive_aerea;
end

ponto_comum_todos_d_aclive_aerea(i,:)=ponto_comum_d_aclive_aerea;
i=i+1;
end

area_comum_d_aclive_aerea=trapz(ponto_comum_todos_d_aclive_aerea);
area_ta_d_aclive_aerea=trapz(env_ta_d_aclive_aerea);
area_gm_d_aclive_aerea=trapz(env_gm_d_aclive_aerea);
cocon_d_aclive_aerea
=(2*(area_comum_d_aclive_aerea/(area_ta_d_aclive_aerea+area_gm_d_aclive_aerea)))*100;

% Esquerdo
ret_ta_e_aclive_aerea=abs(ta_e_aclive_aerea);
ret_gm_e_aclive_aerea=abs(gm_e_aclive_aerea);
fs=fs_emg;
n=4;
Wn=6/(fs/2);
[b,a] = butter(n,Wn,'low');
env_ta_e_aclive_aerea = filtfilt(b,a,ret_ta_e_aclive_aerea);
env_gm_e_aclive_aerea = filtfilt(b,a,ret_gm_e_aclive_aerea);
tam_e_aclive_aerea=length(env_ta_e_aclive_aerea);
i=1;

while i<=tam_e_aclive_aerea
    ponto_ta_e_aclive_aerea=env_ta_e_aclive_aerea(i,:);
    ponto_gm_e_aclive_aerea=env_gm_e_aclive_aerea(i,:);

    if ponto_ta_e_aclive_aerea<ponto_gm_e_aclive_aerea
        ponto_comum_e_aclive_aerea=ponto_ta_e_aclive_aerea;
    elseif ponto_gm_e_aclive_aerea<ponto_ta_e_aclive_aerea
        ponto_comum_e_aclive_aerea=ponto_gm_e_aclive_aerea;
    end

    ponto_comum_todos_e_aclive_aerea(i,:)=ponto_comum_e_aclive_aerea;
    i=i+1;
end

area_comum_e_aclive_aerea=trapz(ponto_comum_todos_e_aclive_aerea);
area_ta_e_aclive_aerea=trapz(env_ta_e_aclive_aerea);
area_gm_e_aclive_aerea=trapz(env_gm_e_aclive_aerea);
cocon_e_aclive_aerea
=(2*(area_comum_e_aclive_aerea/(area_ta_e_aclive_aerea+area_gm_e_aclive_aerea)))*100;

%%% Plano
% Direito
ret_ta_d_plano_aerea=abs(ta_d_plano_aerea);
ret_gm_d_plano_aerea=abs(gm_d_plano_aerea);
fs=fs_emg;
n=4;

```

```

Wn=6/(fs/2);
[b,a] = butter(n,Wn,'low');
env_ta_d_plano_aerea = filtfilt(b,a,ret_ta_d_plano_aerea);
env_gm_d_plano_aerea = filtfilt(b,a,ret_gm_d_plano_aerea);
tam_d_plano_aerea=length(env_ta_d_plano_aerea);
i=1;

while i<=tam_d_plano_aerea
    ponto_ta_d_plano_aerea=env_ta_d_plano_aerea(i,:);
    ponto_gm_d_plano_aerea=env_gm_d_plano_aerea(i,:);

    if ponto_ta_d_plano_aerea<ponto_gm_d_plano_aerea
        ponto_comum_d_plano_aerea=ponto_ta_d_plano_aerea;
    elseif ponto_gm_d_plano_aerea<ponto_ta_d_plano_aerea
        ponto_comum_d_plano_aerea=ponto_gm_d_plano_aerea;
    end

    ponto_comum_todos_d_plano_aerea(i,:)=ponto_comum_d_plano_aerea;
    i=i+1;
end

area_comum_d_plano_aerea=trapz(ponto_comum_todos_d_plano_aerea);
area_ta_d_plano_aerea=trapz(env_ta_d_plano_aerea);
area_gm_d_plano_aerea=trapz(env_gm_d_plano_aerea);
cocon_d_plano_aerea
=(2*(area_comum_d_plano_aerea/(area_ta_d_plano_aerea+area_gm_d_plano_aerea)
))*100;

