UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

REJANE FERREIRA COTTA

**Comparação biomecânica da marcha em esteira rolante e elíptico em
adultos jovens, idosos e adultos que sofreram acidente vascular encefálico**

SÃO PAULO

2013

REJANE FERREIRA COTTA

**Comparação biomecânica da marcha em esteira rolante e elíptico em adultos jovens,
idosos e adultos que sofreram acidente vascular encefálico**

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física
e Esporte da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Mestre em Ciências

Área de concentração: Biodinâmica do
Movimento Humano

Orientador: Prof. Dr. Luis Mochizuki

SÃO PAULO

2013

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Cotta, Rejane Ferreira

Comparação biomecânica da marcha em esteira rolante e elíptico em adultos jovens, idosos e adultos que sofreram de acidente vascular encefálico/ Rejane Ferreira Cotta. – São Paulo: 2013, 89 páginas.

Dissertação (Mestrado) – Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof^o. Dr. Luis Mochizuki

1. Biomecânica 2. Marcha 3. Elíptico. I. Título

Nome: COTTA, Rejane Ferreira

Título: Comparação biomecânica da marcha em esteira rolante e elíptico em adultos jovens, idosos e adultos que sofreram acidente vascular encefálico

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências

Aprovado em:

Banca Examinadora

Profº. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Profº. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Profº. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

AGRADECIMENTOS

A construção deste trabalho não seria possível sem a ajuda de pessoas muito importantes que constituíram base sólida para superar esse desafio. Onde encontrei apoio, compreensão, críticas, paciência, determinação, às vezes respostas e força para finalizá-lo.

Agradeço primeiramente ao meu orientador Prof^o Dr. Luis Mochizuki, Mochi obrigada por me ouvir, ensinar, pelas críticas, por todo apoio especialmente nos últimos cinco anos. Com você eu aprendi o que é ser um pesquisador, entendi que não devo começar uma pesquisa tentando achar a resposta e sim saber fazer a pergunta correta. Obrigada por ser meu professor nesses últimos 11 anos, que se tornou um exemplo, um amigo e finalmente nosso estimado padrinho.

A minha querida Prof^a. Dr^a. Aline Bigongiari, minha primeira orientadora, na ocasião do meu trabalho de conclusão do curso de fisioterapia, por ter me tirado o medo de entender e estudar a Biomecânica. Pelo incentivo ao aprimoramento da área acadêmica, e a todo apoio e ajuda que encontrei ao seu lado durante a execução deste trabalho, hoje minha grande amiga e uma profissional admirável.

Aos amigos e colegas do laboratório: Ana Carolina Botelho Menegatti Fernandes, Alex Sandra Cerqueira Oliveira Soares, Carina Helena Wasem Fraga, Roberto Bianco, Rodrigo Maciel Andrade, João Pedro dos Santos Ferreira Pinho; por todo auxílio, ajuda, apoio, respostas e conforto que foram fundamentais para a superação de todas as etapas até aqui. Em especial aos amigos e técnicos do laboratório de Biomecânica: Bruno Mezêncio e Jaqueline Esterque de Albuquerque, obrigada por tudo, por toda ajuda que necessitei durante as coletas e todo socorro durante o processamento de dados, sem vocês a conclusão deste não seria possível, muito obrigada!

Aos professores doutores Júlio Cerca Serrão e Rubens Corrêa Araújo que participaram da banca do exame de qualificação, agradeço por todos os comentários, sugestões e críticas que foram de extrema importância para chegar a este resultado. Ao Prof^o Dr. Rubens, obrigada por me direcionar o caminho para realizar o mestrado.

A querida Noemia Aparecida de Moraes Silva, minha chefe, obrigada por permitir minhas diversas alterações de horários em função das exigências do mestrado. Além disso, por permitir que, em alguns momentos o foco do meu trabalho fosse voltado para minha pesquisa, como por exemplo, a seleção dos participantes que sofreram acidente vascular encefálico. A toda equipe do Núcleo de Reabilitação Física, obrigada por encaminharem os colaboradores. E a todos os indivíduos que participaram desta pesquisa, em especial aos que

se disponibilizaram a vir de Mairiporã à Escola de Educação Física e Esporte, onde foram realizadas as coletas.

Por último agradeço a minha querida família, por toda compreensão, apoio, suporte, paciência, participação nesta etapa. A minha querida mãe Luciana, agradeço por me incentivar a estudar todos os dias, como meu pai Jorge que em suas últimas palavras enfatizou que eu estudasse o máximo que pudesse. Ao meu querido irmão Rodrigo, muito obrigada pelas mais de 200 horas de aulas de matemática, sem sua ajuda eu não teria sido aprovada em metade das disciplinas cursadas durante este processo. E por fim, ao meu querido marido Rodolfo por toda compreensão, apoio e paciência durante este trabalho, por entender que a finalização desta etapa era de extrema importância para o meu crescimento profissional e pessoal, obrigada por aceitar que eu não podia largar tudo e ir morar com você em Natal, por sustentar essa relação durante um ano e meio a distância e por estar sempre ao meu lado, mesmo que a três mil km de distância.

COTTA, R. F. Comparação biomecânica da marcha em esteira rolante e elíptico em adultos jovens, idosos e adultos que sofreram acidente vascular encefálico. 2013. 91p. Dissertação (Mestrado) – Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

RESUMO

O domínio da locomoção é essencial para a execução adequada de diferentes atividades da vida diária. Atualmente, utiliza-se de vários instrumentos de treinamento para o retorno às atividades funcionais, como a esteira rolante e o elíptico. O problema desta pesquisa está baseado na pergunta: Qual é o padrão de ativação dos músculos do membro durante o exercício no elíptico? O objetivo principal é analisar e descrever as características biomecânicas da aceleração e da atividade eletromiográfica do andar em um elíptico. Participaram 42 adultos divididos em três grupos: grupo adulto jovem, constituído por 20 adultos jovens, grupo adulto idoso, constituído por 12 adultos idosos, ambos praticantes de atividade física regular e sem lesões ou problemas no aparelho locomotor, e grupo de adultos pós acidente vascular encefálico, constituído por 10 indivíduos. O questionário internacional de atividade física e os testes para a avaliação qualitativa da marcha, o teste de categoria de ambulação funcional e teste de equilíbrio em pé foram aplicados. Foram utilizados um acelerômetro tridimensional e um eletromiógrafo de superfície com 16 canais, além de uma esteira ergométrica e um elíptico. Após a familiarização com os equipamentos, os sujeitos andaram no elíptico e na esteira enquanto que a atividade mioelétrica e a aceleração tibial foram coletadas. O tempo de coleta foi de 20s e a frequência de aquisição foi 2kHz. As curvas do envoltório linear foram geradas e normalizadas pela base do tempo. Resultados: A amplitude da ativação muscular foi maior durante a marcha na esteira, na fase de propulsão, no grupo de pessoas com AVE e idosos e nos músculos tibial anterior e bíceps femoral ($p < 0,0001$). A menor ativação muscular foi observada no músculo reto abdominal, no grupo de adultos jovens, na fase pré-balanço ($p < 0,0001$). Na análise qualitativa a aceleração da tíbia foi menor para o equipamento elíptico em comparação com a esteira. Os resultados favorecem a indicação do elíptico para o processo de recuperação da locomoção de pessoas com dificuldade para andar com limitações neurológicas ou ortopédicas.

Palavras-chave: biomecânica, educação física, marcha, esteira e elíptico.

COTTA, R. F. Biomechanical comparison of the gait in elliptical and treadmill in young adults, elderly adults and individuals after stroke. 2013. 91p. Dissertation (Master degree) – Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

ABSTRACT

The achievement of the locomotion is essential for the adequate performance of different daily life activities. Several training instruments for the return to the functional activities exist, such as the treadmill and the elliptical. The research problem is: What is the lower limb muscle activation pattern during exercising in an elliptical trainer? The aim of this study is to analyze and describe the biomechanical characteristics of the acceleration and myoelectrical activity during walking in an elliptical trainer. The participants were 42 adults divided into three groups: young adult group (n=20), old adult group (n=12), both physically active and without any chronic pain or orthopedic conditions that could alter gait patterning, and chronic stroke adults (n=10). The international questionnaire of physical activity, the gait functional test and balance test were applied. We used one accelerometer and 16-channels electromyography system, a treadmill and an elliptical trainer. They walked on the elliptical and on the treadmill while the myoelectrical activity of 8 muscles and the tibial acceleration were recorded. The recording time was 20 s and sampling frequency was 2 kHz. The ensemble average was calculated for each variable. Results: The muscle activation was the highest at the treadmill, for propulsion phase, for the people with stroke and elderly and for the muscles *Tibialis Anterior* and *Biceps Femoris* ($p<0.0001$). The smallest muscle activity was observed on the *Rectus Abdominus* muscle, for the young adults, for pre contact phase ($p<0.0001$). The tibial acceleration was smaller for the elliptical than the treadmill. The results support the use of the elliptical for the rehabilitation of gait impairments related to neurological or orthopedic limitations.

Keywords: biomechanical, physical education, gait, treadmill and elliptical.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Ilustração da execução da atividade no elíptico com os eletrodos e acelerômetro posicionados.....	37
Figura 2 – Equipamentos utilizados: a) elíptico e b) esteira.....	40
Figura 3 – Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), para os dois aparelhos: elíptico e esteira, para o grupo dos adultos jovens (AJ), durante a fase de apoio e na velocidade lenta (L).....	43
Figura 4 – Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), para os dois aparelhos: elíptico e esteira, para o grupo dos adultos jovens (AJ), durante a fase de apoio, só que agora para a velocidade rápida (R).....	43
Figura 5 – Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), para os dois aparelhos: elíptico e esteira, para o grupo dos adultos idosos (AI), durante a fase de apoio e na velocidade lenta (L).	44
Figura 6 – Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), para os dois aparelhos: elíptico e esteira, para o grupo dos adultos idosos (AI), durante a fase de apoio, só que agora para a velocidade rápida (R).	44
Figura 7 – Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), para os dois aparelhos: elíptico e esteira, para o grupo dos adultos pós-AVE (AVE), durante a fase de apoio e na velocidade lenta (L).	45
Figura 8 – Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), para os dois aparelhos: elíptico e esteira, para o grupo dos adultos pós-AVE (AVE), durante a fase de apoio, só que agora para a velocidade rápida (R).	45
Figura 9 - Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), para o grupo dos adultos jovens (AJ), durante a utilização do elíptico na velocidade lenta (L).....	46
Figura 10 - Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), para o grupo dos adultos jovens (AJ), durante a utilização do elíptico, só que agora na velocidade rápida (R).	46
Figura 11 - Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), para o grupo dos adultos jovens (AJ), durante a utilização da esteira, na velocidade	

lenta (L).....	47
Figura 12 - Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), para o grupo dos adultos jovens (AJ), durante a utilização da esteira, na velocidade rápida (R).	47
Figura 13 - Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), agora para o grupo dos adultos idosos (AI), durante a utilização do elíptico na velocidade lenta (L).....	48
Figura 14 -Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), para o grupo dos adultos idosos (AI), durante a utilização do elíptico, só que agora na velocidade rápida (R).	48
Figura 15 - Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), agora para o grupo dos adultos idosos (AI), durante a utilização da esteira, na velocidade lenta (L).....	49
Figura 16 - Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), para o grupo dos adultos idosos (AI), durante a utilização da esteira, na velocidade rápida (R).	49
Figura 17 - Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, GMAX, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), agora para o grupo dos adultos pós-AVE (AVE), durante a utilização do elíptico na velocidade lenta (L).....	50
Figura 18 - Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), para o grupo dos adultos pós- AVE (AVE), durante a utilização do elíptico, só que agora na velocidade rápida (R).	50
Figura 19 - Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), agora para o grupo dos adultos pós- AVE (AVE), durante a utilização da esteira, na velocidade lenta (L).....	51
Figura 20 - Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF,	

Gmax, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), para o grupo dos adultos pós-AVE (AVE), durante a utilização da esteira, na velocidade rápida (R).	51
Figura 21 – Médias e desvios padrões dos sinais EMG do músculo tibial anterior EMG normalizados pela média durante uma passada completa nos aparelhos elíptico (EL) e esteira (ES), nas velocidades lenta (L) e rápida (R), para os grupos adulto jovem (AJ), adulto idoso (AI) e pessoas que sofreram AVE.	55
Figura 22 - Médias e desvios padrões dos sinais EMG do músculo gastrocnêmio medial (GM) normalizados pela média do sinal durante uma passada completa, nos aparelhos: elíptico (EL) e esteira (ES), nas velocidades lenta (L) e rápida (R), para os grupos: adultos jovens (AJ), adulto idoso (AI) e pessoas que sofreram AVE.	55
Figura 23 - Médias e desvios padrões dos sinais EMG do músculo vasto lateral (VL) normalizados pela média durante uma passada completa nos aparelhos elíptico (EL) e esteira (ES), nas velocidades lenta (L) e rápida (R), para os grupos adulto jovem (AJ), adulto idoso (AI) e pessoas que sofreram AVE.	56
Figura 24 – Médias e desvios padrões dos sinais EMG do músculo bíceps femoral (BF) normalizados pela média durante uma passada completa nos aparelhos elíptico (EL) e esteira (ES), nas velocidades lenta (L) e rápida (R), para os grupos adulto jovem (AJ), adulto idoso (AI) e pessoas que sofreram AVE.	56
Figura 25 – Médias e desvios padrões dos sinais EMG do músculo reto femoral (RF) normalizados pela média durante uma passada completa nos aparelhos elíptico (EL) e esteira (ES), nas velocidades lenta (L) e rápida (R), para os grupos adulto jovem (AJ), adulto idoso (AI) e pessoas que sofreram AVE.	57
Figura 26 – Médias e desvios padrões dos sinais EMG do músculo glúteo máximo (GMAX) normalizados pela média durante uma passada completa nos aparelhos elíptico (EL) e esteira (ES), nas velocidades lenta (L) e rápida (R), para os grupos adulto jovem (AJ), adulto idoso (AI) e pessoas que sofreram AVE.	57
Figura 27 – Médias e desvios padrões dos sinais EMG do músculo reto abdominal (RA) normalizados pela média durante uma passada completa nos aparelhos elíptico (EL) e esteira (ES), nas velocidades lenta (L) e rápida (R), para os grupos adulto jovem (AJ), adulto idoso (AI) e pessoas que sofreram AVE.	58
Figura 28 – Médias e desvios padrões dos sinais EMG do músculo multífidos (ML) normalizados pela média durante uma passada completa nos aparelhos elíptico (EL) e esteira (ES), nas velocidades lenta (L) e rápida (R), para os grupos adulto jovem (AJ),	

adulto idoso (AI) e pessoas que sofreram AVE.	58
Figura 29 – Curva média e desvio padrão da aceleração da tíbia pelo tempo, durante uma passada no grupo dos adultos jovens, nos diferentes aparelhos: elíptico (EL) e esteira (ES), e nas duas velocidades lenta (L) e rápida (R), para aceleração nos diferentes eixos: longitudinal, sagital e transversal.	59
Figura 30 – Curva média e desvio padrão da aceleração da tíbia pelo tempo, durante uma passada no grupo dos idosos, nos diferentes aparelhos: elíptico (EL) e esteira (ES), e nas duas velocidades lenta (L) e rápida (R), para aceleração nos diferentes eixos: longitudinal, sagital e transversal.	59
Figura 31 – Curva média e desvio padrão da aceleração da tíbia pelo tempo, durante uma passada no grupo AVE, nos diferentes aparelhos: elíptico (EL) e esteira (ES), e nas duas velocidades lenta (L) e rápida (R), para aceleração nos diferentes eixos: longitudinal, sagital e transversal.	60
Figura 32 – Curva da integral da aceleração da tíbia pelo tempo, durante uma passada no grupo dos jovens, nos diferentes aparelhos: elíptico (EL) e esteira (ES), e nas duas velocidades lenta (L) e rápida (R), para os diferentes eixos: longitudinal, sagital e transversal.	60
Figura 33– Curva da integral da aceleração da tíbia pelo tempo, durante uma passada no grupo dos idosos, nos diferentes aparelhos: elíptico (EL) e esteira (ES), e nas duas velocidades lenta (L) e rápida (R), para os diferentes eixos: longitudinal, sagital e transversal.	61
Figura 34 – Curva da integral da aceleração da tíbia pelo tempo, durante uma passada no grupo AVE, nos diferentes aparelhos: elíptico (EL) e esteira (ES), e nas duas velocidades lenta (L) e rápida (R), para os diferentes eixos: longitudinal, sagital e transversal.	61

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características dos três grupos.....	35
Tabela 2 – Mostra as médias de velocidade, cadência e frequência da amostra durante a execução da tarefa	36
Tabela 3 – Classificação do nível de atividade física IPAQ.....	64
Tabela 4 – Percepção do estado de saúde segundo questionário IPAQ	64
Tabela 5 – Tempo gasto em minutos durante a semana em atividades físicas realizadas no trabalho.....	64
Tabela 6 – Tempo gasto em minutos durante a semana em atividades físicas realizadas como meio de transporte	64
Tabela 7 – Tempo gasto em minutos durante a semana em atividades físicas realizadas em casa e ao redor de casa: trabalho, tarefas domésticas e cuidar da família.....	64
Tabela 8 – Tempo gasto em minutos durante a semana em atividades físicas de recreação, esporte, exercício e de lazer.	65

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Níveis da avaliação por categorias de ambulação funcional (FAC).	38
Quadro 2 - Níveis da avaliação do teste de equilíbrio em pé (SBT).	38

LISTA DE SIGLAS

AI – Adultos idosos
AJ – Adultos jovens
AVE – Acidente vascular encefálico
BF – músculo Bíceps femoral
EIAS – Espinha ilíaca ântero superior
EIPS – Espinha ilíaca pósterio superior
EL – Elíptico
EMG – Eletromiografia
ES – Esteira
FAC – Categorias de ambulação funcional
GM – músculo Gastrocnêmio medial
GMAX – músculo Glúteo máximo
IPAQ – Questionário internacional de atividade física
L – Velocidade lenta
ML – músculo Multífido
R – Velocidade rápida
RA – músculo Reto abdominal
RF – músculo Reto femoral
SBT – Teste de equilíbrio em pé
TA – músculo Tibial anterior
VL – músculo Vasto lateral

Sumário

	Página
1 INTRODUÇÃO.....	18
1.1 OBJETIVO.....	20
1.2 JUSTIFICATIVA.....	20
2 REVISÃO DE LITERATURA	22
2.1 BIOMECÂNICA DA MARCHA	22
2.1.1 Cinemática da marcha.....	24
2.1.2 Eletromiografia durante a marcha.....	25
2.1.3 Comparação do andar no solo e na esteira.....	28
2.2 O ANDAR DOS IDOSOS	28
2.3 O ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO.....	30
3 MATERIAIS E MÉTODO.....	34
3.1 ASPECTOS ÉTICOS DO PROJETO DE PESQUISA	34
3.2 PÚBLICO ALVO.....	34
3.2.1 Amostra experimental.....	35
3.3 PROTOCOLO EXPERIMENTAL.....	36
3.3.1 Avaliação qualitativa da marcha.....	37
3.3.2 Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ).....	38
3.4 INSTRUMENTOS.....	39
3.5 TRATAMENTO DOS SINAIS	40
3.6 ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	41
4 RESULTADOS	42
4.1 PARÂMETROS DISCRETOS DO EMG.....	42
4.2 PADRÕES TEMPORAIS DA ELETROMIOGRAFIA E CINEMÁTICA	52
4.3 QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA	62
4.4 AVALIAÇÃO QUALITATIVA DA MARCHA	65
5 DISCUSSÃO.....	66
6 CONCLUSÃO.....	71
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	72
APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO	77
APÊNDICE B – PRONTUÁRIO DO COMITÊ DE ÉTICA.....	79
APENDICE C – ROTINA MATLAB	80
ANEXO A – NÍVEIS DA AVALIAÇÃO POR CATEGORIAS DE AMBULAÇÃO FUNCIONAL (FAC).....	86

ANEXO B – NÍVEIS DA AVALIAÇÃO DO TESTE DE EQUILÍBRIO EM PÉ (SBT).....	87
ANEXO C – QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ).....	88

1 INTRODUÇÃO

O domínio da locomoção é essencial para a execução adequada das atividades da vida diária. Em situações da reabilitação do aparelho locomotor, há necessidade do treinamento específico para o retorno progressivo à marcha normal (HESSE et al., 1994; MOSELEY et al., 2003; NORMAN et al., 1995; OLNEY; RICHARDS, 1996; RICHARDS; OLNEY, 1996). Casos comuns ocorrem no tratamento de pessoas com lesões ortopédicas ou traumatológicas nos membros inferiores, como na reabilitação do atleta que realizou cirurgia de reconstrução ligamentar do joelho (MANGIONE et al., 2005) ou do idoso em fase final de reabilitação pós-fratura do colo femoral devido à osteoporose (MANGIONE et al., 2005; SINAKI, 2004). Pessoas com problemas neurológicos necessitam de atenção para o treinamento da marcha, com destaque para a necessidade da reaprendizagem de locomoção após acidente vascular encefálico (AVE) (BOHANNON, 1989; LAUFER et al., 2001; VISINTIN et al., 1998).

