

unesp 

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
CAMPUS DE GUARATINGUETÁ**

GLAUCE GONZAGA SILVA

**ANÁLISE DO EQUILÍBRIO DINÂMICO DO MEMBRO
INFERIOR EM UMA SITUAÇÃO DE INSTABILIDADE
PROVOCADA PELA PRANCHA DE EQUILÍBRIO E TÊNIS
INSTÁVEIS**

Guaratinguetá

2014

GLAUCE GONZAGA SILVA

**ANÁLISE DO EQUILÍBRIO DINÂMICO DO MEMBRO
INFERIOR EM UMA SITUAÇÃO DE INSTABILIDADE
PROVOCADA PELA PRANCHA DE EQUILÍBRIO E TÊNIS
INSTÁVEIS**

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

Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata

Guaratinguetá

2014

Silva, Glauce Gonzaga
S586 Análise do equilíbrio dinâmico do membro inferior em uma situação
a de instabilidade provocada pela prancha de equilíbrio e tênis instáveis /
Glauce Gonzaga Silva – Guaratinguetá : [s.n], 2014.
92 f : il.
Bibliografia: f. 85

Tese (doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de
Engenharia de Guaratinguetá, 2014.

Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata

1. Biomecânica I. Título


CDU 612.766(043)

GLAUCE GONZAGA SILVA

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

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


Prof. Dr. Edson Cocchieri Botelho
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. TAMOTSU IHRATA
Orientador / Unesp-Feg


Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI
Unesp-Feg


Prof. Dr. MARCELO SAMPAIO MARTINS
Unesp-Feg


Prof. Dr. ELAINE/CRISTINA MARTINEZ TEODORO
FAPI


Prof. Dr. JAYME PEREIRA DE GOVÊA
UFF

Janeiro de 2014

DADOS CURRICULARES
GLAUCE GONZAGA SILVA

NASCIMENTO	07.04.1982 – JACAREÍ / SP
FILIAÇÃO	Luiz Gonzaga da Silva Maria Auxiliadora Lopes
2001/2005	Curso de Graduação em Fisioterapia Universidade de Taubaté - UNITAU
2006/2007	Curso de Pós-Graduação <i>Latu sensu</i> em Fisiologia do Exercício – Universidade Federal de São Paulo - UNIFESP
2007/2009	Curso de Pós-Graduação <i>Strictu sensu</i> em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado - Universidade Estadual Paulista (UNESP) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá - SP.
2010/2014	Curso de Pós-Graduação <i>Strictu sensu</i> em Engenharia Mecânica, nível de Doutorado - Universidade Estadual Paulista (UNESP) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá - SP.

À minha família, que esteve ao meu lado e me deu suporte para que eu pudesse alcançar mais este objetivo em minha vida.

AGRADECIMENTOS

Uma jornada de quase sete anos na FEG chega ao fim, ao se considerar os anos de Mestrado e Doutorado... Agradeço inicialmente a Deus, pela graça da vida e por me propiciar encontrar pessoas muito especiais em minha trajetória, às quais serei sempre grata.

Ao estimado Professor Doutor João Alberto de Oliveira, com o qual tive o privilégio de conviver durante o Mestrado e os anos iniciais do Doutorado... Obrigada, professor e amigo, por me ensinar muito sobre a VIDA. Tenho certeza que, independente de onde estiver agora, está feliz e sereno, certo de que cumpriu brilhantemente sua missão. Minha eterna gratidão e carinho ao senhor.

Ao grande Professor Doutor Tamotsu Hirata, que me orientou com extrema dedicação, paciência e sabedoria, agradeço profundamente por toda amizade, força e “equilíbrio” que me ofereceu nos momentos mais difíceis. Todos os agradecimentos serão pequenos diante de tudo que o senhor fez.

Tive a alegria de ter uma amiga com a qual pude contar durante toda esta trajetória... Dividimos todos os receios e conquistas, cada etapa vencida, seguimos paralelamente nossas batalhas! Agradeço e parabenoza você, Dani (Danielle Rodrigues de Oliveira), por essa grande vitória! Conseguimos!!