% Esquerdo
ret_ta_e_plano_aerea=abs(ta_e_plano_aerea);
ret_gm_e_plano_aerea=abs(gm_e_plano_aerea);
fs=fs_emg;
n=4;
Wn=6/(fs/2);
[b,a] = butter(n,Wn,'low');
env_ta_e_plano_aerea = filtfilt(b,a,ret_ta_e_plano_aerea);
env_gm_e_plano_aerea = filtfilt(b,a,ret_gm_e_plano_aerea);
tam_e_plano_aerea=length(env_ta_e_plano_aerea);
i=1;

while i<=tam_e_plano_aerea
    ponto_ta_e_plano_aerea=env_ta_e_plano_aerea(i,:);
    ponto_gm_e_plano_aerea=env_gm_e_plano_aerea(i,:);

    if ponto_ta_e_plano_aerea<ponto_gm_e_plano_aerea
        ponto_comum_e_plano_aerea=ponto_ta_e_plano_aerea;
    elseif ponto_gm_e_plano_aerea<ponto_ta_e_plano_aerea
        ponto_comum_e_plano_aerea=ponto_gm_e_plano_aerea;
    end

    ponto_comum_todos_e_plano_aerea(i,:)=ponto_comum_e_plano_aerea;
    i=i+1;
end

area_comum_e_plano_aerea=trapz(ponto_comum_todos_e_plano_aerea);
area_ta_e_plano_aerea=trapz(env_ta_e_plano_aerea);
area_gm_e_plano_aerea=trapz(env_gm_e_plano_aerea);

```

```

cocon_e_plano_aerea
=(2*(area_comum_e_plano_aerea/(area_ta_e_plano_aerea+area_gm_e_plano_aerea)
))*100;

%%% Declive
% Direito
ret_ta_d_declive_aerea=abs(ta_d_declive_aerea);
ret_gm_d_declive_aerea=abs(gm_d_declive_aerea);
fs=fs_emg;
n=4;
Wn=6/(fs/2);
[b,a] = butter(n,Wn, 'low');
env_ta_d_declive_aerea = filtfilt(b,a,ret_ta_d_declive_aerea);
env_gm_d_declive_aerea = filtfilt(b,a,ret_gm_d_declive_aerea);
tam_d_declive_aerea=length(env_ta_d_declive_aerea);
i=1;

while i<=tam_d_declive_aerea
    ponto_ta_d_declive_aerea=env_ta_d_declive_aerea(i,:);
    ponto_gm_d_declive_aerea=env_gm_d_declive_aerea(i,:);

    if ponto_ta_d_declive_aerea<ponto_gm_d_declive_aerea
        ponto_comum_d_declive_aerea=ponto_ta_d_declive_aerea;
    elseif ponto_gm_d_declive_aerea<ponto_ta_d_declive_aerea
        ponto_comum_d_declive_aerea=ponto_gm_d_declive_aerea;
    end

    ponto_comum_todos_d_declive_aerea(i,:)=ponto_comum_d_declive_aerea;
    i=i+1;
end

area_comum_d_declive_aerea=trapz(ponto_comum_todos_d_declive_aerea);
area_ta_d_declive_aerea=trapz(env_ta_d_declive_aerea);
area_gm_d_declive_aerea=trapz(env_gm_d_declive_aerea);
cocon_d_declive_aerea
=(2*(area_comum_d_declive_aerea/(area_ta_d_declive_aerea+area_gm_d_declive_
aerea)))*100;