Atualmente, utilizam-se instrumentos para o treinamento do retorno progressivo às atividades funcionais. Harris-Love et al. (2001, 2004) apontam a esteira como ferramenta importante para o treino de marcha em indivíduos hemiparéticos. A segurança e o efeito da esteira como meio para exercício para indivíduos hemiparéticos que sofreram AVE com distúrbio leve até moderado da marcha foram investigadas e foi encontrado o efeito como exercício aeróbico (MACKO et al., 1997; 2001). Além das esteiras, outros equipamentos são utilizados na reabilitação como o elíptico, conhecido como *transport* ou simuladores de marcha (JACKSON; MERRIMAN; CAMPBELL, 2010). O elíptico pode ser mais vantajoso do que a esteira devido ao baixo impacto nas articulações e baixo custo (BROWN et al., 2010). Pode beneficiar pessoas com deficiência no equilíbrio, já que os pés permanecem em contato com a superfície de suporte todo o período e podem estar em casas, parques, centros de terceira idade, academias e ambientes médicos (BURNFIELD et al., 2010). Contudo, poucos artigos no Pubmed, Web of Science ou Base Cochrane abordam a importância terapêutica dos elípticos.

A investigação biomecânica do uso de esteiras rolantes mostra que as principais características da marcha em piso fixo e em esteira rolante são semelhantes (WHITE et al., 1998; MATSAS, 2000). Por outro lado, a biomecânica do padrão de movimento em elíptico é pouco descrita. Desta forma, as comparações ou qualquer afirmação acerca dos benefícios que um elíptico pode trazer para a condição física do executante ainda carecem de fatos.

Diferente da esteira rolante, em um elíptico o movimento cíclico e alternado dos

membros inferiores se faz por meio de um sistema de alavancas e eixos deslizantes. Em comparação ao andar em esteira rolante, o elíptico pode apresentar menor pressão plantar durante a fase de contato do calcanhar (BURNFIELD, et al., 2007). Além disso, o andar neste equipamento pode: a) reduzir as colisões do pé com a base de suporte; b) ter maior envolvimento muscular para o desempenho da tarefa de locomoção; c) ajudar o treino de marcha em indivíduos com déficit no equilíbrio pelo aumento da fase de contato; e d) ter custo relativamente acessível. Entretanto, estas afirmações precisam ser mais investigadas.

A Biomecânica é a área de conhecimento que aplica os conceitos e métodos da mecânica para estudar os seres vivos (ENOKA, 2000; WINTER, 2009). Ela busca entender a natureza do movimento humano e os efeitos da interação do movimento humano com o ambiente (AMADIO et al., 1999). A Biomecânica é dividida em interna e externa (ZATSIORSKY, 2002). A Biomecânica interna se preocupa em compreender as consequências das forças dentro do corpo humano para o movimento humano e para o próprio corpo. Ao passo que a Biomecânica externa busca compreender o efeito das forças externas ao corpo no movimento e no corpo humano. Para analisar estas forças e a interação com o corpo e movimento, a Biomecânica usa diferentes métodos de investigação: antropometria, eletromiografia, cinemetria, dinamometria e mecânica muscular (WINTER, 2009). A antropometria estuda a forma e as propriedades inerciais do corpo humano. A eletromiografia estuda a atividade dos músculos esqueléticos por meio da mensuração da atividade elétrica muscular. A cinemetria estuda a descrição do movimento a partir de variáveis cinemáticas. A dinamometria estuda a causa do movimento, ou seja, as forças e torques, ou as variáveis cinéticas do movimento. E a mecânica muscular estuda as propriedades mecânicas do tecido muscular e tendinoso. O tipo de análise que propomos nesta pesquisa é conhecido como complexa análise biomecânica, pois comunga para analisar o movimento humano o conjunto de diferentes sistemas de medição (AMADIO et al., 1999).

O acidente vascular encefálico AVE é a terceira causa de morte e a segunda causa de deficiência e demência em idosos mundialmente (LLIBRE et al, 2010). Poucos estudos epidemiológicos sobre o AVE na América Latina reportaram prevalência mais baixa e padrões diferentes em países desenvolvidos (LLIBRE et al, 2010). Apesar de ocorrer em qualquer faixa etária, é na velhice que as sequelas se destacam. A redução da capacidade funcional por causa do AVE se associa ao processo natural de envelhecimento, reforçando a fraqueza muscular, espasticidade e descondicionalismo físico (ROSE; GAMBLE, 1998; TEIXEIRA-SALMELA et al., 2000). Estes sintomas clínicos são agravados pela hemiplegia ou hemiparesia. O sistema de saúde pública no Brasil apresenta alta demanda desta população

para reabilitação, mas o seu recrutamento é o grande obstáculo para a execução de estudos (SCIANNI; TEIXEIRA-SALMELA; ADA, 2012).

Desta forma, o uso de equipamentos para assistência a marcha podem melhorar o processo de recuperação da habilidade de locomoção. Entretanto, o uso das máquinas como o elíptico é restrito, porque pouco se conhece sobre como se comportam as variáveis biomecânicas da locomoção nesse equipamento.

1.1 OBJETIVO

Ao considerar os fatos expostos na introdução, o problema central desta pesquisa está baseado na seguinte pergunta: Como é o padrão de ativação dos músculos do aparelho locomotor no elíptico? Para encontrar respostas para a pergunta desta dissertação, o objetivo principal é analisar e descrever as características biomecânicas da aceleração e da atividade eletromiográfica do andar em um elíptico.

Os objetivos específicos desta dissertação são:

- Comparar os padrões cinemáticos da aceleração da perna, durante o andar no elíptico e na esteira rolante na amostra experimental escolhida;
- Comparar o padrão temporal da atividade elétrica de músculos selecionados do membro inferior durante o andar no elíptico e na esteira rolante na amostra experimental escolhida;
- Comparar o padrão de atividade elétrica dos músculos selecionados nas fases da marcha: pré-apoio, apoio e propulsão.
- Comparar os padrões cinemáticos e eletromiográficos das variáveis selecionadas durante o andar nos dois aparelhos mencionados anteriormente em amostras distintas: adultos jovens, adultos idosos e adultos pós-AVE.

1.2 JUSTIFICATIVA

Em comparação à esteira rolante, o elíptico pode apresentar a vantagem da redução da pressão plantar durante a fase de contato do calcanhar (BURNFIELD et al., 2007), além do baixo impacto nas articulações, e custos mais acessíveis ao comparar com a esteira (BROWN et al., 2010). Além disso, o andar neste equipamento pode apresentar algumas vantagens para uma pessoa debilitada por uma lesão no aparelho locomotor: a) ausência de um sistema

mecânico que facilita a movimentação, e assim, permite o maior fortalecimento muscular; b) por depender exclusivamente do movimento promovido pelo executante, é mais seguro para promover uma parada de emergência; c) redução das colisões do pé com a base de suporte; d) benefício para o treino de marcha em indivíduos com déficit no equilíbrio, os pés permanecem durante todo o ciclo em contato com a superfície, assim o peso é dividido nas duas pernas; e) por possuir custos relativamente mais baixos ao comparar com a esteira, podem estar disponíveis em casas, centros de terceira idade, academias e ambientes médicos (BURNFIELD et al., 2010).

Portanto, caracterizar biomecanicamente este aparelho é o caminho para propor novas estratégias para os programas de reabilitação de pessoas com problemas de locomoção, como os que sofreram lesão ligamentar, muscular, óssea ou articular, e pessoas com hemiparesias ou hemiplegias por traumatismo ou acidente vascular encefálico.

Por causa da ausência de estudos sobre o elíptico, especialmente com indivíduos que necessitam de reabilitação para a locomoção, é necessário caracterizar a aceleração e a atividade elétrica dos músculos durante a utilização deste equipamento para conhecer as vantagens para o aparelho locomotor neste tipo de instrumento fornece para apoiar ou refutar a utilização do mesmo para treino de marcha e reabilitação.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Biomecânica da marcha

Os dois membros inferiores e a pelve são os segmentos anatômicos que formam o sistema locomotor. A duração e a magnitude do movimento de cada membro são controladas por 57 músculos que atuam seletivamente. As principais articulações para análise da marcha são: tornozelo, joelho, quadril, cotovelo e ombro. Em parte dos estudos são analisados apenas os membros inferiores, provavelmente porque são os responsáveis pelo deslocamento do corpo e correspondem ao sistema locomotor, enquanto que a parte superior do corpo é funcionalmente classificada como passageiro (PERRY, 2005).

As fases do ciclo da marcha são eventos temporais. Nas análises do andar normalmente são investigadas as medidas de velocidade, cadência, tempo de apoio ou balanço. Para facilitar a investigação entre indivíduos ou entre condições diferentes, o ciclo do andar é normalizado pela porcentagem do ciclo 0% no início do contato do pé até o próximo contato deste no chão 100% (WINTER, 1991). O ciclo completo da marcha é definido como o início do contato, batida do pé, até o próximo contato ao solo do mesmo pé, identificado como passada. O passo é a distância do contato inicial do pé até o contato do pé contralateral. Cadência é o número de passos em intervalo de tempo (passo/min). A cadência livre ou natural é aquela que o indivíduo atinge quando for instruído a andar o mais naturalmente possível. Em adultos normais, a cadência média é de 113 passo/minuto ou 1,88 passo/s (PERRY, 2005). A característica básica da marcha é o momento que os pés estão em contato com o solo simultaneamente, conhecido como duplo apoio.

A passada é dividida em apoio e balanço, descritos como fases da marcha. A fase de apoio é dividida em duplo apoio inicial, logo após a batida do calcanhar; apoio simples ou apoio, compreendido como o instante logo após a elevação do pé contralateral para o balanço; e o duplo apoio final, que começa com o contato do membro contralateral. O período de apoio tem duração aproximada de 60% do ciclo, enquanto que a fase de balanço, que é o momento que inicia após a elevação do pé e termina com o contato do calcanhar tem duração aproximada de 40% do ciclo. A duração do período de duplo apoio é de aproximadamente 20% do ciclo do andar, sendo 10% durante duplo apoio inicial e 10% durante o duplo apoio final e o apoio simples com 40%. Com o aumento da velocidade, os períodos de apoio

diminuem e o período de balanço aumenta (PERRY, 2005; WITTLE, 1996).

A análise do padrão de marcha por meio de fases identifica a importância funcional dos movimentos das articulações (PERRY, 2005). As oito fases da marcha são contato inicial, momento em que o pé toca o solo; resposta à carga, período de duplo apoio inicial; apoio médio, primeira metade do intervalo de apoio simples; apoio terminal, final do apoio simples; pré-balanço, segundo intervalo de duplo apoio no ciclo da marcha; balanço inicial, primeiro período do balanço que corresponde a um terço; balanço médio; balanço terminal, quando o pé toca ao solo (PERRY, 2005; VAUGHAN; DAVIS; O'CONNOR, 1992).

Durante as fases da marcha, os músculos atuam em diferentes instantes com níveis diferentes de ativação para promover os movimentos rítmicos. No contato inicial, cujo objetivo mecânico é posicionar o pé e iniciar a desaceleração, estão ativos os flexores dorsais do tornozelo, extensores do quadril e flexores do joelho (ROSE; GAMBLE, 1998). Perry (2005) destaca ativação dos músculos quadríceps, isquiotibiais, tibial anterior e extensores longos dos dedos. A resposta à carga, cujo objetivo mecânico é transferir o peso, estabilizar a pelve e desacelerar a massa, apresenta a ativação dos grupos musculares extensores do joelho, abdutores do quadril, flexores plantares do tornozelo (ROSE; GAMBLE, 1998) e glúteo máximo e quadríceps (PERRY, 2005). O apoio médio, onde o objetivo mecânico é estabilizar o joelho e preservar o momento tem ativação muscular isométrica dos flexores plantares do tornozelo (ROSE; GAMBLE, 1998). Perry (2005) descreve a ativação muscular do apoio médio dividida em duas etapas, enquanto o apoio encontra-se no mediopé há atividade do quadríceps e sóleo e quando está sobre o antepé, o sóleo e gastrocnêmios que continuam em ativação durante o apoio terminal para acelerar corpo (ROSE; GAMBLE, 1998) e diminuem a intensidade apenas no pré-balanço para a preparação para o balanço, quando os músculos adutor longo e reto femoral começam a se destacar (PERRY, 2005). Rose e Gamble (1998) destacam também a ativação do músculo íliopsoas no pré-balanço. No balanço inicial, cujo objetivo mecânico é liberar o pé, destacam-se os músculos íliopsoas, tibial anterior e extensor longo dos dedos. Rose e Gamble (1998) descrevem também a ativação do reto femoral. Durante o balanço médio, ainda para liberar o pé, o tibial anterior permanece em ativação, Perry (2005) descreve que os flexores de quadril continuam em ativação com menor intensidade durante o balanço médio. Entre o balanço médio e terminal, os isquiotibiais iniciam a ativação muscular intensa para desacelerar a perna e restringir a flexão do quadril, o quadríceps está ativo para a extensão de joelho e o tibial anterior e extensor longo dos dedos ativam-se para garantir a dorsiflexão (ROSE; GAMBLE, 1998; PERRY, 2005).

2.1.1 Cinemática da marcha

Cinemática é a área da mecânica para descrever o movimento humano, independente das forças, e as variáveis são deslocamento, velocidade e aceleração linear e angular. A análise cinemática descreve como os segmentos do corpo do indivíduo movimentam-se durante o andar (PRINCE et al., 1997). A descrição completa quantitativa e com a acurácia de um simples movimento requer muitas informações sobre o movimento (WINTER, 2009).

Os acelerômetros são uma alternativa vantajosa para análise do movimento do corpo humano, pois descrevem as variações da velocidade ao longo do tempo. A resposta do sinal pode ser gravada ou convertida num computador (WINTER, 2009; GEBRUERS et al., 2010). Podem ser uniaxiais, biaxiais ou triaxiais. A maioria dos acelerômetros utiliza o sensor piezelétrico (GEBRUERS et al., 2010).

Durante o contato do calcanhar no solo, a força de reação do solo (FRS) desacelera o movimento. Esta força é transmitida através do tornozelo para a tíbia e através do joelho para o fêmur, assim esta “onda” é transmitida ao esqueleto e está associada à aceleração. Esta aceleração transitória e a força associada são referidas como uma onda-choque e ocorre durante os primeiros 20 ms da fase de apoio. Qualquer osso submetido a essa força irá experimentar a aceleração. O corpo apresenta duas defesas naturais contra o dano potencial dessa onda transitória: o alinhamento articular apropriado (como a flexão de joelho) e a presença de material viscoelástico. A presença de alterações no sistema neuromuscular devido alguma doença ou dores podem piorar a atenuação deste impacto (WHITTLE, 1999).

Com acelerômetros na tíbia e no sacro, HENRIKSEN et al. (2008) observaram a influência da dor muscular experimental e do sexo na atenuação do impacto na tíbia durante o andar. Os resultados revelaram que a atenuação do impacto não é alterada entre os sexos nem na presença de dor muscular experimental. Ledoux e Hillstrom (2001) não encontraram diferenças na aceleração do calcanhar de sujeitos com alinhamento neutro do pé e com pé plano. A aceleração transmitida para cabeça e quadril já foi investigada. Winter (1991) analisou a capacidade de atenuação da aceleração no corpo, para direção ântero-posterior, e comparou a aceleração do quadril e cabeça. Ele mostra a aceleração de quadril mais baixa nos idosos do que nos jovens, enquanto que a aceleração na cabeça dos idosos mostrou-se maior em relação aos jovens. Isto mostra que os jovens são capazes de atenuar a aceleração da cabeça em 72% comparados aos 58% dos idosos. A velocidade do contato do calcanhar foi maior nos idosos em comparação aos jovens apesar dos idosos apresentarem a velocidade

menor no andar em relação aos jovens. O atraso e a redução da atividade dos músculos isquiotibiais têm relação com o aumento da velocidade horizontal (WINTER, 1991).

2.1.2 Eletromiografia durante a marcha

A eletromiografia (EMG) é uma das melhores representações do controle motor do sistema musculoesquelético (WINTER, 1991). Por isso, é utilizada para analisar a função muscular há mais de 50 anos. A análise eletromiográfica é empregada para determinar o período de atividade muscular para avaliar os períodos de coativação da musculatura agonista e antagonista (DYER et. al., 2011; PROSSER et. al., 2011). Ela é utilizada para avaliar a atividade muscular para função, controle e aprendizagem (SODERBERG; KNUTSON, 2000). De Luca (1997) relata três grupos de aplicação: 1) ativação e sincronização dos músculos; 2) a relação entre força e EMG; 3) o uso da EMG como um índice de fadiga.

A origem do sinal EMG está na atividade elétrica da unidade motora. A ativação da unidade motora produz um potencial elétrico característico. Assim, o sinal EMG é o resultado da soma de todos os potenciais de ativação das unidades motoras que são recrutadas ao mesmo tempo (WINTER, 1991) e geram o traçado de interferência.

Muitos parâmetros podem afetar a magnitude e a harmonia do sinal da EMG: a localização dos eletrodos, o tamanho do eletrodo, a forma e o espaço entre eles, o tecido adiposo entre a pele e o músculo, a temperatura muscular, a área de secção transversal, e o tamanho do músculo em estudo, etc. (DE LUCA, 1997; WINTER, 1991). Além disso, a utilização de eletrodos de superfícies e mais fidedigna do que eletrodos do tipo agulha, eles detectam o potencial de ação das unidades motoras de uma área mais vasta do músculo, são melhores para o estudo de músculos superficiais. Nos músculos profundos, o ideal é a utilização dos eletrodos agulha ou de fio. A eletromiografia não tem a capacidade de mensurar a força muscular (DE LUCA, 1997).

Quantificar as diferenças na atividade muscular nas diferentes atividades para treino de marcha pode auxiliar os profissionais da área da saúde e os pesquisadores a escolher o protocolo mais apropriado de treino específico para os indivíduos de acordo com a meta para o tratamento. Winter (1991) analisou o padrão da atividade muscular através da EMG de 25 músculos relacionados à marcha, entre eles, o músculo tibial anterior que possui a maior atividade no final do balanço para manter o pé em dorsiflexão antes do toque do calcanhar; o gastrocnêmio medial apresenta um dos períodos de maior ativação previamente ao contato do

calcanhar que aumenta na fase de apoio e atinge a máxima ativação no meio da fase de propulsão (50% da passada); o vasto lateral apresenta o pico de atividade na descarga de peso (10% da passada), ele controla o montante de flexão de joelho por ser um extensor e atua na extensão de joelho no apoio médio; no bíceps femoral a maior ativação começa na metade final do balanço e o pico acontece aproximadamente 4% da passada, atua para desacelerar o membro inferior durante o balanço; o reto femoral atua em dois momentos, a maior atividade começa antes do contato do calcanhar e continua em seu máximo durante a descarga de peso (10% da passada) quando atua como extensor do joelho para controlar a flexão do joelho e gerar a extensão do joelho no apoio médio, a segunda maior ativação se dá logo após a propulsão para garantir a flexão de quadril no balanço e a extensão de joelho para desacelerar a perna no balanço; no glúteo máximo o maior período de ativação inicia-se no final do balanço e o pico ocorre na descarga de peso (10% da passada) diminuindo a ativação ao final do médio apoio, o segundo momento de menor ativação acontece na primeira metade do balanço desacelera o balanço da coxa; o reto abdominal apresenta o nível de atividade muscular baixo e dois picos amplos aproximadamente aos 20% e 70% do ciclo da marcha; os multífidos apresentam dois picos de ativação muscular: aos 10% da passada e outro aos 60%, que controlam a aceleração do tronco durante a descarga de peso de cada membro inferior, a maior no membro ipsilateral e o segundo pico no membro contralateral.