Ao amigo Miguel Omena Vieira, que com sua inteligência e bom humor, me ajudou pacientemente durante a coleta de dados; a amiga Erika Aparecida, sempre solícita desde o Mestrado, com suas ajudas, orientações e paciência; a amiga de mais de uma década, Bárbara Araújo, que se dispôs a ajudar até mesmo num domingo, para a organização da coleta de dados e durante todo o processo, me dando incentivo e comemorando comigo a cada etapa; ao amigo Alexandre Almeida, que fez importantes considerações para aprimoramento do trabalho; a todos os professores do Departamento de Mecânica da FEG-UNESP, em especial o professores José Elias Tomazini e Marcelo Sampaio, que ofereceram importantes contribuições no Exame Geral de Qualificação; a todos os funcionários da FEG-UNESP, em especial os do Departamento de Mecânica, secretaria da pós-graduação e biblioteca, que sempre me atenderam com carinho e atenção; aos queridos técnicos do Departamento, Urbano Oliveira e Walter Tupinambá, que acompanharam de perto cada passo e comemoraram cada vitória comigo; às voluntárias da pesquisa, que foram pacientes e colaborativas durante todo o processo da coleta de dados; a todos os meus amigos e familiares, que compreenderam as minhas inúmeras ausências, em função do Doutorado.

SILVA, G. G. **Análise do equilíbrio dinâmico do membro inferior em uma situação de instabilidade provocada pela prancha de equilíbrio e tênis instáveis**. 2014. 92 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2014.

RESUMO

O equilíbrio corporal é um evento dinâmico que está diretamente relacionado à independência funcional do indivíduo. O objetivo do presente estudo foi investigar a influência de diferentes tipos de calçados e da imobilização da articulação do tornozelo sobre os componentes biomecânicos do equilíbrio dinâmico. Doze mulheres saudáveis (idade: $27,08 \pm 4,79$ anos, IMC: $22,58 \pm 2,17$ kg/m²) foram analisadas durante uma tarefa de oscilação corporal ântero-posterior sobre uma prancha de equilíbrio em quatro condições: descalças, usando tênis habitual, usando tênis instáveis e com o tornozelo dominante imobilizado em 50% de sua total amplitude de movimento. As análises consistiram em duas etapas: realização da contração voluntária máxima (CVM), condição estática, e oscilação livre, condição dinâmica. Uma plataforma de força foi posicionada sobre a prancha de equilíbrio para avaliar as distribuições das forças de reação. A análise cinemática tridimensional foi realizada para avaliar as oscilações da prancha, do centro de massa e dos ângulos articulares do tornozelo. Foi realizada análise eletromiográfica dos músculos reto femoral, tibial anterior, gastrocnêmio medial e lateral do membro dominante. Os valores foram comparados por análise de variância *one way* e teste T pareado ($p < 0,10$). A análise dinamométrica revelou maior força vertical de reação do solo durante a oscilação anterior em relação à posterior ($p < 0,001$). A condição de imobilização foi significativamente maior em relação às demais ($p = 0,049$ para todas). Na análise cinemática, maior ângulo de inclinação da prancha durante a oscilação posterior foi observado ($p = 0,001$). A análise eletromiográfica revelou maior ativação na condição de imobilização ($p = 0,08$). A maior amplitude de oscilação anterior em relação à posterior reflete melhores condições de proteção contra queda na imobilização. As estratégias de tornozelo e de quadril foram ativadas de maneira eficaz para a manutenção do equilíbrio dinâmico. Manipulações com essas características podem ser utilizadas como instrumentos para reabilitação dentro de um contexto de lesão musculoesquelética e com enfoque preventivo para o treinamento sensório-motor no tratamento fisioterapêutico.

PALAVRAS-CHAVE: Biomecânica. Equilíbrio dinâmico. Tênis instável. Imobilização.

SILVA, G.G. **Analysis of dynamic equilibrium of the lower limb in a situation of instability caused by balance board and unstable shoes.** 2014. 92 f. Thesis (Doctorate in Mechanical Engineering) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2014.