% Esquerdo
ret_ta_e_declive_aerea=abs(ta_e_declive_aerea);
ret_gm_e_declive_aerea=abs(gm_e_declive_aerea);
fs=fs_emg;
n=4;
Wn=6/(fs/2);
[b,a] = butter(n,Wn, 'low');
env_ta_e_declive_aerea = filtfilt(b,a,ret_ta_e_declive_aerea);
env_gm_e_declive_aerea = filtfilt(b,a,ret_gm_e_declive_aerea);
tam_e_declive_aerea=length(env_ta_e_declive_aerea);
i=1;

while i<=tam_e_declive_aerea
    ponto_ta_e_declive_aerea=env_ta_e_declive_aerea(i,:);
    ponto_gm_e_declive_aerea=env_gm_e_declive_aerea(i,:);

    if ponto_ta_e_declive_aerea<ponto_gm_e_declive_aerea
        ponto_comum_e_declive_aerea=ponto_ta_e_declive_aerea;
    elseif ponto_gm_e_declive_aerea<ponto_ta_e_declive_aerea
        ponto_comum_e_declive_aerea=ponto_gm_e_declive_aerea;
    end
end

```

```

end

ponto_comum_todos_e_declive_aerea(i,:)=ponto_comum_e_declive_aerea;
i=i+1;
end

area_comum_e_declive_aerea=trapz(ponto_comum_todos_e_declive_aerea);
area_ta_e_declive_aerea=trapz(env_ta_e_declive_aerea);
area_gm_e_declive_aerea=trapz(env_gm_e_declive_aerea);
cocon_e_declive_aerea
=(2*(area_comum_e_declive_aerea/(area_ta_e_declive_aerea+area_gm_e_declive_
aerea)))*100;

%% Salvando os dados
rms = {'', '', '', '', '', 'RMS', '', '', '', '' ;
      '', '', 'PASSADA', '', '', 'CONTATO', '', '', 'AEREA', '' ;
      '', 'ACLIVE', 'PLANO', 'DECLIVE', 'ACLIVE', 'PLANO', 'DECLIVE',
'ACLIVE', 'PLANO', 'DECLIVE';
      'TA_D', rms_ta_d_aclive_passada, rms_ta_d_plano_passada,
rms_ta_d_declive_passada, rms_ta_d_aclive_contato, rms_ta_d_plano_contato,
rms_ta_d_declive_contato, rms_ta_d_aclive_aerea, rms_ta_d_plano_aerea,
rms_ta_d_declive_aerea;
      'GM_D', rms_gm_d_aclive_passada, rms_gm_d_plano_passada,
rms_gm_d_declive_passada, rms_gm_d_aclive_contato, rms_gm_d_plano_contato,
rms_gm_d_declive_contato, rms_gm_d_aclive_aerea, rms_gm_d_plano_aerea,
rms_gm_d_declive_aerea;
      'TA_E', rms_ta_e_aclive_passada, rms_ta_e_plano_passada,
rms_ta_e_declive_passada, rms_ta_e_aclive_contato, rms_ta_e_plano_contato,
rms_ta_e_declive_contato, rms_ta_e_aclive_aerea, rms_ta_e_plano_aerea,
rms_ta_e_declive_aerea;
      'GM_E', rms_gm_e_aclive_passada, rms_gm_e_plano_passada,
rms_gm_e_declive_passada, rms_gm_e_aclive_contato, rms_gm_e_plano_contato,
rms_gm_e_declive_contato, rms_gm_e_aclive_aerea, rms_gm_e_plano_aerea,
rms_gm_e_declive_aerea};