Como resultado da EMG, o conhecimento para descrever os músculos ativos e não ativos durante a marcha pode ser validado. O padrão encontrado por Winter (1991) para os músculos durante a locomoção ajudou a identificar e comprovar as ideias propostas através de análises de torques, e a visualizar a ativação correta durante cada fase da marcha.

O envoltório linear é uma forma de quantificar o sinal EMG e representa a média da magnitude da série temporal. A variabilidade do envoltório linear da EMG inter-indivíduos pode oscilar entre 20% a 70% em grande parte dos músculos relacionados à marcha durante uma passada. Para esta análise é necessário o alisamento e o envoltório linear desta onda. O coeficiente de variação (CV) tem tendência de apresentar valores mais elevados para músculos mais superiores e menor variabilidade quanto mais distal os músculos do membro inferior. Além disso, músculos monoarticulares são geralmente menos variáveis do que músculos biarticulares (WINTER, 1991). Os músculos sóleo e o tibial anterior mostraram CV baixo, enquanto que o reto abdominal e o bíceps femoral apresentaram quase o dobro (WINTER, 1991). Pode-se estabelecer similaridade entre variabilidade e os valores de CV, o músculo reto femoral apresenta variabilidade entre indivíduos (21,4%) (WINTER, 1991).

Recentemente, DYER et. al. (2011) analisaram o EMG de coativação dos músculos

extensores do membro inferior de indivíduos saudáveis e pós-AVE durante a contração estática na posição sentada. Observaram maior coativação na flexão plantar e na extensão de joelho do membro afetado em indivíduos pós-AVE. Colocam também que houve maior correlação dos valores entre os músculos biarticulares em relação aos monoarticulares nos indivíduos com lesão motora e concluem que a coativação dos músculos biarticulares está associada ao membro afetado dos indivíduos com lesão motora.

Burnfield et al. (2010) compararam a marcha no solo e em quatro diferentes aparelhos elípticos a partir de informações sobre a cinemática e a eletromiografia dos músculos glúteo máximo, glúteo médio, bíceps femoral, semitendinoso, vasto lateral, gastrocnêmios, sóleo e tibial anterior. Os autores relatam que a marcha nos equipamentos elípticos e no solo foram similares, e os coeficientes de múltipla correlação foram relativamente altos para quadril, coxa e joelho e um pouco menor para tornozelo. Além disso, os resultados mostraram que, durante a utilização dos elípticos, o tronco, pelve, quadril e joelho apresentaram valores maiores de flexão em relação ao andar no solo e indicaram que a atividade muscular do glúteo máximo e vasto lateral foram maiores durante a utilização do elíptico ao comparar com a atividade muscular durante o andar no solo; e os músculos semitendinoso, gastrocnêmios, sóleo e tibial anterior estiveram menos ativos em relação ao andar no solo; por outro lado, o glúteo médio e o bíceps femoral apresentaram pouca diferença de ativação.

Os padrões de atividade muscular dos músculos reto femoral e semitendinoso foram comparados (PROSSER et al., 2011) durante o andar no solo, andar na esteira, bicicleta ergométrica e o elíptico. A ativação do músculo reto femoral durou mais e teve maior intensidade no elíptico, e mostrou maior coativação entre o reto femoral/semitendinoso no elíptico em relação a todas as outras condições. Ao analisar a atividade eletromiográfica dos músculos reto femoral e semitendinoso durante o andar no solo, esteira e elíptico, não foi encontrada diferença no tempo de ativação do músculo semitendinoso ao comparar o andar no solo e esteira (PROSSER et al., 2011). O treino em indivíduos com lesão neurológica como AVE resulta em atividade muscular excessiva. Prosser et al. (2011) acreditam que esse treino pode ser mais efetivo se a coativação antagonista for minimizada. Não observamos isso no andar na esteira e elíptico. No aparelho elíptico, a ativação do reto femoral foi a mais alta e a coativação do reto femoral/ semitendinoso apresentou também os maiores valores.

2.1.3 Comparação do andar no solo e na esteira

Os padrões de movimento do andar na esteira e no solo podem ser considerados similares (KAUTZ et al., 2011; RILEY et al., 2007; STOQUART; DETREMBLEUR; LEJEUNE, 2008) ou diferentes (ALTON et al., 1998). Alton et al. (1998) analisaram as diferenças nas variáveis temporais e articulares da marcha e mostraram que nas mulheres a flexão máxima de quadril foi maior na esteira. Nos homens, o ângulo máximo de flexão do joelho foi maior na esteira. Além disso, ao comparar os indivíduos encontraram maiores valores de cadência no andar na esteira e diminuição do tempo de apoio. Todavia, Stoquart, Detrembleur e Lejeune (2008) investigaram o andar na esteira em múltiplas velocidades e discordam da diferença das variáveis espaço-temporais no andar e na esteira e no solo encontradas por Alton et al. (1998). Eles descartam a ideia de que a biomecânica do andar na esteira e o andar no solo são diferentes (KAUTZ et al., 2011; STOQUART; DETREMBLEUR; LEJEUNE et. al, 2008).

RILEY et al. (2007) caracterizaram as diferenças entre o andar na esteira e no solo e apontaram que são similares. Embora 12 dos 22 parâmetros cinemáticos tenham sido diferentes, a diferença entre esses ângulos foi inferior a 2°. Os momentos angulares no plano sagital não foram diferentes entre o andar na esteira e no solo (RILEY et al., 2007). Matsas, Taylor e Mcburney (2000) sugerem a possibilidade de generalizar os dados encontrados nos estudos na esteira e no solo após 6 minutos de familiarização com a esteira.

A vantagem de utilizar a esteira instrumentada para o estudo do andar é poder continuamente obter as características cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas simultaneamente em ciclos consecutivos (HARRIS-LOVE at al., 2001; KAUTZ, 2011).

2.2 O andar dos idosos

O andar é uma das atividades humanas mais comuns, é aprendida durante o primeiro ano de vida e sua maturidade se dá aos sete anos de vida até aproximadamente sessenta anos. A partir desta faixa-etária, o desempenho do andar começa a sofrer um processo de declínio, as quedas são a maior causa de morbidade e em quase todos os incidentes de queda algum aspecto da locomoção está implicado (PRINCE et al., 1997). Segundo Winter (1991), é importante documentar as mudanças das características biomecânicas do andar dos idosos,

pois elas podem estar relacionadas com as causas de quedas observadas nesta população.

A perda de força é mais acentuada após os 60 anos e contribui para o declínio do desempenho do andar. Essas perdas são maiores nas mulheres do que nos homens e ocorrem mais rapidamente nas extremidades inferiores do que nas superiores dos idosos, e maiores nos movimentos de velocidade rápida do que no de velocidade lenta. Essas perdas de força são amplamente atribuídas a uma perda de massa muscular causada por perdas de fibra muscular (SPIRDUSO, 2005). É provável que a característica mais evidente do movimento de pessoas idosas é a lentidão (SPIRDUSO, 2005), com a cadência mais alta e com o comprimento do passo mais curto. A velocidade do andar diminui com o aumento da idade e diferencia o andar do idoso e do jovem (RILEY et al., 2001; WINTER, 1991), por causa da diminuição de força muscular, diminuição do comprimento do passo e fase de duplo apoio mais longa (CALLISAYA et al., 2011), também por consequência da redução na extensão máxima da articulação do quadril (RILEY et al., 2001).

O fator importante para as diferenças de idade na marcha é a economia energética de movimento. As velocidades de caminhada que variam de 0,81 a 1,88 m/s são menos econômicas para os adultos mais idosos do que para os adultos jovens (SPIRDUSO, 2005).

Varias quedas em idosos ocorrem devido à complexa interação entre fatores intrínsecos e extrínsecos (CALLISAYA et al., 2011). Os fatores intrínsecos estão atribuídos à pessoa, como a musculatura fraca, falta de força e cognição, anormalidades no equilíbrio, distúrbios visuais, utilização de medicações, doença cardiovascular. Os fatores extrínsecos estão relacionados ao meio, como a falta de iluminação, diferenças na superfície ou a presença de obstáculos (CALLISAYA et al., 2011; SPIRDUSO, 2005;).

As fraturas de quadril, como no colo femoral, são comuns nos idosos e decorrem das quedas. Nos adultos jovens, as fraturas de quadril também são comuns, mas em grande parte dos casos decorrentes de um trauma de alta energia (ANTAPUR; MAHOMED; GANDHI, 2011). A hospitalização por fratura de quadril, que é cara, cresce aproximadamente 9% por ano. Essas fraturas nos idosos provocam a perda da independência, 50% das pessoas passam por longo período de reabilitação e 16% morrem nos primeiros três meses pós-internação (PRINCE et al., 1997; SPIRDUSO, 2005).

A função do quadril, joelho e tornozelo e sua relação com a velocidade do andar foi investigada em indivíduos jovens e idosos. Embora a velocidade do andar dos idosos seja menor que a dos adultos jovens, os idosos andam mais rápido aumentando o comprimento da passada e a cadência (RILEY et al., 2001; SPIRDUSO, 2005). Os idosos apresentaram a diminuição da potência da articulação do tornozelo ao comparar com os indivíduos jovens

durante o andar na velocidade livre, sugerindo a fraqueza dos flexores plantares nos idosos, ou devido à adaptação às mudanças do aparelho músculo-esquelético relacionadas ao aumento da idade (RILEY et al., 2001). Eles também apresentam fraqueza nos músculos adutores do quadril, extensores e flexores do joelho e dorsiflexores do tornozelo (SPIRDUSO, 2005).

2.3 O Acidente Vascular Encefálico

O AVE, conhecido como acidente vascular cerebral (AVC) ou popularmente como derrame, é um problema que surge quando o suprimento de sangue em parte do cérebro é repentinamente interrompido (isquemia) ou quando um vaso sanguíneo no cérebro repentinamente se rompe, espalhando sangue em áreas do cérebro (hemorragia) (GARCIA, 1984; RAFII; HILLIS, 2006). O termo AVE é empregado para todas as desordens em que alguma área do encéfalo seja temporariamente ou permanentemente afetada por hemorragia ou isquemia (RAFII; HILLIS, 2006; STRONG; MATHERS; BONITA, 2007). O AVE é a terceira causa de morte e a segunda causa de deficiência e demência em idosos mundialmente (LLIBRE et al, 2010). Os estudos epidemiológicos sobre AVE na América Latina reportaram prevalência mais baixa e padrões diferentes em países desenvolvidos (LLIBRE et al, 2010).

Algumas limitações imediatas do AVE na locomoção são a redução da força muscular, a incapacidade de gerar contrações musculares voluntárias em magnitude normal em qualquer grupo muscular, e a incapacidade de controlar o tempo e a intensidade de uma contração muscular (OLNEY; RICHARDS, 1996). Somente 23-37% das pessoas que passaram por um AVE tem o andar independente após uma semana do acidente (VON SCHROEDER et al., 1995). Depois de algumas semanas, pode surgir a espasticidade e mudanças nas propriedades mecânicas dos músculos que causam o aumento da sua extensibilidade (OLNEY; RICHARDS, 1996; ROSE; GAMBLE, 1998).

O objetivo da reabilitação é maximizar a recuperação funcional para o maior nível de independência dentro das limitações impostas pela lesão (TEIXEIRA-SALMELA et al., 2000). A recuperação nos primeiros dias pode ser devido à redução do edema cerebral ou redução da área afetada pela isquemia (CHEN; COHEN; HALLETT, 2002). Apesar da reabilitação intensiva ser realizada em diversas pessoas nos primeiros três a seis meses após o AVE, conhecido como período de recuperação espontânea, muitos deles continuam a apresentar déficits motores, propensos a maior declínio funcional e comorbidades (TEIXEIRA-SALMELA et al., 2000). A recuperação motora ocorre predominantemente após

as semanas iniciais até os primeiros três meses e pode continuar em ritmo lento ao longo do primeiro ano de recuperação (KOTILA et al., 1984). Para reabilitação funcional, a recuperação da locomoção é importante e destaca a necessidade dos avanços tecnológicos associados ao estudo da marcha.

O efeito do tratamento de pessoas que sofreram um AVE pode ser avaliado por meio de medidas do desempenho da marcha (MOSELEY et al., 2003) como velocidade de marcha independente em curta distância e capacidade de percorrer longas distâncias na marcha independente com menor gasto energético (MACKO et al., 1997).

A revisão de literatura (MOSELEY et al., 2003) sobre a relação do treinamento da marcha e o suporte corporal em pessoas que sofreram AVE destacou a ausência de efeito do suporte corporal como auxílio na marcha, quando comparado com a marcha na esteira rolante sem o apoio ou outros tipos de intervenções de reabilitação por causa do pequeno número de trabalhos que compararam estas duas formas de reabilitação. Houve a pequena tendência favorável para esta técnica quando as pessoas caminhavam independentemente. É necessário combinar aos resultados da análise da marcha e da avaliação das atividades diárias. Em outra revisão, indica-se que o conjunto de evidências de estudos clínicos sobre a intervenção terapêutica são inconclusivas sobre o efeito das terapias de locomoção para as pessoas com problemas crônicos devido ao AVE (STATES; PAPPAS; SALEM, 2009).

Os padrões biomecânicos que caracterizam o andar de uma pessoa que sofreu AVE são: alta variabilidade no ciclo da passada, menor velocidade da marcha, fase de apoio mais longa no lado não afetado, menor tempo de apoio e tempo de apoio simples no membro afetado, pouca resistência, e mudanças na qualidade e capacidade de adaptação (HARRIS-LOVE et al., 2001; LAMONTAGE; FUNG, 2004; OLNEY; RICHARDS, 1996).

As lesões dos neurônios motores superiores que resultam do AVE podem levar a interrupções nos mecanismos de controle neurais que interferem na capacidade de marcha da pessoa. Como consequência as lesões podem apresentar a espasticidade, o controle motor seletivo prejudicado ou inadequado, emergência de padrões locomotores primitivos, movimento padronizado, fraqueza muscular e mobilidade articular restrita (OLNEY; RICHARDS, 1996; ROSE; GAMBLE, 1998; TEIXEIRA-SALMELA et al., 2000). A emergência de padrões musculares de flexão e extensão ou sinergias geralmente substitui o controle seletivo inadequado. O padrão flexor consiste na ativação simultânea dos flexores do quadril e dos flexores dorsais do tornozelo para o avanço do membro. O padrão extensor consiste em ativação concorrente dos extensores do quadril, extensores do joelho e flexores plantares para a estabilização do apoio de peso (ROSE; GAMBLE, 1998).

Os padrões sinérgicos também podem ser incompletos, resultando em controle prejudicado. Dominados por padrões musculares estereotipados primitivos, as pessoas com sequelas de AVE não conseguem ativar os músculos sequencialmente nas combinações distintivas da marcha normal, o que impossibilita que as pessoas alterem a duração, intensidade e a gradação da força muscular, resultando em movimento lento e mal coordenado do membro afetado. A capacidade subjetiva de graduar o esforço muscular em resposta às exigências de torque de rápida mutação durante o apoio pode estar deteriorada ou ser inadequada (ROSE; GAMBLE, 1998).

A biomecânica do andar e o controle motor de indivíduos com hemiparesia pós AVE e indivíduos saudáveis de idade similar foi analisada por Kautz et al. (2011). Eles analisaram andar na esteira e no solo em velocidade auto selecionada (0,14 a 1,00 m/s) e o mais rápido possível ainda confortável. Os padrões do andar na velocidade auto selecionada no solo e na esteira foram diferentes para o grupo controle: velocidade e comprimento de passada diminuíram e porcentagem do apoio e duplo apoio aumentaram. As respostas nos indivíduos pós-AVE foram similares, mas a cadência diminuiu e a assimetria no comprimento do passo aumentou. A EMG mostrou similar variabilidade nos dois locais e a esteira induziu assimetria no comprimento do passo em 30% dos participantes. Nas velocidades auto selecionadas, os participantes andaram mais devagar com cadência mais alta. Os autores concluíram que o mecanismo do andar no solo e na esteira é similar, especialmente sem o uso de apoios manuais ou outros limitadores cinemáticos. Eles consideraram que o andar na esteira em velocidade auto selecionada detecta déficits no controle motor (KAUTZ et al., 2011).

Em outro estudo com indivíduos hemiparéticos, a esteira induziu a maior simetria temporal e consistência no padrão do andar em velocidade auto selecionada de hemiparéticos, produzindo imediatas alterações na simetria do EMG (HARRIS-LOVE et al., 2001, 2004). Em indivíduos com hemiparesia, o andar na esteira desafia de forma diferente do que o andar no solo para o membro parético. A lona da esteira arrasta o apoio para trás e facilita a propulsão e o início do apoio no membro parético. Isso altera o padrão da marcha através do aumento da simetria e consistência ao comparar com o andar no solo, mesmo ao manter a mesma velocidade nas diferentes condições (HARRIS-LOVE et al., 2001, 2004).

HARRIS-LOVE et al. (2001) encontraram maior simetria no tempo de apoio na esteira 11% em comparação com o andar no solo sem o de sistema de suporte de peso corporal. Eles mostraram menor variabilidade interciclo na esteira em comparação ao solo, que pode tornar a marcha mais economia na marcha e reduzir o risco de quedas.

Alguns estudos apontam a esteira como ferramenta importante para o treino de marcha

em indivíduos hemiparéticos (HARRIS-LOVE et al., 2001, 2004). Para analisar as diferenças na ativação muscular nos membros parético e não parético no andar no solo e na esteira, HARRIS-LOVE et. al. (2004) analisaram a ativação muscular dos músculos vasto lateral e semitendinoso em hemiplégicos crônicos durante o andar velocidade auto selecionada. A ativação do músculo vasto lateral do membro parético foi precoce e a ativação do mesmo músculo no membro não parético ocorreu posteriormente no ciclo da marcha. Isto sugeriu que a esteira facilita a antecipação do músculo vasto lateral no membro parético em preparação para o apoio e sugere melhora nas características temporais dos hemiparéticos no andar na esteira. Além disso, encontraram padrão similar sem alterações na amplitude de ativação entre as duas condições: andar no solo e esteira. HARRIS-LOVE et. al. (2004) mostraram que as alterações no padrão da marcha na esteira não são simplesmente devido ao efeito mecânico da esteira motorizada, mas são acompanhadas por alterações no padrão de ativação muscular em extensores de joelho no membro parético e não parético. A ativação antecipada no membro parético contribui para a marcha mais funcional com alívio ao membro não parético.

JACKSON; MERRIMAN; CAMPBELL (2010) avaliaram a viabilidade de utilizar o elíptico não motorizado para melhorar a capacidade funcional do andar em indivíduos que sofreram AVE há mais de seis meses, considerados crônicos. Eles concluíram que o treinamento neste equipamento foi viável e seguro, podendo ser usado para a reabilitação de indivíduos com AVE crônicos.

3 MATERIAIS E MÉTODO

3.1 Aspectos éticos do projeto de pesquisa

Este projeto de pesquisa seguiu todas as diretrizes elaboradas pelo Conselho Nacional de Saúde, presentes na Resolução 196/96. O projeto de pesquisa foi aprovado no Comitê de Ética da EEFÉ USP, protocolo N°. 0055.0.342.000-10.

3.2 Público alvo

O público alvo deste projeto de pesquisa são pessoas que potencialmente necessitam ou utilizam um aparelho eletromecânico para treinar a locomoção. O público alvo deste projeto são pessoas adultas, com mais de 18 anos de idade, que utilizam esteira rolante ou elíptico para se exercitar. Para a amostra, selecionamos adultos jovens e adultos idosos que participam regularmente dos programas de atividade física oferecidos na Universidade de São Paulo, e pessoas que sofreram AVE com consequências crônicas que reduziram, mas não extinguiram a locomoção e manutenção da postura ereta com ou sem assistência de bengala ou andador, e apresentam cognição suficiente para compreender as explicações deste estudo. A pré-seleção dos dois primeiros grupos buscou por pessoas que atendessem aos seguintes critérios de inclusão: ausência de dor, doenças ou lesões ortopédicas no aparelho locomotor, ausência de doenças cardiovasculares e pulmonares, ausência de histórico de doenças ou AVE, desvios posturais como lordose excessiva, cifose excessiva e escoliose, participar de programa de atividade física regular (1 hora-aula, pelo menos duas vezes por semana, há pelo menos 6 meses sem interrupção). A pré-seleção dos indivíduos com histórico de AVE teve como critérios de inclusão: ausência de doenças ou lesões ortopédicas no aparelho locomotor, desvios posturais como lordose excessiva, cifose excessiva e escoliose, ter histórico de AVE há mais de 6 meses com área de comprometimento fronto parietal, apresentar hemiparesia secundária ao AVE unilateral, deambular independentemente com ou sem dispositivo auxiliar, ausência de doenças cardiovasculares e pulmonares com contraindicação para andar. Os critérios de exclusão para os indivíduos foram: histórico de doença cardiovascular; obesidade; não apresentar nível 5 do teste de FAC, que é a capacidade de andar

independentemente em qualquer lugar; inabilidade para compreensão e fornecimento do termo de consentimento desta pesquisa.

Para esta pesquisa, procuramos estabelecer os parâmetros biomecânicos básicos dos padrões de movimento nos aparelhos a serem estudados. Desta forma, nos restringimos a estudar apenas pessoas sem doenças que afetam a locomoção.

3.2.1 Amostra experimental

Participaram deste estudo (tabela 1), 42 adultos divididos em três grupos: grupo adulto jovem (AJ), constituído por 20 adultos jovens (29 ± 7 anos; $68,6 \pm 14,5$ kg; $169 \pm 9,3$ cm) de ambos os sexos, praticantes de atividade física regular (pelo menos 2 vezes por semana, 1 hora por sessão, por pelo menos 6 meses sem interrupção até o período de coleta de dados), sem lesões ou problemas no aparelho locomotor; grupo adulto idoso (AI), constituído por 12 adultos idosos ($67,7 \pm 3,7$ anos; $61,5 \pm 13,9$ kg; $157,5 \pm 7,9$ cm) de ambos os sexos, praticantes de atividade física regular (pelo menos 2 vezes por semana, 1 hora por sessão, por pelo menos 6 meses sem interrupção até o período de coleta de dados) e sem lesões ou problemas no aparelho locomotor; grupo de adultos que sofreram AVE, constituído por 10 adultos ($56,8 \pm 8,0$ anos; $71,4 \pm 10,4$ kg; $165,1 \pm 7,8$ cm) com AVE evidenciada por tomografia cranial; nenhum outro problema neurológico ou ortopédico que afete a marcha; nenhuma condição patológica cardíaca, respiratória ou médica que pudesse ser afetada pelo protocolo experimental; nenhuma dificuldade cognitiva ou de comunicação que possa interferir na compreensão de instruções simples; evento do AVE há mais de um ano antes da participação neste estudo; e habilidade de permanecer em pé com apoio das mãos sobre a perna paralisada.

Tabela 1 – Características dos três grupos

<i>Dados Pessoais</i>	<i>Adultos jovens</i>	<i>Adultos idosos</i>	<i>Adultos com AVE</i>
idade (anos)	$29,7 \pm 6,8$	$67,8 \pm 3,7$	$56,8 \pm 8,1$
massa (kg)	$68,6 \pm 14,5$	$61,5 \pm 13,9$	$71,4 \pm 10,5$
estatura (cm)	$169,0 \pm 9,3$	$157,5 \pm 8,0$	$165,1 \pm 7,8$
Frequência cardíaca repouso (batimento/min)	$84,6 \pm 9,4$	$99,0 \pm 11,3$	$91,0 \pm 11,4$

3.3 Protocolo experimental

Cada grupo foi avaliado em relação às características biomecânicas da marcha nos dois aparelhos estudados (tabela 2): a esteira ergométrica e no elíptico. Os movimentos na esteira e no elíptico foram realizados nas condições movimento normal e rápido. O movimento rápido foi realizado em cadência 20% maior que a cadência auto selecionada.

Para as características biomecânicas, o movimento de marcha foi analisado por meio da acelerometria e eletromiografia durante 60 s em cada aparelho. A análise cinemática foi realizada com o acelerômetro tridirecional fixo na perna. Para a análise eletromiográfica, foi medida a atividade de músculos da coxa e perna. Os participantes foram preparados para a avaliação com a colocação dos eletrodos superficiais após tricotomia local e preparação da pele nos oito músculos selecionados, mais o eletrodo terra. Os eletrodos foram posicionados segundo o SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) (HERMENS et al., 2000). Após a preparação, os indivíduos realizaram 10 minutos de atividades para familiarização em cada aparelho. Os dados EMG foram gravados por 20 s e a tarefa foi repetida duas vezes para a velocidade auto-selecionada e para a velocidade rápida tanto na esteira quanto no elíptico. A figura 1 ilustra a execução da atividade no elíptico.

Tabela 2 – Mostra as médias de velocidade, cadência e frequência da amostra durante a execução da tarefa

Aparelho	Variável	Adultos jovens		Adultos idosos		Adultos com AVE	
		Autoselecionada	Rápida	Autoselecionada	Rápida	Autoselecionada	Rápida
Esteira	Velocidade (m/s)	4,7±0,6	6,5±0,0	2,6±0,7	3,2±0,8	1,8±0,4	2,2±0,5
	Cadência (passo/min)	109,0±8,4	129,3±10,0	93,0±11,2	99,0±11,3	84,8±10,6	91,0±11,4
	Frequência cardíaca (batimentos/min)	95,6±14,2	119,3±18,2	96,4±25,0	99,6±22,6	85,5±14,3	90,6±14,3
Elíptico	Cadência (passo/min)	33,1±6,5	43,1±6,5	26,2±4,1	30,9±5,4	28,9±7,4	36,0±8,6
	Frequência cardíaca (batimentos/min)	124,6±21,4	149,4±26,4	83,7±8,8	91,1±13,4	91,7±16,0	96,0±19,4

Figura 1 – Ilustração da execução da atividade no elíptico com os eletrodos e acelerômetro posicionados.

3.3.1 Avaliação qualitativa da marcha

A avaliação qualitativa da marcha serviu para identificar o estágio que as pessoas que tiveram AVE se encontram em relação à locomoção. As medidas foram realizadas por pesquisadores que desconheciam a amostra. A habilidade funcional da marcha foi avaliada por: a) categorias de ambulação funcional (FAC) (HOLDEN et al., 1984), b) teste de equilíbrio em pé (SBT) (BOHANNON, 1989) e c) auxílios utilizados na marcha. A observação da locomoção é classificada em seis níveis, em relação ao apoio necessário na marcha. Os níveis estão definidos em seis estágios em relação à habilidade de ficar em pé e depender de um apoio (quadro 1).

A postura em pé foi quantificada pelo SBT. O SBT, da mesma forma que o FAC, é uma forma de avaliar qualitativamente uma habilidade motora, em especial, o manter-se em pé. Os níveis estão definidos em cinco estágios em relação à habilidade de ficar em pé e o posicionamento dos apoios (quadro 2). Os testes FAC e SBT não incluem informação sobre o tipo de ajuda necessária para marcha que foi anotada separadamente.

Quadro 1 - Níveis da avaliação por categorias de ambulação funcional (FAC).

nível	Descrição
0	A pessoa não pode andar e precisa da ajuda de duas ou mais pessoas
1	A pessoa precisa de apoio contínuo de alguém que pode suportar seu peso e auxiliar seu equilíbrio
2	A pessoa depende de contínuo ou intermitente apoio para ajudar com equilíbrio ou coordenação
3	A pessoa somente precisa de supervisão verbal
4	A ajuda é necessária nas escadas em superfícies inclinadas
5	A pessoa pode andar independentemente em qualquer lugar

Quadro 2 - Níveis da avaliação do teste de equilíbrio em pé (SBT).

nível	Descrição
0	A pessoa é incapaz de ficar em pé
1	A pessoa é capaz de ficar em pé com os pés separados por menos de 30 s
2	A pessoa é capaz de ficar em pé com os pés separados por mais de 30 s
3	A pessoa é capaz de ficar em pé com os pés juntos por menos de 30 s
4	A pessoa é capaz de ficar em pé com os pés juntos por mais de 30 s

3.3.2 Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ)

O questionário internacional de atividade física classificou o nível de atividade física dos colaboradores. O IPAQ permite classificar qualitativamente o quanto indivíduo realiza de atividade física durante uma semana, classificando-o em quatro níveis:

- Muito ativo: realiza atividade vigorosa ≥ 5 dia/semana e ≥ 30 minutos por sessão; ou atividade vigorosa ≥ 3 dia/ semana e ≥ 20 minutos por sessão + Moderada e/ou caminhada 5 dia/semana e ≥ 30 minutos por sessão.
- Ativo: realiza atividade vigorosa ≥ 3 dia/semana e ≥ 20 minutos por sessão; ou moderada ou caminhada ≥ 5 dia/ semana e ≥ 30 minutos por sessão; ou qualquer atividade somada ≥ 5 dia/semana e ≥ 150 minutos/semana (caminhada + moderada + vigorosa).
- Irregularmente ativo: realiza alguma atividade física, entretanto, não se enquadra como ativo, porque não cumpre as recomendações quanto à frequência ou duração. Este grupo foi dividido em dois sub-grupos: categoria A – realiza atividade com a frequência de cinco dias/ semana ou com a duração de 150 minuto/semana; categoria B – não atingiu não dos critérios da categoria A.
- Sedentário: não realizou nenhuma atividade física por mais de 10 minutos contínuos durante a semana (MATSUDO, et. al. 2001).

3.4 Instrumentos

Para realização desta pesquisa foi utilizado um sistema de acelerometria e para medir a atividade elétrica (EMG) dos músculos foi utilizado um eletromiógrafo de superfície com 16 canais (EMG system Brasil). Este equipamento constitui-se de um módulo condicionador de sinais (EMG 1600 U12, EMG System do Brasil) com comunicação USB, fonte de alimentação externa automática e frequência de amostragem até 50kHz. Cada canal de EMG possui um amplificador diferencial (rejeição de modo comum $> 100\text{dB}$; condição: sinal senoidal 10 Vpp, 60 Hz), com ganho fixo de valor nominal 1000, impedância de entrada de 10.000 M Ω . Possui cabo flexível de dois metros, fio 30 AWG com pares trançados e blindagem com botão na extremidade. Foram utilizados eletrodos descartáveis de AgCl com alta qualidade de registro. Os sensores necessários para o desenvolvimento deste projeto foram oito eletrodos ativos (ganho de 10x), diferenciais e bipolares de EMG de superfície (modelo, EMG System do Brasil, Brasil) e um acelerômetro tridimensional (EMG System do Brasil), este equipamento possui um sensor em forma de mola que estabelece uma resistência contra as forças de aceleração, com superfície revestida de polissilicone, construído sobre outra superfície de silicone. A deflexão desta estrutura gera ondas proporcionais à aceleração, medidas por meio de um capacitor diferencial que capta as variações de voltagem com uma precisão de $\pm 1,7\text{g}$. A frequência de aquisição utilizada foi de 2kHz. Para desenvolver as análises de dados, foi utilizada uma estação de trabalho de dados e mídia, composta por um microcomputador Pentium core 2 duo 2.2 Ghz, 4 Gb de memória RAM, drive DVD-RW, um disco rígido de 300 Gb. As pessoas caminharam em uma esteira ergométrica (E720 – Movement) e um elíptico (E 610 – Movement) (figura 2).

Para a análise cinemática do movimento de marcha, foram mensuradas as acelerações longitudinais e transversais da perna por meio do acelerômetro.

Para a análise eletromiográfica, foi mensurada a atividade elétrica dos músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio medial (GM), vasto lateral (VL), bíceps femoral cabeça longa (BF), reto femoral (RF), glúteo máximo (Gmax), reto abdominal (RA) e paravertebrais, representado como multífidos (ML), o eletrodo de referência (terra) foi posto em uma proeminência óssea, espinha ilíaca ântero-superior (EIAS), todos os eletrodos foram posicionados do lado direito de cada participante do estudo. Para o músculo TA, o eletrodo foi posicionado em 1/3 da linha entre a ponta da cabeça da fíbula e a ponta do maléolo medial, o eletrodo referente ao GM foi colocado na protuberância mais proeminente do músculo,

eletrodo para o VL foi posicionado em 2/3 da linha entre a EIAS e a lateral da patela, o eletrodo do BF foi colocado em 50% da linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral do fêmur, o eletrodo do RF foi posicionado em 50% da linha entre a EIAS a parte superior da patela, o eletrodo destinado ao GX foi posicionado em 50% da linha entre o nível do sacro e o trocânter maior, o eletrodo correspondente ao ML foi alinhado com a linha da ponta espinha ilíaca pósterio superior (EIPS) e o interespaço entre L1 e L2 e colocado no interespaço ao nível do processo espinhoso de L5 (cerca de 2 ou 3 cm da linha média). O eletrodo para o músculo RA foi posicionado no ponto médio do músculo.

Figura 2 – Equipamentos utilizados: a) elíptico e b) esteira

3.5 Tratamento dos sinais

Após as coletas de dados, as séries temporais das acelerações longitudinal e transversal da perna e a EMG dos músculos passaram pelo processamento de sinais realizado por rotinas do software Matlab. O sinal EMG teve a média removida e foi filtrado com o filtro passa-baixa Butterworth de 4ª ordem com frequência de corte de 300 Hz e filtro notch para 60 Hz e frequências harmônicas. Em seguida EMG filtrado foi retificado e o EMG de cada músculo foi normalizado pela média da tarefa. Para obtenção do envoltório linear que representasse o padrão de ativação de cada músculo, o sinal EMG foi filtrado com um filtro passa baixa Butterworth de 4ª ordem e 5 Hz.

Em seguida foi usado o sinal da aceleração tibial para definir o início e final de cada ciclo de movimento na esteira e no elíptico. O início do ciclo foi definido como o momento de contato com o pé na esteira após o balanço na marcha na esteira e como o momento início de descida o pedal no elíptico. Cada ciclo de movimento foi normalizado no tempo (0-100%) e em seguida todas as séries temporais de cada ciclo foram reunidas para o cálculo do envelope

linear médio. Além disso, na esteira foram selecionadas três janelas temporais de 0,1 s: apoio (desde o início do contato do pé até 0,1 s depois), propulsão (0,1 s antes da retirada do apoio da esteira até a retirada do pé da esteira para o balanço) e pré apoio (0,1 s antes do contato do pé na esteira até contato do pé). No elíptico, também foram selecionadas três janelas temporais de 0,1 s: apoio (desde o início da descida do pedal até 0,1 s depois), propulsão (0,1 s antes do início da subida do pedal até o início da subida do pedal) e pré apoio (0,1 s antes da descida do pedal até o início da descida do pedal).

Para análise de dados, foram utilizados os *softwares* Matlab 7.0 e Statistica 7.1.

3.6 Análise dos resultados

Para analisar o efeito dos fatores do estudo (grupo: adulto jovem, adulto idoso e adultos pós-AVE; movimento: normal e rápido; e aparelho: esteira e elíptico; as fases: pré-apoio, apoio e propulsão; os músculos: TA, GM, VL, BF, RF, GMAX, RA, ML) usamos, após o teste da normalidade Shapiro Wilk e homogeneidade da variância de Levene, a análise de variância (ANOVA) e teste *pos hoc* Tukey HSD, com nível de significância $p < 0,05$.

4 RESULTADOS

4.1 Parâmetros discretos do EMG

A ANOVA de cinco fatores (grupo: AJ, AI e AVE; aparelho: esteira e elíptico; velocidade: normal e rápido; fase: pré-apoio, apoio e propulsão; e músculo: TA, GM, VL, BF, RF, GMAX, RA, ML) revelou as mudanças na intensidade da atividade muscular. A amplitude de ativação muscular (Figuras 3 a 20) sofreu efeito do aparelho ($F_{(1,138577)}=404$, $p<0,0001$), velocidade ($F_{(3,138575)}=16$ $p<0,0001$), fase ($F_{(2, 138576)}=268$ $p<0,0001$), grupo ($F_{(2, 138576)}=39$ $p<0,0001$) e músculo ($F_{(7, 138571)}=186$, $p<0,0001$). O teste *pos hoc* Tukey mostrou que a amplitude da ativação muscular foi maior durante a marcha na esteira, na fase de propulsão, no grupo de pessoas com AVE e idosos e nos músculos tibial anterior e bíceps femoral ($p<0,0001$). O teste *pos hoc* Tukey também revelou que a menor ativação muscular foi observada no músculo reto abdominal, no grupo de adultos jovens, na fase pré-balanço ($p<0,0001$). Além disso, houve interação entre o aparelho e a fase da marcha ($F_{(2,138576)}=66$, $p<0,0001$), entre aparelho e o grupo ($F_{(2,138576)}=110$ $p<0,0001$) e entre a fase da marcha e o grupo ($F_{(4,138575)}=61$ $p<0,0001$). O teste *pos hoc* Tukey mostrou que a amplitude de ativação muscular foi maior na esteira na velocidade rápida ($p<0,0001$). No elíptico, a amplitude de ativação muscular foi maior na fase de propulsão e pré-apoio. Na esteira, a amplitude de ativação foi maior na propulsão e no apoio ($p<0,0001$).

Figura 3 – Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), para os dois aparelhos: elíptico e esteira, para o grupo dos adultos jovens (AJ), durante a fase de apoio e na velocidade lenta (L).

Figura 4 – Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), para os dois aparelhos: elíptico e esteira, para o grupo dos adultos jovens (AJ), durante a fase de apoio, só que agora para a velocidade rápida (R).

Figura 5 – Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), para os dois aparelhos: elíptico e esteira, para o grupo dos adultos idosos (AI), durante a fase de apoio e na velocidade lenta (L).

Figura 6 – Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), para os dois aparelhos: elíptico e esteira, para o grupo dos adultos idosos (AI), durante a fase de apoio, só que agora para a velocidade rápida (R).

Figura 7 – Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), para os dois aparelhos: elíptico e esteira, para o grupo dos adultos pós-AVE (AVE), durante a fase de apoio e na velocidade lenta (L).

Figura 8 – Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), para os dois aparelhos: elíptico e esteira, para o grupo dos adultos pós-AVE (AVE), durante a fase de apoio, só que agora para a velocidade rápida (R).

Figura 9 - Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), para o grupo dos adultos jovens (AJ), durante a utilização do elíptico na velocidade lenta (L).

Figura 10 - Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), para o grupo dos adultos jovens (AJ), durante a utilização do elíptico, só que agora na velocidade rápida (R).

Figura 11 - Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), para o grupo dos adultos jovens (AJ), durante a utilização da esteira, na velocidade lenta (L).

Figura 12 - Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), para o grupo dos adultos jovens (AJ), durante a utilização da esteira, na velocidade rápida (R).

Figura 13 - Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), agora para o grupo dos adultos idosos (AI), durante a utilização do elíptico na velocidade lenta (L).

Figura 14 -Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), para o grupo dos adultos idosos (AI), durante a utilização do elíptico, só que agora na velocidade rápida (R).

Figura 15 - Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), agora para o grupo dos adultos idosos (AI), durante a utilização da esteira, na velocidade lenta (L).

Figura 16 - Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), para o grupo dos adultos idosos (AI), durante a utilização da esteira, na velocidade rápida (R).

Figura 17 - Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, GMAX, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), agora para o grupo dos adultos pós-AVE (AVE), durante a utilização do elíptico na velocidade lenta (L).

Figura 18 - Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), para o grupo dos adultos pós- AVE (AVE), durante a utilização do elíptico, só que agora na velocidade rápida (R).

Figura 19 - Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), agora para o grupo dos adultos pós- AVE (AVE), durante a utilização da esteira, na velocidade lenta (L).

Figura 20 - Dados médios da intensidade de ativação de cada músculo (TA, GM, VL, BF, RF, Gmax, RA, ML), durante as três fases de ativação: pré-apoio, apoio e pós (propulsão), para o grupo dos adultos pós-AVE (AVE), durante a utilização da esteira, na velocidade rápida (R).