razao = {'', '', '', '', '', 'RAZÃO', '', '', '', '' ;
        '', '', 'PASSADA', '', '', 'CONTATO', '', '', 'AEREA', '' ;
        '', 'ACLIVE', 'PLANO', 'DECLIVE', 'ACLIVE', 'PLANO', 'DECLIVE',
'ACLIVE', 'PLANO', 'DECLIVE';
        'GM_D/_TA_D', razao_gm_d_por_ta_d_aclive_passada,
razao_gm_d_por_ta_d_plano_passada, razao_gm_d_por_ta_d_declive_passada,
razao_gm_d_por_ta_d_aclive_contato, razao_gm_d_por_ta_d_plano_contato,
razao_gm_d_por_ta_d_declive_contato, razao_gm_d_por_ta_d_aclive_aerea,
razao_gm_d_por_ta_d_plano_aerea razao_gm_d_por_ta_d_declive_aerea;
        'GM_E/_TA_E', razao_gm_e_por_ta_e_aclive_passada,
razao_gm_e_por_ta_e_plano_passada, razao_gm_e_por_ta_e_declive_passada,
razao_gm_e_por_ta_e_aclive_contato, razao_gm_e_por_ta_e_plano_contato,
razao_gm_e_por_ta_e_declive_contato, razao_gm_e_por_ta_e_aclive_aerea,
razao_gm_e_por_ta_e_plano_aerea razao_gm_e_por_ta_e_declive_aerea};

co_contracao = {'', '', '', '', '', 'CO-CONTRAÇÃO', '', '', '', '' ;
                '', '', 'PASSADA', '', '', 'CONTATO', '', '', 'AEREA', '' ;
                '', 'ACLIVE', 'PLANO', 'DECLIVE', 'ACLIVE', 'PLANO', 'DECLIVE',
'ACLIVE', 'PLANO', 'DECLIVE';
                'GM_D_e_TA_D', cocon_d_aclive_passada, cocon_d_plano_passada,
cocon_d_declive_passada, cocon_d_aclive_contato, cocon_d_plano_contato,
cocon_d_declive_contato, cocon_d_aclive_aerea, cocon_d_plano_aerea,
cocon_d_declive_aerea;

```

```
'GM_E_e_TA_E', cocon_e_aclive_passada, cocon_e_plano_passada,  
cocon_e_declive_passada, cocon_e_aclive_contato, cocon_e_plano_contato,  
cocon_e_declive_contato, cocon_e_aclive_aerea, cocon_e_plano_aerea,  
cocon_e_declive_aerea};
```

```
arq_salvo=[x_nome_emg, '_dados', '.xls'];
```

```
xlswrite(arq_salvo, rms, 'RMS', 'A1');
```

```
xlswrite(arq_salvo, razao, 'RAZÃO', 'A1');
```

```
xlswrite(arq_salvo, co_contracao, 'CO-CONTRAÇÃO', 'A1');
```

```
warning off MATLAB:xlswrite:AddSheet
```

APÊNDICE D

Resultados de EMG gerados pelo *MatLab*

Part 1									
	RMS								
	PASSADA			CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
TA_D	85.7742	46.26257	10.37641	86.37221	46.69463	9.199692	83.86938	45.31825	11.57732
GM_D	80.52371	9.01603	13.44028	114.2752	6.513681	14.85435	15.00883	12.95132	11.88794
TA_E	113.4813	61.04266	20.82682	127.9982	62.92693	19.9628	48.00297	56.78482	22.64567
GM_E	105.2034	121.0444	32.02693	93.58829	156.5933	43.96618	146.5111	50.54181	6.172234
RAZÃO									
	RMS								
	PASSADA			CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
GM_D/_/TA_D	0.938787	0.194888	1.295272	1.323055	0.139495	1.614657	0.178955	0.285786	1.02683
GM_E/_/TA_E	0.927055	1.982948	1.537773	0.731169	2.488494	2.202406	3.052127	0.890058	0.272557
CO-CONTRAÇÃO									
	RMS								
	PASSADA			CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
GM_D_e_TA_D	58.15729	30.43032	59.85193	63.63697	22.86616	60.42673	32.01573	39.25612	59.33908
GM_E_e_TA_E	42.69193	50.02959	41.41261	41.69366	56.27552	40.12724	37.73338	30.46246	40.9581
Part 2									
	RMS								
	PASSADA			CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
TA_D	185.0314	118.6833	114.6819	156.2662	117.4269	102.0303	237.2609	119.2048	132.2123
GM_D	86.41036	52.50307	33.87376	120.0502	68.232	42.85186	23.09999	20.53421	13.73928
TA_E	151.7594	77.10367	38.39843	157.1919	40.20716	28.28228	142.0961	147.8208	72.35866
GM_E	100.0794	43.88897	10.29625	148.3557	54.88623	10.38762	15.10508	22.32141	8.34753
RAZÃO									
	RMS								
	PASSADA			CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
GM_D/_/TA_D	0.467004	0.44238	0.295371	0.768242	0.58106	0.419991	0.097361	0.17226	0.103918
GM_E/_/TA_E	0.659461	0.56922	0.268143	0.943787	1.365086	0.367284	0.106302	0.151003	0.115363
CO-CONTRAÇÃO									
	RMS								
	PASSADA			CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
GM_D_e_TA_D	36.09323	33.14704	39.33072	44.64671	35.51975	51.13896	18.10981	28.92455	18.31274

GM_D_e_TA_D	45.41361	41.6677	51.85696	52.29144	41.07348	56.18272	26.07969	44.4261	35.17034
GM_E_e_TA_E	35.56955	47.76555	36.37962	36.13427	46.86398	34.3356	32.71693	52.41659	37.42257

Part 5

	RMS								
	PASSADA			CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
TA_D	84.91925	33.8793	26.20917	77.96181	33.65385	23.95084	100.6589	33.36165	28.91175
GM_D	53.87824	37.25305	31.37742	68.46045	48.24157	29.37282	16.66865	12.31617	33.52295
TA_E	54.16679	31.38643	24.76025	45.22398	31.64511	22.84418	66.88064	30.23855	25.86312
GM_E	79.15134	41.54252	28.66184	123.2189	58.17079	31.20887	11.81128	11.35926	24.37415

	RAZÃO								
	PASSADA			CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
GM_D/_TA_D	0.634464	1.099581	1.197192	0.878128	1.433464	1.22638	0.165595	0.369172	1.159492
GM_E/_TA_E	1.461252	1.323582	1.157575	2.724637	1.838223	1.366163	0.176602	0.375655	0.942429

	CO-CONTRAÇÃO								
	PASSADA			CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
GM_D_e_TA_D	45.58067	44.24382	67.50707	50.88326	42.05203	77.99379	28.78837	55.93692	56.48853
GM_E_e_TA_E	41.35562	46.98569	51.9039	45.20098	45.55974	62.78213	31.22924	54.87008	38.50933

Part 6

	RMS								
	PASSADA			CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
TA_D	65.51152	36.32218	18.84174	58.71384	34.26219	14.57601	79.87187	39.5757	43.59756
GM_D	63.42295	27.8838	13.61886	78.59474	37.96817	14.14799	29.16203	10.25494	10.37411