4.2 Padrões temporais da eletromiografia e cinemática

O padrão de atividade eletromiográfica dos oito músculos estudados durante a passada completa (0 a 100%) a partir da curva média do envelope linear dos 42 indivíduos, divididos em três grupos: AJ (20 indivíduos); AI (12 indivíduos) e AVE (10 indivíduos); estão representados para melhor visualização nas oito figuras que seguem.

A figura 21 ilustra a ativação do músculo TA para os três grupos: adultos jovens (primeira coluna), idosos (segunda coluna) e pós-AVE (terceira coluna), para o elíptico (duas primeiras linhas) e esteira (duas últimas linhas). Na esteira, entre 20 e 40% da passada os jovens mostraram o pico de ativação do TA, os idosos e os indivíduos do grupo AVE mostraram menor ativação do TA; enquanto que entre 60 e 80% da passada, houve maior ativação do TA dos idosos e AVE em relação aos jovens. No elíptico, os três grupos tiveram ativação muscular do TA baixa para as duas velocidades.

A figura 22 ilustra a ativação do músculo GM durante a passada. Na esteira com a velocidade lenta, os jovens apresentaram um pico aos 60%, os idosos apresentaram um pico entre 40 e 60% e o grupo pós AVE apresentou a ativação destacada aos 40%, menor do que dos idosos e jovens, e 60 % da passada. Na esteira com a velocidade alta, os jovens apresentaram um pico aos 60%, os idosos apresentaram a curva parecida com a da velocidade lenta com o pico entre 40 e 60% e o grupo AVE apresentou um pico aos 40% e o outro pico pouco menor aos 60%. No elíptico, os jovens apresentaram baixa ativação do GM, com destaque entre 60 e 80%, os idosos apresentaram para as duas velocidades o pico aos 60% e o grupo AVE teve leves aumentos da ativação entre 20 e 40% e entre 60 e 80%. Os idosos e indivíduos pós-AVE tiveram menor ativação do músculo GM na esteira, porém maior ativação em relação aos jovens.

A figura 23 apresenta a ativação do VL. No elíptico, a ativação muscular do VL foi inferior a que ocorreu na esteira para os três grupos, nas duas velocidades. No elíptico e na esteira, os jovens apresentaram maior ativação entre 20 e 30%. Os idosos mostraram no elíptico aumento da ativação do VL entre o início e 20% e na esteira aumento entre zero e 10%. O grupo pós-AVE teve durante o elíptico leve aumento da ativação de zero a 30%, nas duas velocidades e apresentou o segundo aumento da ativação com menor intensidade aos 90%. Na esteira, o grupo AVE mostrou maior ativação entre zero e 10%.

Na figura 24, está apresentada a ativação do músculo BF. O músculo BF teve ativação baixa no jovens sem aumento no elíptico. Para os idosos e pós AVE no elíptico, a ativação

deste músculo foi maior do que a dos jovens com leve ativação entre 20 e 40% da passada. Na esteira, a ativação do BF foi maior em todos os grupos e na velocidade alta. Os jovens apresentaram o pico entre 10 e 20 % da passada, os idosos tiveram o pico no final da passada, e o grupo AVE apresentou três momentos de destaque da ativação: 10%, 30% e 100%.

Na figura 25, está apresentada a ativação do músculo RF. Para os adultos jovens, o músculo RF apresentou baixa atividade no elíptico. Para o grupo dos idosos e pós-AVE, o RF teve maior ativação no elíptico nas duas velocidades, com aumento da ativação de 0 a 20%. Na esteira, o grupo dos jovens apresentou maior ativação do RF em relação ao elíptico e menor ativação em relação aos idosos. Os jovens apresentaram aumento da ativação entre 20 e 40% e os idosos e o grupo AVE apresentaram aumento da ativação entre 0 e 20 % da passada para as duas velocidades. O grupo dos idosos e AVE apresentou o segundo aumento da ativação em 90% nos idosos e em 70% no grupo AVE.

Na figura 26, está apresentada a ativação do GMAX. No elíptico, houve pouca ativação do GMAX no grupo dos jovens, os indivíduos pós-AVE apresentaram ativação maior que os jovens e os idosos mostraram a maior ativação do músculo GMAX na velocidade rápida, com a ativação entre 20 e 30%. Na esteira, a ativação do GMAX apresentou padrão similar ao elíptico com valores menores de ativação em todas as situações, o grupo dos jovens apresentou baixa ativação, porém, maior que no elíptico, com aumento em 30% nas duas velocidades, os idosos apresentaram leve aumento da ativação muscular entre zero e 10% na velocidade rápida, o grupo pós- AVE mostrou um leve ativação aos 60% nas duas velocidades, sendo maior na velocidade rápida.

A figura 27 mostra a ativação do RA. O RA apresentou a menor ativação muscular no grupo de adultos jovens. O grupo dos jovens apresentou baixa ativação muscular do RA no elíptico nas duas velocidades e na velocidade normal na esteira. Na esteira na velocidade alta, o grupo dos jovens apresentou leve aumento da ativação aos 40%. Para os idosos e AVE, houve baixa ativação do RA no elíptico, com picos aos 20% e aos 70% nas duas velocidades. Na esteira, os idosos apresentaram picos de ativação antes dos 10% e aos 60% na velocidade normal e um pico aos 30% na velocidade alta, e o grupo AVE apresentou ativação aos 70% na velocidade normal e aos 20 e 70% na velocidade alta.

A figura 28 ilustra as curvas médias da ativação muscular do músculo ML. No elíptico, houve baixa ativação no grupo dos jovens, os idosos e pós-AVE, durante o elíptico apresentaram valores médios maiores, com destaque entre 60 e 80% nas duas velocidades. Na esteira, o grupo dos jovens apresentou dois picos (20% e 70%) nas duas velocidades. Para os idosos, os picos ocorreram aos 10% e 60% nas duas velocidades. O grupo pós-AVE teve

apenas um pico por volta dos 60 % da passada, para as duas velocidades.

A figura 29 apresenta a aceleração da tíbia do grupo dos adultos jovens nos eixos longitudinal (primeira coluna), sagital (segunda coluna) e transversal (terceira coluna), para os aparelhos elíptico (duas primeiras linhas, primeira velocidade lenta e segunda velocidade rápida) e esteira (duas últimas linhas, a de cima na velocidade lenta e a de baixo na velocidade rápida). Para os adultos jovens no elíptico, quase não houve alteração da aceleração que foi próxima de zero para as duas velocidades. Na esteira, o grupo dos jovens apresentou no eixo longitudinal dois picos positivos: pico de aceleração no momento do toque do calcanhar (de zero a 10%) e pico no balanço (80% a 100%). Para o eixo sagital, na esteira destaca o pico negativo (20%), desaceleração no momento do toque do calcanhar e o outro pico positivo (80%), aceleração para o balanço. No eixo transversal ocorreram dois picos, aos 20% da passada (negativo), e aos 80% da passada (positivo).

A figura 30 apresenta a aceleração da tíbia para o grupo dos adultos idosos nos eixos longitudinal, sagital e transversal nos aparelhos elíptico e esteira. Para o grupo dos idosos no elíptico, quase não houve alteração da aceleração que foi próxima do zero nas duas velocidades. Na esteira, os idosos apresentaram aceleração próxima à zero nas duas velocidades, apenas o eixo transversal apresentou leve oscilação do desvio padrão no momento do toque do calcanhar (0-10%) e para o balanço (90%).

A figura 31 apresenta a aceleração da tíbia para o grupo dos indivíduos pós-AVE nos eixos longitudinal, sagital e transversal nos aparelhos elíptico e esteira. Para o grupo pós-AVE, no elíptico, quase não houve alteração da aceleração que foi próxima do zero para as duas velocidades; na esteira, este grupo apresentou aceleração longitudinal próxima à zero, nas duas velocidades, a aceleração sagital e transversal apresentaram oscilação do desvio padrão no momento do toque do calcanhar (0-5%) e para o balanço (90%).

A figura 32 apresenta a curva da velocidade tibial para o grupo dos jovens. No elíptico, a curva da velocidade longitudinal apresenta-se próxima à zero, no eixo sagital há o pequeno aumento da velocidade (50%) e para o eixo transversal esse aumento é maior para as duas velocidades (50%). Na esteira, observamos o aumento das velocidades longitudinal, sagital e transversal (30-40%).

A figura 33 apresenta a curva da velocidade para o grupo dos idosos. No elíptico e esteira, as velocidades longitudinal e sagital quase não apresentaram alteração que permaneceu próxima à zero e velocidade transversal teve leve alteração em 80% da passada nas duas velocidades.

A figura 34 apresenta a curva da velocidade para o grupo pós-AVE. Nos elíptico e

esteira, a velocidade longitudinal e sagital quase não apresentaram alteração que permaneceu próxima à zero, e na velocidade transversal teve leve alteração em 80% nas duas velocidades.

Figura 21 – Médias e desvios padrões dos sinais EMG do músculo tibial anterior EMG normalizados pela média durante uma passada completa nos aparelhos elíptico (EL) e esteira (ES), nas velocidades lenta (L) e rápida (R), para os grupos adulto jovem (AJ), adulto idoso (AI) e pessoas que sofreram AVE.

Figura 22 - Médias e desvios padrões dos sinais EMG do músculo gastrocnêmio medial (GM) normalizados pela média do sinal durante uma passada completa, nos aparelhos: elíptico (EL) e esteira (ES), nas velocidades lenta (L) e rápida (R), para os grupos: adultos jovens (AJ), adulto idoso (AI) e pessoas que sofreram AVE.

Figura 23 - Médias e desvios padrões dos sinais EMG do músculo vasto lateral (VL) normalizados pela média durante uma passada completa nos aparelhos elíptico (EL) e esteira (ES), nas velocidades lenta (L) e rápida (R), para os grupos adulto jovem (AJ), adulto idoso (AI) e pessoas que sofreram AVE.

Figura 24 – Médias e desvios padrões dos sinais EMG do músculo bíceps femoral (BF) normalizados pela média durante uma passada completa nos aparelhos elíptico (EL) e esteira (ES), nas velocidades lenta (L) e rápida (R), para os grupos adulto jovem (AJ), adulto idoso (AI) e pessoas que sofreram AVE.

Figura 25 – Médias e desvios padrões dos sinais EMG do músculo reto femoral (RF) normalizados pela média durante uma passada completa nos aparelhos elíptico (EL) e esteira (ES), nas velocidades lenta (L) e rápida (R), para os grupos adulto jovem (AJ), adulto idoso (AI) e pessoas que sofreram AVE.

Figura 26 – Médias e desvios padrões dos sinais EMG do músculo glúteo máximo (GMAX) normalizados pela média durante uma passada completa nos aparelhos elíptico (EL) e esteira (ES), nas velocidades lenta (L) e rápida (R), para os grupos adulto jovem (AJ), adulto idoso (AI) e pessoas que sofreram AVE.

Figura 27 – Médias e desvios padrões dos sinais EMG do músculo reto abdominal (RA) normalizados pela média durante uma passada completa nos aparelhos elíptico (EL) e esteira (ES), nas velocidades lenta (L) e rápida (R), para os grupos adulto jovem (AJ), adulto idoso (AI) e pessoas que sofreram AVE.

Figura 28 – Médias e desvios padrões dos sinais EMG do músculo multifídus (ML) normalizados pela média durante uma passada completa nos aparelhos elíptico (EL) e esteira (ES), nas velocidades lenta (L) e rápida (R), para os grupos adulto jovem (AJ), adulto idoso (AI) e pessoas que sofreram AVE.

Figura 29 – Curva média e desvio padrão da aceleração da tíbia pelo tempo, durante uma passada no grupo dos adultos jovens, nos diferentes aparelhos: elíptico (EL) e esteira (ES), e nas duas velocidades lenta (L) e rápida (R), para aceleração nos diferentes eixos: longitudinal, sagital e transversal.

Figura 30 – Curva média e desvio padrão da aceleração da tíbia pelo tempo, durante uma passada no grupo dos idosos, nos diferentes aparelhos: elíptico (EL) e esteira (ES), e nas duas velocidades lenta (L) e rápida (R), para aceleração nos diferentes eixos: longitudinal, sagital e transversal.

Figura 31 – Curva média e desvio padrão da aceleração da tíbia pelo tempo, durante uma passada no grupo AVE, nos diferentes aparelhos: elíptico (EL) e esteira (ES), e nas duas velocidades lenta (L) e rápida (R), para aceleração nos diferentes eixos: longitudinal, sagital e transversal.

Figura 32 – Curva da integral da aceleração da tíbia pelo tempo, durante uma passada no grupo dos jovens, nos diferentes aparelhos: elíptico (EL) e esteira (ES), e nas duas velocidades lenta (L) e rápida (R), para os diferentes eixos: longitudinal, sagital e transversal.

Figura 33– Curva da integral da aceleração da tíbia pelo tempo, durante uma passada no grupo dos idosos, nos diferentes aparelhos: elíptico (EL) e esteira (ES), e nas duas velocidades lenta (L) e rápida (R), para os diferentes eixos: longitudinal, sagital e transversal.

Figura 34 – Curva da integral da aceleração da tíbia pelo tempo, durante uma passada no grupo AVE, nos diferentes aparelhos: elíptico (EL) e esteira (ES), e nas duas velocidades lenta (L) e rápida (R), para os diferentes eixos: longitudinal, sagital e transversal.

4.3 Questionário Internacional de Atividade Física

O Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) (tabela 3) revelou que no grupo AJ, 5% são muito ativos, 55% são ativos, 25% são irregularmente ativos (categoria A), 15% irregularmente ativos (categoria B). No grupo AI, 8,3% são muito ativo, 58,3% são ativos e 33,3% irregularmente ativos (categoria B). Para o grupo AVE, 30% são muito ativos, 30% ativos e 40% irregularmente ativos (categoria B).

Em relação à percepção do estado de saúde (tabela 4), no grupo AJ, 15% consideraram a saúde excelente, 45% consideram muito boa, 30% declararam ter boa saúde, e 10% consideram regular. Para o grupo AI, 33,3% declaram ter saúde muito boa, 50% consideram a saúde boa e 16,6% acham regular. No grupo AVE, 60% consideram a saúde boa, 30% acham regular e apenas 10% consideram a saúde ruim.

Sobre a atividade física realizada no trabalho (tabela 5), que incluem trabalho remunerado ou voluntário, no grupo AJ, 40% andam por pelo menos 10 min contínuos como parte do trabalho (média de 155,6 min), 30% realizam como parte do seu trabalho atividades moderadas por pelo menos 10 min (média 178 min) e 5% realiza atividade vigorosa por pelo menos 10 min (8 min). Para o grupo AI, 16,6% andam por pelo menos 10 min contínuos (média 109 min), 16,6% realizam atividades moderadas (média de 126,6 min) e 8,3% realizam atividades vigorosas por pelo menos 10 min (15 min). No grupo AVE, 20% andam como parte do trabalho (média de 93,6 min), 10% realiza atividade moderada (31,1 min) e 10% realiza atividade vigorosa (40 min).

As atividades físicas como meio de transporte (tabela 6), no grupo AJ, 60% caminham por pelo menos 10 min para se deslocar de um lugar ao outro (média de 156,3 min) e 5% dos indivíduos utilizam a bicicleta como meio de transporte por pelo menos 10 min contínuos (3,7 min). Para o grupo AI, 75% caminham por pelo menos 10 min como forma de transporte (média de 62 min). Para o grupo AVE, 70% caminham como forma de transporte por pelo menos 10 minutos contínuos (média de 135 min), 20% utilizam a bicicleta como meio de transporte por pelo menos 10 min contínuos (média 31 min).

A terceira seção do questionário relata as atividades físicas que o indivíduo realiza em casa e ao redor da casa: trabalho, tarefas domésticas e cuidar da família, jardim. Dos participantes do grupo (AJ) 40% fizeram atividades moderadas por pelo menos 10 min, no jardim ou quintal de sua casa, sendo a média de 153,1 min/dia para realizar essas atividades, somente 10% dos indivíduos realizaram atividade vigorosa por pelo menos 10 min contínuos

na última semana, tendo média de 14,2 min ao total com essa atividade. Para as atividades físicas realizadas dentro de casa, 65% dos participantes fizeram atividades moderadas por pelo menos 10 min contínuos, sendo média de 201 min o tempo gasto com essa atividade. Dos 12 participantes do grupo AI, 33,3% fizeram atividades moderadas por pelo menos 10 min, no jardim ou quintal de sua casa, sendo a média de 111,8 min/semana para realizar essas atividades. 66,6% dos participantes do grupo AI realizaram atividades moderadas dentro de casa, com média de 375 min gasto por semana. Para o grupo AVE, dos 10 colaboradores 60% fizeram atividades moderadas por pelo menos 10 min, no jardim ou quintal de sua casa, sendo a média de 312 min/semana para realizar essas atividades. Apenas 10% dos indivíduos do grupo AVE realizou atividade física vigorosa por mais de 10 min contínuos na área externa de sua casa, com média de 1,5 min/ semana o tempo gasto com essa atividade para este grupo. Para os colaboradores do grupo AVE 50% realizaram atividades moderadas dentro de casa, com média de 95,5 min/ semana o tempo gasto. Esses resultados encontram-se na tabela 7.

Na seção de atividades físicas realizadas como forma de recreação, lazer, exercício ou esporte, 40% dos participantes do grupo AJ realizaram caminhada por pelo menos 10 min contínuos em seu tempo livre, sendo média de 67 min/ semana gasto com essa atividade. Ainda do grupo AJ, 45% indicaram ter realizado atividades moderadas na última semana durante seu tempo livre, sendo média de 81,6 min por dia gasto com essa atividade. Para as atividades vigorosas durante o período livre, 30% dos indivíduos do grupo AJ indicaram ter realizado, com média de 38,9 min gasto com essa atividade. Para o grupo AI, dos 12 colaboradores, 58,3% realizaram caminhada por pelo menos 10 min contínuos em seu tempo livre, sendo média de 47,6 min/ semana gasto com essa atividade. Para as atividades moderadas na última semana, 75% realizaram durante seu tempo livre, sendo média de 136,9 min por dia gasto com essa atividade. O grupo AI, 33,3% dos sujeitos relataram ter realizado atividades vigorosas como forma de lazer por pelo menos 10 minutos contínuos, com média de 15,3 min/semana o tempo gasto com essa atividade. No grupo AVE, dos 10 indivíduos, 50% realizaram caminhada por pelo menos 10 min contínuos em seu tempo livre, sendo média de 34min/ semana gasto com essa atividade. As atividades moderadas na última semana como forma de lazer, foram realizadas por 40% dos indivíduos deste grupo, sendo média de 57,5 min por dia gasto com essa atividade. Somente 10% dos indivíduos do grupo AVE indicaram ter realizado atividade vigorosa por pelo menos 10 minutos contínuos como forma de lazer, com média de 18 min/ semana para esta atividade neste grupo. Esses resultados encontram-se na tabela 8.

Tabela 3 – Classificação do nível de atividade física IPAQ

<i>Classificação IPAQ</i>	<i>AJ (20)</i>	<i>%</i>	<i>AI (12)</i>	<i>%</i>	<i>AVE (10)</i>	<i>%</i>
Muito ativo	1	5	1	8,3	3	30
Ativo	11	55	7	58,3	3	30
Irregularmente ativo A	5	25	0	0	0	0
Irregularmente ativo B	3	15	4	33,3	4	40
Sedentário	0	0	0	0	0	0

Tabela 4 – Percepção do estado de saúde segundo questionário IPAQ

<i>Percepção do estado de saúde IPAQ</i>	<i>AJ (20)</i>	<i>%</i>	<i>AI (12)</i>	<i>%</i>	<i>AVE (10)</i>	<i>%</i>
Excelente	3	15	0	0	0	0
Muito boa	9	45	4	33,3	0	0
Boa	6	30	6	50	6	60
Regular	2	10	2	16,6	3	30
Ruim	0	0	0	0	1	10

Tabela 5 – Tempo gasto em minutos durante a semana em atividades físicas realizadas no trabalho.