TA_E	45.57784	35.60873	73.41533	33.13911	25.7932	44.81407	63.72437	50.24409	117.9561
GM_E	52.7757	22.31821	14.20529	78.60305	26.30258	16.7549	13.98065	16.29922	10.05308

	RAZÃO								
	PASSADA			CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
GM_D/_TA_D	0.968119	0.76768	0.722803	1.338607	1.108166	0.970635	0.36511	0.259122	0.237952
GM_E/_TA_E	1.157925	0.626762	0.193492	2.371912	1.019749	0.373876	0.219392	0.324401	0.085227

CO-CONTRAÇÃO

	PASSADA			CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
GM_D_e_TA_D	39.41977	40.33942	66.8434	45.39285	41.5107	77.18391	23.44463	39.64565	31.15344
GM_E_e_TA_E	34.80165	51.43382	30.39388	34.96856	53.65723	50.79664	34.372	50.10826	15.8373

Part 7

	PASSADA			RMS CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
TA_D	56.85894	42.22531	55.40408	54.97423	49.20747	61.18023	61.66824	25.28533	37.79911
GM_D	101.6488	68.206	24.76679	135.761	91.0214	13.01328	6.783892	13.86048	59.5634
TA_E	53.68003	30.91635	31.78982	59.32596	32.58059	29.30804	44.7913	28.44541	34.00717
GM_E	140.8264	49.64514	52.91657	224.435	72.1908	71.44206	16.24016	19.21725	24.66797

	PASSADA			RAZÃO CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
GM_D/_TA_D	1.787737	1.615287	0.447021	2.46954	1.849748	0.212704	0.110006	0.548163	1.575789
GM_E/_TA_E	2.623442	1.605789	1.664576	3.783081	2.215761	2.437626	0.362574	0.675583	0.725376

	PASSADA			CO-CONTRAÇÃO CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
GM_D_e_TA_D	47.8492	44.03981	37.96021	51.39716	42.31971	22.1235	19.83105	58.32474	70.20074
GM_E_e_TA_E	43.32622	47.65569	51.94695	41.38521	41.60423	50.84208	52.6014	64.23831	54.85013

Part 8

	PASSADA			RMS CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
TA_D	163.8665	142.0054	74.83301	138.0565	122.0117	55.68582	200.2015	179.1057	104.7128
GM_D	94.41928	60.2594	35.5543	145.6843	78.53508	48.42977	20.15496	25.45954	14.93697
TA_E	197.9618	86.61137	112.4982	217.3214	64.50151	152.8345	163.7219	121.9248	74.6775
GM_E	118.9972	55.71778	24.47669	179.1822	73.43792	42.25877	13.97148	25.11447	7.818354

	PASSADA			RAZÃO CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
GM_D/_TA_D	0.576196	0.424346	0.475115	1.055251	0.643669	0.869697	0.100673	0.142148	0.142647
GM_E/_TA_E	0.601112	0.643308	0.217574	0.824503	1.138546	0.2765	0.085337	0.205983	0.104695

	CO-CONTRAÇÃO								
	PASSADA			CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
GM_D_e_TA_D	42.2571	31.49996	49.20236	54.78999	36.56342	66.76982	19.24503	25.39326	24.75608
GM_E_e_TA_E	38.73897	36.93694	33.87569	44.46834	39.82916	40.78123	16.42285	33.09918	17.95261

Part 9

	RMS								
	PASSADA			CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
TA_D	55.46034	32.86929	37.49572	53.75523	26.14566	40.50085	57.41187	43.79155	20.19772
GM_D	51.26311	31.62072	16.67373	68.45548	33.74869	15.69461	12.18183	27.97649	22.16919
TA_E	84.4354	33.67343	39.5661	65.92591	42.03124	18.87799	112.5499	19.26844	70.38549
GM_E	43.54889	15.50352	13.94754	64.13394	16.86975	16.31219	10.24652	13.19525	9.933888

	RAZÃO								
	PASSADA			CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
GM_D/_/TA_D	0.92432	0.962014	0.444684	1.273466	1.290795	0.387513	0.212183	0.638856	1.097609
GM_E/_/TA_E	0.515766	0.460408	0.352512	0.972818	0.401362	0.864085	0.09104	0.684811	0.141135

	CO-CONTRAÇÃO								
	PASSADA			CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
GM_D_e_TA_D	33.13521	32.077	46.22803	33.04951	32.50065	46.66744	34.03189	31.1043	40.83486
GM_E_e_TA_E	30.65445	40.14589	39.25686	38.80866	28.07829	68.14756	17.10425	56.72306	22.76385

Part 10

	RMS								
	PASSADA			CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
TA_D	89.81595	49.20285	49.01781	80.3363	46.49665	46.76468	104.8097	53.30502	53.02506
GM_D	80.43539	72.0329	46.70278	109.8752	92.33904	58.63312	29.05148	32.88489	17.52474
TA_E	128.0874	61.41936	36.55836	150.1534	54.52545	30.3496	84.69624	68.99104	51.85153
GM_E	48.54586	38.53928	9.138151	68.41816	49.9661	10.50601	10.1107	24.95804	5.238163

	RAZÃO								
	PASSADA			CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE

GM_D/_TA_D	0.895558	1.463999	0.952772	1.36769	1.985929	1.253791	0.277183	0.616919	0.330499
GM_E/_TA_E	0.379006	0.627478	0.249961	0.455655	0.916381	0.346166	0.119376	0.361758	0.101022

	CO-CONTRAÇÃO								
	PASSADA			CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
GM_D_e_TA_D	56.03501	52.97455	60.82272	61.22884	51.75195	63.83792	45.60311	53.43753	48.97784
GM_E_e_TA_E	45.55202	63.99384	39.19543	51.07706	72.69343	49.31752	23.02896	53.11414	15.56885

Part 11

	RMS								
	PASSADA			CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
TA_D	87.1716	58.93863	28.79081	89.23782	60.38831	28.76851	82.13984	56.21209	27.16683
GM_D	68.4188	69.94855	56.66891	86.19161	98.42208	62.06829	33.02365	20.84668	27.26934
TA_E	147.9729	56.34319	49.50333	176.0705	48.57828	27.61316	92.37215	64.72785	85.94045
GM_E	61.69313	39.61651	17.15972	87.72246	53.63531	16.27421	10.50066	22.3318	18.57889

	RAZÃO								
	PASSADA			CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
GM_D/_TA_D	0.784875	1.186803	1.968298	0.965864	1.62982	2.157508	0.402042	0.370858	1.003774
GM_E/_TA_E	0.416922	0.703129	0.346638	0.498223	1.104101	0.589364	0.113678	0.345011	0.216183

	CO-CONTRAÇÃO								
	PASSADA			CONTATO			AEREA		
	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE	ACLIVE	PLANO	DECLIVE
GM_D_e_TA_D	51.53782	53.35388	61.0323	55.67193	52.57019	59.84618	41.6529	51.67027	73.32581
GM_E_e_TA_E	49.85916	55.95257	43.62258	55.75882	62.16855	70.28555	20.67044	49.86454	25.99972

ANEXO A

TERMO DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



Faculdade de Pindamonhangaba


Credenciada pelo Portaria Ministerial n.º 1.835 de 26/06/2002, publicada no D.O.U. de 27/06/2002


COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA FAPI

CERTIFICADO

Certifico que o protocolo nº. 138/2010, intitulado "*Análise das variáveis eletromiográficas e da pressão plantar na caminhada em aclone e declive*", sob a responsabilidade do Prof. Dr. Luiz Fernando Costa Nascimento está de acordo com a Resolução 196/96 do Ministério da Saúde e suas complementações, a qual versa sobre os princípios éticos em pesquisa envolvendo seres humanos. Sendo assim, o referido protocolo está **Aprovado** por esta Comissão de Ética em Pesquisa.

Pindamonhangaba, 14 de Abril de 2011.

Prof^a. Dr^a. Luciane Vieira Garcia
 CRF-SP 12.159
 Coord. Curso de Farmácia - FAPI



PROF^a. DR^a. LÚCIANE V. GARCIA
 Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa da FAPI

ANEXO B**AUTORIZAÇÃO PARA REALIZAÇÃO DO EXPERIMENTO NO
LABORATÓRIO DA FEG**

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

DECLARAÇÃO

Eu, Prof^o Dr. João Alberto de Oliveira, Chefe do Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – UNESP, declaro para os devidos fins autorizar a realização do procedimento experimental do trabalho de doutorado intitulado "Análise das variáveis eletromiográficas e da pressão plantar na caminhada em aclive e declive" da aluna Sandra Regina de Gouvêa Padilha Galera, sob orientação do Prof. Dr. Luiz Fernando Costa Nascimento.

Guaratinguetá, 24 de fevereiro de 2011.

Prof^o Dr. João Alberto de Oliveira
Chefe do Departamento de Mecânica