<i>Atividades físicas realizadas no trabalho</i>	<i>AJ (n=20)</i>	<i>%</i>	<i>Média AJ</i>	<i>AI (n=12)</i>	<i>%</i>	<i>Média AI</i>	<i>AVE (n=10)</i>	<i>%</i>	<i>Média AVE</i>
Andar	8	40	155,6	2	16,6	109	2	20	93,6
Moderada	6	30	178	2	16,6	126,6	1	10	31,1
Vigorosa	1	5	8	1	8,3	15	1	10	40

Tabela 6 – Tempo gasto em minutos durante a semana em atividades físicas realizadas como meio de transporte

<i>Atividades físicas realizadas como meio de transporte</i>	<i>AJ (n=20)</i>	<i>%</i>	<i>Média AJ</i>	<i>AI (n=12)</i>	<i>%</i>	<i>Média AI</i>	<i>AVE (n=10)</i>	<i>%</i>	<i>Média AVE</i>
Andar	12	60	156,3	9	75	62	7	70	135
Bicicleta	1	5	3,7	0	0	0	2	20	31

Tabela 7 – Tempo gasto em minutos durante a semana em atividades físicas realizadas em casa e ao redor de casa: trabalho, tarefas domésticas e cuidar da família.

<i>Atividades físicas realizadas em casa e ao redor de casa (casa/jardim)</i>	<i>AJ (n=20)</i>	<i>%</i>	<i>Média AJ</i>	<i>AI (n=12)</i>	<i>%</i>	<i>Média AI</i>	<i>AVE (n=10)</i>	<i>%</i>	<i>Média AVE</i>
Moderada (jardim/quintal)	8	40	153,1	4	33,3	111,8	6	60	312
Vigorosa (jardim/quintal)	2	10	14,2	0	0	0	1	10	1,5
Moderada (dentro de casa)	13	65	201	8	66,6	375	5	50	95,5

Tabela 8 – Tempo gasto em minutos durante a semana em atividades físicas de recreação, esporte, exercício e de lazer.

<i>Atividades físicas realizadas por lazer</i>	<i>AJ (20)</i>	<i>%</i>	<i>Média AJ</i>	<i>AI (12)</i>	<i>%</i>	<i>Média AI</i>	<i>AVE (10)</i>	<i>%</i>	<i>Média AVE</i>
Andar	8	40	67	7	58,3	47,6	5	50	34
Moderada	9	45	81,6	9	75	136,9	4	40	57,5
Vigorosa	6	30	38,9	4	33,3	15,3	1	10	18

4.4 Avaliação Qualitativa da Marcha

A avaliação qualitativa da marcha identificou o estágio em que os 10 indivíduos que sofreram AVE e participaram desta pesquisa encontram-se em relação à locomoção. Para isso utilizamos: o teste de categoria de ambulação funcional (FAC) e teste de equilíbrio em pé (SBT) descritos anteriormente.

Os resultados mostraram que em relação à habilidade de ficar em pé os 10 indivíduos foram classificados no nível cinco da categoria de ambulação funcional (FAC), ou seja, todos eles podem andar independentemente em qualquer lugar. Para os níveis da avaliação do teste de equilíbrio em pé (SBT), nove foram classificados no nível quatro (são capazes de ficar em pé com os pés juntos por mais de 30 s) e apenas um foi classificado no nível três (capaz de ficar em pé com os pés juntos por menos de 30 segundos).

5 DISCUSSÃO

O objetivo principal desta Dissertação foi analisar e descrever as características da aceleração e da atividade eletromiográfica durante o andar no elíptico. Os padrões temporais da aceleração da perna no andar no elíptico e na esteira foram diferentes, com maior aceleração na marcha na esteira em relação ao elíptico e no grupo dos jovens. A maior atividade muscular ocorreu na marcha na esteira, fase de propulsão, grupo de pessoas com AVE e idosos e nos músculos tibial anterior e bíceps femoral.

Por meio do IPAQ, verificou-se que 60% dos jovens, idosos e do grupo AVE eram fisicamente ativos ou muito ativos. Os três grupos apresentaram de 30% a 40% de indivíduos irregularmente ativos. O IPAQ revelou que a inatividade física aumenta com o envelhecimento (GOBBI et al., 2012), mais de 60% dos idosos foram classificados como ativos, a saúde total pode ser melhorada por participação regular em atividade física, assim como, a incidência de doenças em adultos mais velhos pode ser agravado por inatividade física (GOBBI et al, 2012).

A avaliação qualitativa da marcha, o teste de categoria de ambulação funcional (FAC) e teste de equilíbrio em pé (SBT), auxiliaram a delimitação das características do estágio da locomoção dos indivíduos com AVE. Para a realização deste estudo selecionamos indivíduos com capacidade de andar de forma independente em qualquer superfície com ou sem a utilização de dispositivos auxiliares. Em nosso estudo 100% dos indivíduos apresentavam a marcha independente e 90% conseguiram ficar com os pés unidos por mais de 30 segundos, estes resultados comprovaram que nossa amostra apresentou condições viáveis para a realização do experimento e que os indivíduos pós-AVE apresentavam características similares para marcha e equilíbrio.

O primeiro objetivo específico foi comparar os padrões cinemáticos da aceleração da perna, durante o andar no elíptico na esteira rolante na amostra experimental escolhida; os resultados referentes a este objetivo mostraram que a aceleração entre os aparelhos foi diferente, a marcha no elíptico apresentou menor aceleração porque o pé permanece sobre a plataforma fixa e por ser um movimento cíclico, a velocidade permanece constante a aceleração tende a zero (ENOKA, 2000). O impacto da perna foi maior na esteira e no grupo de adultos jovens. Isso indica que o impacto no elíptico é de fato menor que o andar na esteira. Os jovens também apresentaram valores maiores para velocidade da perna em relação aos outros grupos. Por outro lado, Winter (1991) mostrou que velocidade do contato do

calcanhar é maior nos idosos em comparação aos jovens apesar dos idosos apresentarem a velocidade menor no andar em relação aos jovens. Os adultos jovens andaram mais rapidamente que os idosos e indivíduos portadores de AVE, o explica porque o impacto na perna deles foi maior. Burnfield et al. (2007) encontraram menor pressão plantar na marcha no elíptico. Consequentemente, nossos resultados reforçam a ideia que o elíptico é um equipamento que promove menor impacto mecânico no aparelho locomotor. Winter (1991) analisou a capacidade de atenuação da aceleração no corpo na direção ântero-posterior, e comparou a aceleração do quadril e cabeça. Ele mostrou que os jovens são capazes de atenuar mais a aceleração da cabeça comparados aos idosos.

O segundo objetivo específico foi comparar o padrão temporal da atividade elétrica de músculos selecionados do membro inferior durante o andar no elíptico e na esteira rolante na amostra experimental escolhida; Os indivíduos idosos e os que sofreram AVE apresentaram maior padrão de coativação muscular, isso pode ter ocorrido pela necessidade de aumentar a estabilidade. O padrão de coativação serve para aumentar a estabilidade articular, para melhorar o desempenho do movimento (DYER et. al., 2011). Os padrões temporais de ativação do tibial anterior e do gastrocnêmio medial não mostram coativação. Enquanto o tibial apresentou o padrão semelhante entre grupos, o gastrocnêmio medial esteve mais ativo nos idosos e grupo AVE. A manutenção de uma posição quase estática do tornozelo (BURNFIELD et al., 2010) sugere que a atividade dos músculos do tornozelo no andar no elíptico deve estar relacionada a estabilização dessa articulação para permitir o movimento do joelho e quadril. Essa exigência parece ter sido menor para os adultos jovens. Como nos movimentos em uma bicicleta (DAMIANO et al., 2011; PROSSER et al., 2011), as ações musculares nas articulações do joelho e do quadril têm a função de empurrar o apoio para baixo e para trás no elíptico. Isso sugere que os adultos jovens conseguem manter a posição do pé e do tornozelo com mais facilidade que os idosos e pessoas com AVE.

Os indivíduos com AVE e os idosos mostraram a maior atividade muscular em todos os músculos. Esse resultado sugere o maior padrão de coativação agonista/antagonista. De acordo com Prosser et al. (2011), o elíptico não é o melhor equipamento para minimizar a coativação de antagonistas. Dyer et al. (2011) colocam que além do padrão de coativação melhorar o desempenho do movimento, a coativação dos músculos biarticulares está associada ao membro afetado dos indivíduos com lesão motora. Entretanto, mostramos que o elíptico apresentou menor ativação muscular em relação à esteira, sugerindo que o elíptico pode ser o aparelho recomendado para pessoas que precisam minimizar a coativação.

O terceiro objetivo específico foi comparar o padrão de atividade elétrica dos

músculos selecionados nas fases da marcha: pré-apoio, apoio e propulsão; os resultados revelaram que no elíptico, a amplitude de ativação muscular foi maior na fase de propulsão e pré-apoio; enquanto na esteira, a amplitude de ativação muscular foi maior na propulsão e no apoio. Por ser um movimento cíclico, o elíptico mostrou diferença nas fases de ativação muscular porque no elíptico não há período de balanço (BROWN et al., 2010; BURNFIELD et al., 2007, 2010; PROSSER, 2011). Isso explica o fato da esteira ter maior ativação muscular na fase de apoio durante a marcha, o que não ocorreu com o elíptico.

Os dois músculos que mais ativaram durante o ciclo de movimento no elíptico foram o bíceps femoral e o tibial anterior. O músculo bíceps femoral dos idosos e das pessoas com AVE apresentou maior ativação na primeira metade do ciclo, diferente dos adultos jovens. O treino no elíptico comparado com o andar no solo apresenta maior flexão do joelho e quadril, especialmente na segunda metade do ciclo da marcha no elíptico (LU; CHIEN; CHEN, 2007). Prosser et al. (2011) nomearam a segunda metade do ciclo do movimento no elíptico de fase de propulsão. Nossos resultados sugerem que os idosos e adultos com AVE tem a estratégia de propulsão diferente dos adultos jovens.

A eletromiografia revelou que a amplitude da ativação muscular foi maior durante a marcha na esteira, em comparação ao elíptico e os músculos que apresentaram maior ativação foram o tibial anterior e bíceps femoral, diferentes de Burnfield et al. (2010). Burnfield et al. (2010) encontraram aumento da ativação dos músculos vasto lateral e glúteo máximo durante o elíptico. Segundo esses autores, o aumento da atividade muscular de glúteo máximo e vasto lateral não foi inesperado, pois durante o treinamento do elíptico a perna apresentou maior flexão e o aumento da atividade dos extensores vem justamente para estabilizar a perna. No andar no elíptico, o tornozelo não realizou a flexão plantar e dorsiflexão, por isso, as atividades musculares do gastrocnêmio e do sóleo foram reduzidas e o pico da atividade foi antecipado (médio apoio ao invés de apoio terminal na marcha). A ausência do apoio simples no elíptico elimina a necessidade do suporte do peso todo do corpo em uma única perna. BURNFIELD et al. (2010) colocam que a redução e antecipação da atividade dos músculos do tornozelo diminuem a ativação reflexa dos estabilizadores da perna. O elíptico reduz a demanda da atividade muscular distal e promove o fortalecimento da musculatura proximal (BURNFIELD et al., 2010; DAMIANO et al., 2011).

A menor ativação muscular foi observada no músculo reto abdominal, no grupo de adultos jovens, na fase pré-balanço. Os picos de ativação do reto abdominal dos três grupos ocorreram aos 20% e aos 70% da passada para as duas velocidades como em Winter (1991).

O quarto objetivo específico foi comparar os padrões cinemáticos e eletromiográficos

das variáveis selecionadas durante o andar nos dois aparelhos mencionados anteriormente em amostras distintas: adultos jovens, adultos idosos e adultos pós-AVE; os adultos idosos e que sofreram AVE, apresentaram a maior atividade muscular em todos os músculos. Isso pode ter ocorrido devido à fraqueza muscular encontrada nessa população (SPIRDUSO, 2005). A aceleração foi maior nos jovens, que também apresentaram maior velocidade para o andar, um fator relevante para as diferenças de idade observadas na marcha é o da economia de movimento, os seres humanos têm uma velocidade preferida de caminhada, que é a mais econômica do ponto de vista energético. As velocidades de caminhada que variam de 0,81 a 1,88 m/s são menos econômicas para os adultos mais idosos do que para os adultos jovens (SPIRDUSO, 2005).

Os idosos e adultos com AVE apresentaram o padrão ativação do tibial anterior na marcha na esteira diferente do padrão em Winter (1991). O músculo TA serve para manter o pé em dorsiflexão no balanço e não permitir que o pé se choque ao solo (WINTER, 1991) e nos idosos e pessoas com AVE não foi observado aumento da ativação TA nesses momentos. Esse resultado reforça a necessidade de ações para pessoas desses dois grupos que fortalecem os músculos do tornozelo.

Harris-Love et al. (2001, 2004) afirmam que em indivíduos com hemiparesia o andar na esteira difere do andar no solo em termos do desafio para o membro parético. A esteira é a superfície que puxa o membro de apoio e acelera a fase de balanço e o início do apoio no membro parético, enquanto que o elíptico flexiona o quadril quando realiza o movimento de trás para frente o que difere do movimento linear da esteira que trás o quadril de volta para extensão (DAMIANO et al., 2011), do ponto de vista qualitativo, isto induz a alterações imediatas do padrão da marcha através do aumento da simetria e consistência ao comparar com o andar no solo, mesmo ao manter a mesma velocidade nas diferentes condições.

Durante a execução da locomoção no elíptico, uma das dificuldades que observamos durante a adaptação ao aparelho foi a estabilização do pé no aparelho, especialmente no grupo AVE. Os idosos apresentam a diminuição da potência da articulação do tornozelo ao comparar com os indivíduos jovens durante o andar na velocidade livre, sugerindo fraqueza dos flexores plantares nos idosos (RILEY et al., 2001) e gerando a necessidade de aumento de ativação dos músculos do tornozelo para compensar sua fraqueza. De fato, os idosos apresentam fraqueza nos músculos adutores do quadril extensores e flexores do joelho e dorsiflexores do tornozelo (SPIRDUSO, 2005). Esses resultados sugerem que a população dos idosos e portadores de AVE necessitam de mais ativação dos músculos do tornozelo para manter a estabilidade na locomoção.

Nossos resultados apoiam a utilização do elíptico para o tratamento e treinamento progressivo da marcha, que mostrou ser uma alternativa viável do ponto de vista da aceleração e ativação muscular. Jackson, Merriman e Campbell (2010), também mostraram que o treinamento no elíptico foi viável e seguro mostrando ser uma alternativa para a reabilitação de indivíduos com AVE crônicos.

A utilização do elíptico pode trazer benefício para o treino de marcha em indivíduos com déficit no equilíbrio, já que os pés permanecem durante todo o ciclo em contato com a superfície, assim o peso é dividido nas duas pernas (BURNFIELD, 2007, 2010). Contudo o efeito do treinamento no elíptico para a força muscular precisa ser esclarecido. Uma diferença entre o elíptico e a esteira é a necessidade da pessoa ser a responsável pelo movimento do equipamento. O ritmo de uma pessoa na esteira é definido pela velocidade fixada no equipamento. Por não ser motorizado, o elíptico tem o padrão mais variável que o andar, pois os indivíduos têm que impor seu próprio ritmo neste equipamento e essas experiências tipicamente aumentam a variabilidade (DAMIANO et al., 2011). Damiano et al. (2011) concluem que outros equipamentos podem promover diferentes aspectos para a tarefa o que pode ser importante para as aplicações na reabilitação.

Nos programas de atividade física para pessoas com necessidades especiais e na reabilitação motora, um dos principais objetivos é tornar o indivíduo independente para realizar as atividades diárias. Para o membro inferior, melhorar o andar é a prioridade (PROSSER, et al., 2011). Para as pessoas com deficiência física crônica e que não realizam tratamento físico, é comum enfrentarem dificuldades para melhorar a marcha (BURNFIELD, et al., 2010). Pouco são os estudos que descrevem a biomecânica do andar no elíptico, esses estudos poderiam apoiar e divulgar a importância de simuladores de marcha em centros de reabilitação, ou em centros de atividade física para treino e aperfeiçoamento da marcha.

6 CONCLUSÃO

Os resultados desta pesquisa nos permitem concluir que os padrões cinemáticos da aceleração da perna durante o andar no elíptico e na esteira na amostra experimental escolhida foi diferente, apresentou maior aceleração durante a utilização da esteira em relação ao elíptico e para o grupo dos jovens.

O padrão de atividade elétrica de músculos selecionados do membro inferior durante o andar no elíptico e na esteira na amostra experimental escolhida apresentou maior amplitude de ativação muscular durante a marcha na esteira, na fase de propulsão, no grupo de pessoas com AVE e idosos e nos músculos tibial anterior e bíceps femoral.

Os resultados apóiam a utilização do elíptico como ferramenta no processo de reabilitação e treino de marcha já que apresenta menor aceleração em relação à esteira, o impacto no elíptico é de fato menor que o andar na esteira. A ativação muscular foi menor no elíptico em relação à esteira, o que pode sugerir menor coativação muscular. Além disso, pelo benefício para o treino de marcha em indivíduos com déficit no equilíbrio, os pés permanecem durante todo o ciclo em contato com a superfície e por possuir custos relativamente mais baixos ao comparar com a esteira. Por não ser motorizado, o elíptico tem o padrão mais variável que o andar, pois os indivíduos têm que impor seu próprio ritmo neste equipamento.

Estudos futuros precisam verificar o efeito da intervenção baseada em exercícios feitos no elíptico em pessoas com ou sem problemas de saúde.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALTON, F.; BALDEY, L.; CAPLAN, S.; MORRISSEY, M.C. A Kinematic comparison of overground and treadmill walking. **Clinical Biomechanics**, v. 13, p. 434-440, 1998.
- AMADIO, A.C.; COSTA, P. H. L.; SACCO, I. C. N.; SERRÃO, J. C.; ARAÚJO, R. C.; MOCHIZUKI, L.; DUARTE, M. Introdução à análise do movimento humano - descrição e aplicação dos métodos de medição. **Rev Bras Fisioter**, v. 3, n. 2, p. 41-54, 1999.
- ANTAPUR, P.; MAHOMED, N.; GANDHI, R. Fractures in the elderly: when is hip replacement a necessity?. **Clinical Interventions in Aging**, v.06, p. 1-7, 2011.
- BOHANNON, R.W. Correlation of lower limb strengths and other variables with standing performance in stroke patients. **Physiother Can**, v.41, p.198-202, 1989.
- BROWN, G.A.; COOK, C.M.; KRUEGER, R.D.; HEELAN, K.A. Comparison os energy expenditure on a treadmill vs. an elliptical device at a self-selected exercise intensity. **Journal of Stenght and Conditioning Research**, v.24, p. 1643-1649, 2010.
- BURNFIELD, J.M.; JORGE, A. G.; AUGUSTIN, T. R.; AUGUSTIN, T. A.; BASHFORD, G. R. Variations in plantar pressure variables across five cardiovascular exercise. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.(39) 11, p. 2012-2020, 2007.
- BURNFIELD, J.M.; SHU, Y.; BUSTER, T.; TAYLOR, A. Similarity of Joint Kinematics and Muscle Demands Between Elliptical Training and Walking: Implications for Practice. **Physical Therapy**, v.90, n°02, p.289-305, 2010.
- CALLISAYA, M.L.; BLIZZARD, L.; SCHMIDT, M.D.; MARTIN, K.L.; MCGINLEY, J.L.; SANDERS, L.M.; SRIKANTH, V.K. Gait, gait variability and the risk of multiple incident falls in older people: a population-based study. **Age and Ageing**, v.40, p. 487–494, 2011.
- CHEN, R.; COHEN, L.G.; HALLETT, M. Nervous system reorganization following injury. **Neuroscie**, v. 111(4), p. 761-773, 2002.
- DAMIANO, D. L.; NORMAN, T.; STANLEY, C.J.; PARK, H.S. Comparison of elliptical training, stationary cycling, treadmill walking and overground walking. **Gait and Posture**, v. 34, p. 260-264, 2011.
- DATASUS. Banco de dados do Website: <http://www2.datasus.gov.br/DATASUS>, 2011.
- DAVIS, B.L.; RANA, M.V.; LEVINE, A. **Classics in Movement Science**. In: LATASH, M.L.; ZATSIORSKY, V.M. United States, The Pennsylvania State University. Human Kinetics, p. 85-100, 2001.
- DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. **J App Biomech**, v.

13, p. 135-163, 1997.

DYER, J.O.; MAUPAS, E.; MELO, S.A.; BOURBONNAIS, D.; FORGET, R. Abnormal coactivation of knee and ankle extensors is related to changes in heteronymous spinal pathways after stroke. **J NeuroEng Rehab**, v. 8, p. 01-41, 2011.

EICH, H.J.; MACH, H.; WERNER, C.; HESSE, S. Aerobic treadmill plus Bobath walking training improves walking in subacute stroke: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, v. 18, p. 640-651, 2004.

ENOKA, R. M. Bases Neuromecânicas da Cinesiologia. 2ª ed. Manole, 2000.

GARCIA, J.H.. Experimental ischemic stroke: a review. **J Am Heart Association**, v.15, p. 5-14, 1984.

GEBRUERS, N.; VANROY, C.; TRUIJEN, S.; ENGELBORGHES, S.; DE DEYN, P.P. Monitoring of physical activity after stroke: a systematic review of accelerometry-based measures. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 91, p. 288-297, 2010.

GOBBI, S.; SEBASTIÃO, E.; PAPINI, C.B.; NAKAMURA, P.M.; NETTO, A.V.; GOBBI, L.T.B.; KOKUBUN, B. Physical inactivity and related barriers: a study in a community dwelling of older Brazilians. **Journal of Aging Research**, v.2012, p. 1-8, 2012.

HARRIS-LOVE, M.L.; FORRESTER, L.W.; MACKO, R. F.; SILVER, K.H.C.; SMITH, G.V. Hemiparetic gait parameters in overground versus treadmill walking. **Neurorehabilitation and neural repair**, v. 15, p. 105-112, 2001.

HARRIS-LOVE, M.L.; MACKO, R. F.; WHITALL, J.; FORRESTER, L.W. Improved hemiparetic muscle activation in treadmill versus overground walking. **Neurorehab neural repair**, v. 18, p. 154-160, 2004.

HENRIKSEN, M.; CHRISTENSEN, R.; ALKJAER, T.; LUND, H.; SIMONSEN, E. B.; BLIDDAL, H. Influence of the pain and gender on impact loading during walking: A randomized trial. **Clinical Biomechanics**, v. 23, p. 221-230, 2008.

HERMENS, H.J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J Electromyograph Kines**, v.10 (5), p. 361-374, 2000.

HESSE, S.; BERTELT, C.; SCHAFFRIN, A.; MALEZIC, M.; MAURITZ, K.H. Restoration of gait in nonambulatory hemiparetic patients by treadmill training with partial body-weight support. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 75, p. 1087-1093, 1994.

HOLDEN, M.K.; GILL, K.M.; MAGLIOZZI, M.R.; NATHAN, J., PEIHL-BAKER, L. Clinical gait assessment in the neurologically impaired: reliability and meaningfulness. **Phys Ther**, v. 64, p. 35-40, 1984.

JACKSON, K.; MERRIMAN, H.; CAMPBELL, J. Use of an elliptical machine for improving functional walking capacity in individuals with chronic stroke: A case series. **J neurologic phys ther**, v. 34, p.168-174, 2010.

KAUTZ, S.A.; BOWDEN, M.G.; CLARK, D.J.; NEPTUNE, R.R. Comparison of motor control deficits during treadmill and overground walking poststroke. **Neurorehab neural repair**, v.25, p. 756-764, 2011.

KOTILA, M.; WALTIMO, O.; NIEMI, M-L.; LAAKSONE, R.; LEMPINEN, M. The profile of recovery from stroke and factor influencing outcome. **Stroke**, v. 15, p. 1039-1044, 1984..

LAMONTAGNE, A.; FUNG, J. Faster is better: Implications for speed-intensive gait training after stroke. **Stroke**, v. 35, p. 2543-2548, 2004.

LAUFER, Y.; DICKSTEIN, R.; CHEFEZ, Y.; MARCOVITZ, E. The effect of treadmill training on the ambulation of stroke survivors in the early stages of rehabilitation, **J Reh Res Develop**, v. 38(1), p. 69-78, 2001.

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

LLIBRE, J.J.; VALHUERDI, A.; FERNÁNDES, O.; LLIBRE, J.C.; PORTO, R.; LÓPEZ, A.M.; MARCHECO, B.; MORENO, C. Prevalence of Stroke and Associated Risk Factors in Older Adults in Havana City and Matanzas Provinces, Cuba (10/66 Population-Based Study). **MEDICC Review**, v. 12, n°03, p.20-26, 2010.

LU, T.W; CHIEN, H.L.; CHEN, H.L. Joint loading in the lower extremities during elliptical exercise. **Medicine & Science In Sports & Exercise**, v. 39 (9), p. 1651-1658, 2007.

MACKO, R.F.; DESOUZA, C.A.; TRETTER, L.D.; SILVER, K.H.; SMITH, G.V.; ANDERSON, P.A.; TOMOYASU, N.; GORMAN, P.; DENGEL, D.R. Treadmill aerobic exercise training reduces the energy expenditure and cardiovascular demands of hemiparetic gait in chronic stroke patients. **Stroke**, v. 28(2), p. 326-330, 1997.

MACKO, R.F.; SMITH, G.V.; DOBROVOLNY, C.L.; SORKIN, J.D.; GOLDBERG, A.P.; SILVER, K.H. Treadmill training improves fitness reserve in chronic stroke patients. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 82(7), p. 879-884, 2001.

MANGIONE, K.K.; CRAIK, R.L.; TOMLINSON, S.S.; PALOMBARO, K.M. Can elderly patients who have had a hip fracture perform moderate- to high-intensity exercise at home? **Phys Ther**, v. 85(8), p. 727-739, 2005.

MATSAS, A.; TAYLOR, N.; McBURNEY, H. Knee joint kinematics form familiarized treadmill walking can be generalized to overground walking in young unimpaired subjects. **Gait and Posture**, Amsterdam, v. 11, n.1, p. 46-53, 2000.

MATSUDO, S.; ARAÚJO, T.; MATSUDO, V.; ANDRADE, D.; ANDRADE, E.; OLIVEIRA, L.C.; BRAGGION, G. Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ): estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil. **Atividade Física & Saúde**, v. 06, n.2, p. 05-18, 2001.

MOSELEY, A.M.; STARK, A.; CAMERON, I.D.; POLLOCK, A. Treadmill training and body weight support for walking after stroke. **Cochrane Database Syst Rev**, (3):CD002840, 2003.

NORMAN, K.E.; PEPIN, A.; LADOUCEUR, M.; BARBEAU, H. A Treadmill apparatus and harness support for evaluation and rehabilitation of gait. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 76, p. 772-778, 1995.

OLNEY, S.J.; RICHARDS, C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. **Gait & Posture**, v. 4, p. 136-148, 1996.

PERRY, J. Análise de marcha, v.1: marcha normal. São Paulo: Manole, 2005.

PRINCE, F.; CORRIVEAU, H.; HÉRBERT, R.; WINTER, D. A. Gait in elderly. **Gait and Posture**, v.5, p. 128-135, 1997.

PROSSER, A. L.; STANLEY, C. J.; NORMAN, T. L.; PARK, H.S.; DAMIANO, D.L. Comparison of elliptical training, stationary cycling, treadmill walking and overground walking. Eletromyographic patterns. **Gait and Posture**, v. 33, p.244-250, 2011.

RAFII, M.S.; HILLIS, A.E. Compendium of cerebrovascular diseases. **International Review of Psychiatry**, v. 18(5), p. 395-407, 2006.

RICHARDS, C.L.; OLNEY, S.J. Hemiparetic gait following stroke. Part II: Recovery and physical therapy. **Gait & Posture**, v. 4, p. 149-162, 1996.

RILEY, P.O.; PAOLINI, G.; DELLACROCE, U.; KERRIGAN, D. C. Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. **Gait & Posture**, v. 14, p. 264-270, 2001.

RILEY, P.O.; DELLACROCE, U.; PAYLO, K. W.; KERRIGAN, D. C. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. **Gait & Posture**, v. 26, p. 17-24, 2007.

ROSE, J.; GAMBLE, J.G. Marcha Humana, 2ª ed., 280p, São Paulo, Brasil, 1998.

SCIANNI, A.; TEIXEIRA-SALMELA, L.F.; ADA, L. Challenges in recruitment, attendance and adherence of acute stroke survivors to a randomized trial in Brasil: a feasibility study. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.16(1), p. 40-45, 2012.

SINAKI, M. Falls, fractures, and hip pads. **Curr Osteoporos Rep**, v. 2(4), p. 131-137, 2004.

SODERBERG, G.L.; KNUTSON, L.M. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Physical Therapy*, v. 80, p. 485-498, 2000.

SPIRDUSO, W.W. Dimensões físicas do Envelhecimento. The University of Texas, 2ªed., 482p; São Paulo: Manole; 2005.

STATES, R.A.; PAPPAS, E.; SALEM, Y. Overground Physical Therapy Gait Training for Chronic Stroke Patients With Mobility Deficits. **Stroke**, v, 40, p. 627-628, 2009.

STOQUART, G; DETREMBLEUR, C.; LEJEUNE, T. Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyography and energetic reference values during treadmill walking. **Clin Neurophysiol**, v. 38, p. 105-116, 2008.

STRONG, K.; MATHERS, C.; BONITA, R. Preventing stroke: saving lives around the world. **Lancet Neurology**, v. 6, p. 182-187, 2007.

TEIXEIRA-SALMELA, L.F.; OLIVEIRA, E.S.G; SANTANA, E.G.S.; RESENDE, G.P.Fortalecimento muscular e condicionamento físico em hemiplégicos. **Acta Fisiátrica**, v.7 (3), p. 108-118, 2000.

VAUGHAN, L.C.; DAVIS, B.L. & O'CONNOR, J.C. Dynamics of human gait. Human Kinetics Publishers, Champaign, 1992.

VISINTIN, M.; BARBEAU, H.; KORNER-BITENSKY, N.; MAYO, N.E. A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. **Stroke**, v. 29, p.1122-1128, 1998.

VON SCHOROEDER, H.P.; COUTTS, R.D.; LYDEN, P.D.; BILLINGS, E. JR. Gait parameters following stroke: a practical assessment. **J Rehabil Res Dev**, v. 32, p. 25-31, 1995.

WATKINS, C.L.; LEATHLEY, M.J.; GREGSON, J.M.; MOORE, A.P.; SMITH, T.L.; SHARM, A.K. Prevalence of spasticity post stroke. **Clin Rehab**, v. 16(5), p.515-22, 2002

WINTER, D.A. The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological. University of Waterloo, 2ª ed., 143p., 1991.

WINTER, D.A. Biomechanics and Motor Control of Human Movement.4ªed. New Jersey: John Wiley & Sons., 2009.

WHITE, S.C.; YACK, H.J.; TUCKER, C.A.; LIN, H.Y. Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. **Med Sci Sports Exerc**, v. 30(10), p. 1537- 1542, 1998.

WHITTLE, M.W. Clinical gait analysis: A review. **Hum Mov Scie**, v.15, p. 369-387, 1996.

WHITTLE, M.W. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. **Gait and Posture**, v.10, p. 264-275, 1999.

ZATSIORSKY, V. M. Kinetics of human motion. 1ª ed, United States: Human Kinetics, 2002.

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO

I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. DADOS DO INDIVÍDUO

Nome completo _____

Sexo ☐ Masculino
☐ Feminino

RG _____

Data de nascimento _____

Endereço completo _____

CEP _____

Fone _____

e-mail _____

2. RESPONSÁVEL LEGAL

Nome completo _____

Natureza (grau de parentesco, tutor, curador, etc.) _____

Sexo ☐ Masculino
☐ Feminino

RG _____

Data de nascimento _____

Endereço completo _____

CEP _____

Fone _____

e-mail _____

II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

1. Título do Projeto de Pesquisa

Comparação biomecânica da marcha em esteira rolante e simulador de marcha

2. Pesquisador Responsável

Prof. Dr. Luis Mochizuki

3. Cargo/Função

Coordenador de curso de graduação

4. Avaliação do risco da pesquisa:

☒ RISCO MÍNIMO ☐ RISCO BAIXO ☐ RISCO MÉDIO ☐ RISCO MAIOR
(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)

5. Duração da Pesquisa

40 minutos

III - EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO INDIVÍDUO OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, DE FORMA CLARA E SIMPLES, CONSIGNANDO:

Este estudo tem como objetivo realizar uma comparação entre o andar em esteira rolante e no simulador de marcha (transport), pois o mesmo ao ser comparado com a esteira pode apresentar algumas vantagens para reabilitação de uma pessoa debilitada por uma lesão no aparelho locomotor.

Eletrodos para eletromiografia serão colocados sobre a pele. No local onde forem colocados os eletrodos foi feita a depilação (tricotomia) para melhora da qualidade do sinal eletromiográfico. O local a ser

depilado é equivalente ao tamanho de uma moeda de R\$1,00.

Como colaborador dessa pesquisa você deverá andar na esteira e no simulador de marcha (transport) em duas velocidades distintas: uma confortável auto-selecionada e outra 6.5 km/h na esteira, já no simulador de marcha além da velocidade confortável uma velocidade medida por dez passos a mais representados no aparelho.

Você poderá apresentar desconforto ao caminhar 6,5 km/h e na velocidade acelerada do transport, e pode haver o risco, dependendo do seu nível de condicionamento físico, de apresentar fadiga ao final do teste.

Para garantir maior segurança durante sua participação nos testes, você foi acompanhado por um pesquisador durante todo o período do teste. Para reduzir o risco de acidentes durante a locomoção na esteira rolante e no transport, foi usado um sistema de suporte com cinto de segurança.

Com os resultados deste estudo você conhecerá os benefícios que o simulador de marcha apresenta em relação à esteira. Por exemplo: se o impacto mecânico promovido na articulação, quando uma pessoa utiliza tal aparelho, é menor.

Ao final da pesquisa estará ciente das vantagens ou não do simulador de marcha para seus exercícios diários ou sua reabilitação.

IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA:

Como colaborador da pesquisa você terá acesso, a qualquer momento, às informações sobre o estudo, procedimentos e qualquer eventual dúvida.

Você é livre para deixar de participar do estudo a qualquer momento sem que isso prejudique sua assistência.

Seus dados neste estudo são confidenciais.

No caso de apresentar desconforto intenso durante o estudo você terá disponível assistência no HU ou HCFMUSP.

V - INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS.

Luis Mochizuki e Rejane Ferreira Cotta
Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo
End. Av. Professor Mello Moraes, 65 – Telefone: 30913184

VI. - OBSERVAÇÕES COMPLEMENTARES

VII - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Projeto de Pesquisa.

São Paulo, ____/____/____

assinatura do sujeito da pesquisa
ou responsável legal

assinatura do pesquisador
(carimbo ou nome legível)

APÊNDICE B – PRONTUÁRIO DO COMITÊ DE ÉTICA

Andamento do projeto - CAAE - 0055.0.342.000-10				
Título do Projeto de Pesquisa Comparação biomecânica da marcha em esteira rolante e simulador de marcha				
Situação	Data Inicial no CEP	Data Final no CEP	Data Inicial na CONEP	Data Final na CONEP
Aprovado no CEP	25/11/2010 14:44:20	25/02/2011 12:00:33		

Descrição	Data	Documento	Nº do Doc	Origem
4 - Protocolo Aprovado no CEP	25/02/2011 12:00:33	Folha de Rosto	2010/62	CEP
3 - Protocolo Pendente no CEP	16/12/2010 14:10:46	Folha de Rosto	2010/62	CEP
2 - Recebimento de Protocolo pelo CEP (Check-List)	25/11/2010 14:44:20	Folha de Rosto	0055.0.342.000-10	CEP
1 - Envio da Folha de Rosto pela Internet	24/11/2010 15:16:53	Folha de Rosto	FR389670	Pesquisador

APENDICE C – ROTINA MATLAB

```
%Rotina para análise de dados de transport e esteira
%Laboratório de Biomecanica - USP
clc
clear
close all
%=====
%SELECIONA OS ARQUIVOS
%=====
[filename pathname]=uigetfile('*.','selecione o arquivo','MultiSelect','on');
filename=char(filename);
if filename == 0
    disp('arquivo não selecionado')
    return
end
nfiles=size(filename,1);
for i=1:nfiles

%=====
%CARREGA OS ARQUIVOS
%=====
    dados=importdata([pathname filename(i,:)]);
    tempo=dados(:,1);
    if size(dados,2)==12
        aceleracao=dados(:,2:4);
        emg=dados(:,5:12);
    elseif size(dados,2)==13
        aceleracao=(dados(:,3:5));
        emg=dados(:,6:13);
    end
    fa=1/(tempo(3)-tempo(2));
    mfa=fa/2;

    %=====
%FILTRA OS DADOS
%=====
    [a b]=butter(4,.2/mfa,'high');
    aceleracao=filtfilt(a,b,aceleracao);

    for k=60:60:300
        [a b]=butter(4,[(k-2)/mfa (k+2)/mfa],'stop');
        emg=filtfilt(a,b,emg);
    end

    [a b]=butter(4,300/mfa);
    emg=filtfilt(a,b,emg);

    %=====
%RETIRA O OFF-SET DO SINAL EMG
%=====
    emg=detrend(emg,'constant');

%=====
%RETIFICA FULL-WAVE
%=====
    emg=abs(emg);

%=====
%NORMALIZA PELA MÉDIA
%=====
    denominador=mean(emg);
    for j=1:8
        emg(:,j)=emg(:,j)/denominador(1,j);
    end

%=====
%CRIA O ENVOLTÓRIO LINEAR
```



```

%=====
[a b]= butter(4,5/mfa);
envoltorio=filtfilt(a,b,emg);

%===== %CORTA
OS PASSOS
%=====
    cont=1;
    if strcmp(filename(i,find(filename(i,:)=='.')-4:find(filename(i,:)=='.')-
3),'tr')
        [a b]=butter(4,.008);
        aceleracao=filtfilt(a,b,aceleracao);
        v=cumtrapz(aceleracao(:,3));
        for j=400:1:39799
            if v(j)<=0 & v(j-1)>=0 & v(j:j+200)<=0 %#ok<*AND2>
                toque(cont,1)=j;  %#ok<*SAGROW>
                cont=cont+1;
            end
        end
        plot(v)
        hold on
        plot(toque,v(toque),'rd')
        escolha=menu('Voce confirma o corte dos passos?','Sim','Não');
        hold off
        if escolha == 2
            clear toque
            cont=1;
            for j=1:1:100
                plot (v)
                if cont ==1
                    axis([1 6000 1.1*min(v) 1.1*max(v)])
                else
                    axis([toque(cont-1,1) 6000+toque(cont-1,1) 1.1*min(v) 1.1*max(v)])
                end
                grid on
                title('Marque o toque do calcanhar')
                [a b]=ginput(1);
                toque(cont,1)=round(a);
                cont=cont+1;
                if toque(cont-1,1)+6000 >40000
                    escolha2=menu('Marcar mais um passo?','Sim','Não');
                    if escolha2 == 2
                        close
                        break
                    end
                end
            end
        else
            close
        end
    else
        cont=1;
        for j=1:1:100
            plot(aceleracao(:,1))
            if cont ==1 & max(aceleracao(1:4000,1))<0
                axis([1 4000 1.1*max(aceleracao(:,1)) .9*min(aceleracao(:,1))])
            elseif cont ==1 & max(aceleracao(1:4000,1))>=0
                axis([1 4000 .9*min(aceleracao(1:4000,1))
1.1*max(aceleracao(1:4000,1))])
            elseif cont ~= 1 & max(aceleracao(1:4000,1))>=0
                axis([1+toque(cont-1,1) 4000+toque(cont-1,1)
.9*min(aceleracao(:,1)) 1.1*max(aceleracao(:,1))])
            elseif cont ~= 1 & max(aceleracao(1:4000,1))<0
                axis([1+toque(cont-1,1) 4000+toque(cont-1,1)
1.1*max(aceleracao(1+toque(cont-1,1):4000+toque(cont-1,1),1))
.9*min(aceleracao(1+toque(cont-1,1):4000+toque(cont-1,1),1))])
            end
            grid on
        end
    end
end

```

```

        title('Marque o toque do calcanhar')
        [a b]=ginput(1);
        toque(cont,1)=round(a);
        cont=cont+1;
        if toque(cont-1,1)+4000 >40000
            escolha2=menu('Marcar mais um passo?','Sim','Não');
            if escolha2 == 2
                close
                break
            end
        end
    end
end
end
%=====
%SEPARAR APOIO E BALANÇO
%=====
if strcmp(filename(i,find(filename(i,:)=='.')-4:find(filename(i,:)=='.')-3),'tr')
    for j=1:1:size(toque,1)-1
        for k=toque(j):1:toque(j+1)
            if v(k)>=0
                final_apoio(j,1)=k;
                break
            end
        end
        if k==toque(j+1)
            for kk=toque(j)+100:1:toque(j+1)
                if v(kk)>=v(toque(j))
                    final_apoio(j,1)=kk;
                    break
                elseif kk==toque(j+1)
                    final_apoio(j,1)=(toque(j+1)-toque(j))/2;
                end
            end
        end
        end
        plot(v(toque(j):toque(j+1)));
        grid
        hold on
        plot(final_apoio(j,1)-toque(j),v(final_apoio(j,1)),'rd')
        escolha=menu('Voce confirma o corte do final do apoio','Sim','Nao');
        if escolha == 1
            hold off
            close
        else
            title('Marque o final do apoio')
            [a b]=ginput(1);
            final_apoio(j,1)=toque(j)+round(a);
            clear a b
            hold off
            close
        end
    end
else
    for j=1:1:size(toque,1)-1
        plot(acceleracao(toque(j):toque(j+1),1))
        title('Marque o final da fase de apoio')
        [a b]=ginput(1);
        final_apoio(j,1)=round(a);
    end
end
end
%=====
%NORMALIZA OS DADOS NO TEMPO
%=====
for j = 1:1:size(toque,1)-1
    valor = linspace(0,1000,size(acceleracao(toque(j):toque(j+1),3),1));
    curva = fit(valor',acceleracao(toque(j):toque(j+1),1),'pchipinterp');
    acel_x(:,j)=curva(0:1:1000);
    curva = fit(valor',acceleracao(toque(j):toque(j+1),2),'pchipinterp');

```

```

    acel_y(:,j)=curva(0:1:1000);
    curva = fit(valor',aceleracao(toque(j):toque(j+1),3),'pchipinterp');
    acel_z(:,j)=curva(0:1:1000);
    curva = fit(valor',emg(toque(j):toque(j+1),1),'pchipinterp');
    emg_TA(:,j)=curva(0:1:1000);
    curva = fit(valor',emg(toque(j):toque(j+1),2),'pchipinterp');
    emg_GM(:,j)=curva(0:1:1000);
    curva = fit(valor',emg(toque(j):toque(j+1),3),'pchipinterp');
    emg_VL(:,j)=curva(0:1:1000);
    curva = fit(valor',emg(toque(j):toque(j+1),4),'pchipinterp');
    emg_BF(:,j)=curva(0:1:1000);
    curva = fit(valor',emg(toque(j):toque(j+1),5),'pchipinterp');
    emg_RF(:,j)=curva(0:1:1000);
    curva = fit(valor',emg(toque(j):toque(j+1),6),'pchipinterp');
    emg_GLmax(:,j)=curva(0:1:1000);
    curva = fit(valor',emg(toque(j):toque(j+1),7),'pchipinterp');
    emg_RA(:,j)=curva(0:1:1000);
    curva = fit(valor',emg(toque(j):toque(j+1),8),'pchipinterp');
    emg_MU(:,j)=curva(0:1:1000);
end
%=====
%MONTA AS CURVAS MÉDIAS
%=====
    m_acel_x=mean(acel_x,2);
    m_acel_y=mean(acel_y,2);
    m_acel_z=mean(acel_z,2);
    m_emg_TA=mean(emg_TA,2);
    m_emg_GM=mean(emg_GM,2);
    m_emg_VL=mean(emg_VL,2);
    m_emg_BF=mean(emg_BF,2);
    m_emg_RF=mean(emg_RF,2);
    m_emg_GLmax=mean(emg_GLmax,2);
    m_emg_RA=mean(emg_RA,2);
    m_emg_MU=mean(emg_MU,2);
    s_acel_x=1.96*(std(acel_x,0,2));
    s_acel_y=1.96*(std(acel_y,0,2));
    s_acel_z=1.96*(std(acel_z,0,2));
    s_emg_TA=1.96*(std(emg_TA,0,2));
    s_emg_GM=1.96*(std(emg_GM,0,2));
    s_emg_VL=1.96*(std(emg_VL,0,2));
    s_emg_BF=1.96*(std(emg_BF,0,2));
    s_emg_RF=1.96*(std(emg_RF,0,2));
    s_emg_GLmax=1.96*(std(emg_GLmax,0,2));
    s_emg_RA=1.96*(std(emg_RA,0,2));
    s_emg_MU=1.96*(std(emg_MU,0,2));

%=====
%PLOTA OS GRAFICOS
%=====
    plot(0:1:100,m_acel_x)
    hold on
    plot(0:1:100,m_acel_x-s_acel_x,'r')
    plot(0:1:100,m_acel_x+s_acel_x,'r')
    title('Aceleração do eixo X média')
    ylabel('Aceleração (g)')
    xlabel('Tempo (%)')
    legend('Aceleração Média','IC 95% inferior','IC 95% superior')
    saveas(gcf,[pathname filename(i,:) '-acel_x.fig'])
    hold off
    close
    plot(0:1:100,m_acel_y)
    hold on
    plot(0:1:100,m_acel_y-s_acel_y,'r')
    plot(0:1:100,m_acel_y+s_acel_y,'r')
    title('Aceleração do eixo Y média')
    ylabel('Aceleração (g)')
    xlabel('Tempo (%)')
    legend('Aceleração Média','IC 95% inferior','IC 95% superior')

```

```

saveas(gcf,[pathname filename(i,:) '-acel_y.fig'])
hold off
close
plot(0:.1:100,m_acel_z)
hold on
plot(0:.1:100,m_acel_z-s_acel_z,'r')
plot(0:.1:100,m_acel_z+s_acel_z,'r')
title('Aceleração do eixo Z média')
ylabel('Aceleração (g)')
xlabel('Tempo (%)')
legend('Aceleração Média','IC 95% inferior','IC 95% superior')
saveas(gcf,[pathname filename(i,:) '-acel_z.fig'])
hold off
close
plot(0:.1:100,m_emg_TA)
hold on
plot(0:.1:100,m_emg_TA-s_emg_TA,'r')
plot(0:.1:100,m_emg_TA+s_emg_TA,'r')
title('Eletromiograma médio do músculo TA')
ylabel('EMG (mV)')
xlabel('Tempo (%)')
legend('Aceleração Média','IC 95% inferior','IC 95% superior')
saveas(gcf,[pathname filename(i,:) '-emg_TA.fig'])
hold off
close
plot(0:.1:100,m_emg_GM)
hold on
plot(0:.1:100,m_emg_GM-s_emg_GM,'r')
plot(0:.1:100,m_emg_GM+s_emg_GM,'r')
title('Eletromiograma médio do músculo GM')
ylabel('EMG (mV)')
xlabel('Tempo (%)')
legend('Aceleração Média','IC 95% inferior','IC 95% superior')
saveas(gcf,[pathname filename(i,:) '-emg_GM.fig'])
hold off
close
plot(0:.1:100,m_emg_VL)
hold on
plot(0:.1:100,m_emg_VL-s_emg_VL,'r')
plot(0:.1:100,m_emg_VL+s_emg_VL,'r')
title('Eletromiograma médio do músculo VL')
ylabel('EMG (mV)')
xlabel('Tempo (%)')
legend('Aceleração Média','IC 95% inferior','IC 95% superior')
saveas(gcf,[pathname filename(i,:) '-emg_VL.fig'])
hold off
close
plot(0:.1:100,m_emg_BF)
hold on
plot(0:.1:100,m_emg_BF-s_emg_BF,'r')
plot(0:.1:100,m_emg_BF+s_emg_BF,'r')
title('Eletromiograma médio do músculo BF')
ylabel('EMG (mV)')
xlabel('Tempo (%)')
legend('Aceleração Média','IC 95% inferior','IC 95% superior')
saveas(gcf,[pathname filename(i,:) '-emg_BF.fig'])
hold off
close
plot(0:.1:100,m_emg_RF)
hold on
plot(0:.1:100,m_emg_RF-s_emg_RF,'r')
plot(0:.1:100,m_emg_RF+s_emg_RF,'r')
title('Eletromiograma médio do músculo RF')
ylabel('EMG (mV)')
xlabel('Tempo (%)')
legend('Aceleração Média','IC 95% inferior','IC 95% superior')
saveas(gcf,[pathname filename(i,:) '-emg_RF.fig'])
hold off

```

```

close
plot(0:.1:100,m_emg_GLmax)
hold on
plot(0:.1:100,m_emg_GLmax-s_emg_GLmax,'r')
plot(0:.1:100,m_emg_GLmax+s_emg_GLmax,'r')
title('Eletromiograma médio do músculo GLmax')
ylabel('EMG (mV)')
xlabel('Tempo (%)')
legend('Aceleração Média','IC 95% inferior','IC 95% superior')
saveas(gcf,[pathname filename(i,:) '-emg_GLmax.fig'])
hold off
close
plot(0:.1:100,m_emg_RA)
hold on
plot(0:.1:100,m_emg_RA-s_emg_RA,'r')
plot(0:.1:100,m_emg_RA+s_emg_RA,'r')
title('Eletromiograma médio do músculo RA')
ylabel('EMG (mV)')
xlabel('Tempo (%)')
legend('Aceleração Média','IC 95% inferior','IC 95% superior')
saveas(gcf,[pathname filename(i,:) '-emg_RA.fig'])
hold off
close
plot(0:.1:100,m_emg_MU)
hold on
plot(0:.1:100,m_emg_MU-s_emg_MU,'r')
plot(0:.1:100,m_emg_MU+s_emg_MU,'r')
title('Eletromiograma médio do músculo TA')
ylabel('EMG (mV)')
xlabel('Tempo (%)')
legend('Aceleração Média','IC 95% inferior','IC 95% superior')
saveas(gcf,[pathname filename(i,:) '-emg_MU.fig'])
hold off
close
%=====
%CALCULA O RMS
%=====
    if toque(j)-400<0
        for j = 2:1:size(toque,1)-1
            for k = 1:1:8
                rms_pre(j,k)=sqrt(mean(emg(toque(j)-400:toque(j),k).^2));
                rms_pos(j,k)=sqrt(mean(emg(toque(j):toque(j)+400,k).^2));
                rms_apoio(j,k)=sqrt(mean(emg(toque(j)+400:final_apoio(j),k).^2));
            end
        end
    else
        for j = 1:1:size(toque,1)-1
            for k = 1:1:8
                rms_pre(j,k)=sqrt(mean(emg(toque(j)-400:toque(j),k).^2));
                rms_pos(j,k)=sqrt(mean(emg(toque(j):toque(j)+400,k).^2));
            end
        end
    end
    rms_apoio(j,k)=sqrt(mean(emg(final_apoio(j):final_apoio(j)+400,k).^2));
    end
end

    save([filename(i,1:end-4) 'Dados'])
end

```

ANEXO A – NÍVEIS DA AVALIAÇÃO POR CATEGORIAS DE AMBULAÇÃO FUNCIONAL (FAC)

nível	Descrição
0	A pessoa não pode andar e precisa da ajuda de duas ou mais pessoas
1	A pessoa precisa de apoio contínuo de alguém que pode suportar seu peso e auxiliar seu equilíbrio
2	A pessoa depende de contínuo ou intermitente apoio para ajudar com equilíbrio ou coordenação
3	A pessoa somente precisa de supervisão verbal
4	A ajuda é necessária nas escadas em superfícies inclinadas
5	A pessoa pode andar independentemente em qualquer lugar

ANEXO B – NÍVEIS DA AVALIAÇÃO DO TESTE DE EQUILÍBRIO EM PÉ (SBT)

nível	Descrição
0	A pessoa é incapaz de ficar em pé
1	A pessoa é capaz de ficar em pé com os pés separados por menos de 30 s
2	A pessoa é capaz de ficar em pé com os pés separados por mais de 30 s
3	A pessoa é capaz de ficar em pé com os pés juntos por menos de 30 s
4	A pessoa é capaz de ficar em pé com os pés juntos por mais de 30 s

ANEXO C – QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ)

O INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA.

Nome: _____ Data: ____/____/____

Idade : ____ Sexo: F () M () Você trabalha de forma remunerada: () Sim () Não.

Quantas horas você trabalha por dia: ____

Quantos anos completos você estudou: ____

De forma geral sua saúde está: () Excelente () Muito boa () Boa () Regular () Ruim

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países ao redor do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação à pessoas de outros países. As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física em uma semana **última semana**. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são **MUITO** importantes. Por favor, responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação!

Para responder as questões lembre que:

- Atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar **MUITO** mais forte que o normal
- Atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar **UM POUCO** mais forte que o normal

SEÇÃO 1- ATIVIDADE FÍSICA NO TRABALHO

Esta seção inclui as atividades que você faz no seu serviço, que incluem trabalho remunerado ou voluntário, as atividades na escola ou faculdade e outro tipo de trabalho não remunerado fora da sua casa. **NÃO** incluir trabalho não remunerado que você faz na sua casa como tarefas domésticas, cuidar do jardim e da casa ou tomar conta da sua família. Estas serão incluídas na seção 3.

- 1a. Atualmente você trabalha ou faz trabalho voluntário fora de sua casa?
() Sim () Não – Caso você responda não **Vá para seção 2: Transporte**

As próximas questões são em relação a toda a atividade física que você fez na **última semana** como parte do seu trabalho remunerado ou não remunerado. **NÃO** inclua o transporte para o trabalho. Pense unicamente nas atividades que você faz por **pelo menos 10 minutos contínuos**:

- 1b. Em quantos dias de uma semana normal você **anda**, durante **pelo menos 10 minutos contínuos**, como **parte do seu trabalho**? Por favor, **NÃO** inclua o andar como forma de transporte para ir ou voltar do trabalho. _____ dias por **SEMANA** () nenhum - **Vá para a questão 1d.**
- 1c. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** caminhando **como parte do seu trabalho** ?
_____ horas _____ minutos
- 1d. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades **moderadas**, por **pelo menos 10 minutos contínuos**, como carregar pesos leves **como parte do seu trabalho**?
_____ dias por **SEMANA** () nenhum - **Vá para a questão 1f**
- 1e. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** fazendo atividades moderadas **como parte do seu trabalho**? _____ horas _____ minutos
- 1f. Em quantos dias de uma semana normal você gasta fazendo atividades **vigorosas**, por **pelo menos 10**

minutos contínuos, como trabalho de construção pesada, carregar grandes pesos, trabalhar com enxada, escavar ou subir escadas **como parte do seu trabalho**:

_____ dias por SEMANA () nenhum - Vá para a questão 2a.

- 1g. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** fazendo atividades físicas vigorosas **como parte do seu trabalho**?

_____ horas _____ minutos

SEÇÃO 2 - ATIVIDADE FÍSICA COMO MEIO DE TRANSPORTE

Estas questões se referem à forma típica como você se desloca de um lugar para outro, incluindo seu trabalho, escola, cinema, lojas e outros.

- 2a. O quanto você andou na última semana de carro, ônibus, metrô ou trem?

_____ dias por SEMANA () nenhum - Vá para questão 2c

- 2b. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** andando de carro, ônibus, metrô ou trem?

_____ horas _____ minutos

Agora pense **somente** em relação a caminhar ou pedalar para ir de um lugar a outro na última semana.

- 2c. Em quantos dias da última semana você andou de bicicleta por **pelo menos 10 minutos contínuos** para ir de um lugar para outro? (**NÃO** inclua o pedalar por lazer ou exercício)

_____ dias por SEMANA () Nenhum - Vá para a questão 2e.

- 2d. Nos dias que você pedala quanto tempo no total você pedala **POR DIA** para ir de um lugar para outro?

_____ horas _____ minutos

- 2e. Em quantos dias da última semana você caminhou por **pelo menos 10 minutos contínuos** para ir de um lugar para outro? (**NÃO** inclua as caminhadas por lazer ou exercício)

_____ dias por SEMANA () Nenhum - Vá para a Seção 3.

- 2f. Quando você caminha para ir de um lugar para outro quanto tempo **POR DIA** você gasta? (**NÃO** inclua as caminhadas por lazer ou exercício) _____ horas _____ minutos

SEÇÃO 3 – ATIVIDADE FÍSICA EM CASA: TRABALHO, TAREFAS DOMÉSTICAS E CUIDAR DA FAMÍLIA.

Esta parte inclui as atividades físicas que você fez na última semana na sua casa e ao redor da sua casa, por exemplo, trabalho em casa, cuidar do jardim, cuidar do quintal, trabalho de manutenção da casa ou para cuidar da sua família. Novamente pense **somente** naquelas atividades físicas que você faz **por pelo menos 10 minutos contínuos**.

- 3a. Em quantos dias da última semana você fez atividades **moderadas** por pelo menos 10 minutos como carregar pesos leves, limpar vidros, varrer, rastelar **no jardim ou quintal**.

_____ dias por SEMANA () Nenhum - Vá para questão 3c.

- 3b. Nos dias que você faz este tipo de atividades quanto tempo no total você gasta **POR DIA** fazendo essas atividades moderadas **no jardim ou no quintal**? _____ horas _____ minutos

- 3c. Em quantos dias da última semana você fez atividades **moderadas** por pelo menos 10 minutos como carregar pesos leves, limpar vidros, varrer ou limpar o chão **dentro da sua casa**.

_____ dias por SEMANA () Nenhum - Vá para questão 3e.

- 3d. Nos dias que você faz este tipo de atividades moderadas **dentro da sua casa** quanto tempo no total você gasta **POR DIA**? _____ horas _____ minutos

- 3e. Em quantos dias da última semana você fez atividades físicas **vigorosas no jardim ou quintal** por pelo menos 10 minutos como carpir, lavar o quintal, esfregar o chão:

_____ dias por SEMANA () Nenhum - Vá para a seção 4.

3f. Nos dias que você faz este tipo de atividades vigorosas **no quintal ou jardim** quanto tempo no total você gasta **POR DIA**? _____ horas _____ minutos

SEÇÃO 4- ATIVIDADES FÍSICAS DE RECREAÇÃO, ESPORTE, EXERCÍCIO E DE LAZER.

Esta seção se refere às atividades físicas que você fez na última semana unicamente por recreação, esporte, exercício ou lazer. Novamente pense somente nas atividades físicas que faz **por pelo menos 10 minutos contínuos**. Por favor, **NÃO** inclua atividades que você já tenha citado.

4a. Sem contar qualquer caminhada que você tenha citado anteriormente, em quantos dias da última semana você caminhou **por pelo menos 10 minutos contínuos no seu tempo livre**?
_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para questão 4c**

4b. Nos dias em que você caminha **no seu tempo livre**, quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?
_____ horas _____ minutos

4c. Em quantos dias da última semana você fez atividades **moderadas no seu tempo livre** por pelo menos 10 minutos, como pedalar ou nadar a velocidade regular, jogar bola, vôlei, basquete, tênis:
_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para questão 4e.**

4d. Nos dias em que você faz estas atividades moderadas **no seu tempo livre** quanto tempo no total você gasta **POR DIA**? _____ horas _____ minutos

4e. Em quantos dias da última semana você fez atividades **vigorosas no seu tempo livre** por pelo menos 10 minutos, como correr, fazer aeróbicos, nadar rápido, pedalar rápido ou fazer Jogging:
_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para seção 5.**

4f. Nos dias em que você faz estas atividades vigorosas **no seu tempo livre** quanto tempo no total você gasta **POR DIA**? _____ horas _____ minutos

SEÇÃO 5 - TEMPO GASTO SENTADO

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto descansa, fazendo lição de casa, visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentando durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

5a. Quanto tempo no total você gasta sentado durante um **dia de semana**?
_____ horas _____ minutos

5b. Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um **dia de final de semana**?
_____ horas _____ minutos

**CENTRO COORDENADOR DO IPAQ NO BRASIL– CELAFISCS -
INFORMAÇÕES ANÁLISE, CLASSIFICAÇÃO E COMPARAÇÃO DE RESULTADOS NO
BRASIL**

**011-42298980 ou 42299643. celafiscs@celafiscs.com.br
www.celafiscs.com.br IPAQ Internacional: www.ipaq.ki.se**