ABSTRACT

Body balance is a dynamic event that is directly related to the functional independence of individual. The purpose of this study was to investigate the influence of different types of shoes and immobilization of the ankle joint on the mechanical components of dynamic equilibrium. Twelve healthy women (age: 27.08 ± 4.79 years; BMI: 22.58 ± 2.17 kg/m²) were analyzed during a task anteroposterior body sway on a balance board for four conditions: barefoot, with a regular tennis, with an unstable shoes and with dominant ankle immobilized at 50% of its full range of motion. Analysis consisted of two steps: achievement of maximum voluntary contraction (MVC), static condition, and free oscillation, dynamic condition. One force platform was properly positioned on the balance board to evaluate the distributions of the reaction forces. Three-dimensional kinematic analysis was performed to evaluate the fluctuations of the mass center. Electromyographic analysis of the *rectus femoris*, *tibialis anterior*, *medial and lateral gastrocnemius* of the dominant limb was performed. Values were compared by one way variance analysis and pared t-test ($p < 0,10$). Dinamometric analysis showed greater vertical ground reaction force during the anterior body away compared to posterior body away ($p < 0,001$). Immobilization condition was significantly higher compared to all conditions ($p = 0.049$ for all). In kinematic analysis, a greater angle of inclination of the board during the posterior body away was observed ($p = 0,001$). Higher activation in immobilization condition was observed in relation to other ($p = 0,08$). Equality of electromyographic values of other muscles investigated was due the co-contraction performed during the oscillations. The largest amplitude of anterior body away compared to the posterior oscillation reflects better conditions fall protection in immobilization condition. Ankle and hip strategies were activated of effective form to maintain the dynamic balance. Manipulations with these characteristics can be used as tools for rehabilitation within a context of musculoskeletal injury and preventive approach for training sensory-motor, in a physical therapy treatment.

KEYWORDS: Biomechanics. Dynamic equilibrium. Unstable tennis. Immobilization.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Diferença de comportamento motor entre uma superfície estável e instável.	19
Figura 2 - Referência inclinada	19
Figura 3 - Alterações nas posições do sujeito e do objeto.	21
Figura 4 - Funções mecânicas das estruturas que compõem o arco longitudinal do pé.	22
Figura 5 - Diagrama de eventos relacionados ao controle postural.	23
Figura 6 - Prancha de equilíbrio	25
Figura 7 - Plataforma de força.	27
Figura 8 - Duas condições de instabilidade	28
Figura 9 - Calçado instável da marca MBT.	30
Figura 10 - Tênis instável Reebok Easytone ®	35
Figura 11 - Tornozelo imobilizado em 50% da ADM completa no plano sagital	36
Figura 12 - Bancada experimental do presente estudo	37
Figura 13 - Plataforma de força sobre a prancha de equilíbrio	39
Figura 14 - Batentes metálicos paralelos sobre a prancha de equilíbrio	39
Figura 15 - Dados da calibração do canal 0 da plataforma de força.	40
Figura 16 - Dados da calibração dos canais 1,2 e 3 da plataforma de força.	40
Figura 17 - Imagem do calibrador captada pela câmera 1, com as respectivas coordenadas. ...	44
Figura 18 - Fluxograma com os procedimentos realizados no programa Matlab®.	47
Figura 19 - Imagem do Matlab ® com os pontos de referência marcados.	48
Figura 20 - Imagem captada do Matlab ® com a reconstrução tridimensional	49
Figura 21 - Localização dos eletrodos nos músculos	51
Figura 22 - Força total dos 12 sujeitos (valores individuais)	55
Figura 23 - Média das forças anterior e posterior sobre a prancha de equilíbrio.	57
Figura 24 - Pico de força anterior e posterior.	59
Figura 25- Definição do ângulo Θ para os valores de inclinação da prancha de equilíbrio.	61
Figura 26 - Ângulo Θ anterior e posterior (média dos grupos).	62
Figura 27 - Relação entre oscilação livre e CVM (%) – ângulo Θ	63
Figura 28 - Amplitude de oscilação do centro de massa durante a oscilação livre	65
Figura 29 - Relação entre oscilação livre e CVM (%) – Oscilação do centro de massa	66
Figura 30 - Definição do ângulo do tornozelo no presente estudo.	66
Figura 31 - Ângulo do tornozelo esquerdo (média dos grupos)	67
Figura 32 - Ângulo do tornozelo direito (média dos grupos).	67
Figura 33 - Hiperextensão de joelho (plano sagital)	69
Figura 34 - Relação oscilação livre/CVM - tornozelo esquerdo	70
Figura 35 - Relação oscilação livre/CVM - tornozelo direito	70
Figura 36 - Atividade eletromiográfica do m. reto femoral, osc. anterior e posterior	72
Figura 37 - Comportamento mecânico durante a estratégia de quadril	73
Figura 38 - Atividade eletromiográfica do m. tibial anterior, oscilação anterior e posterior. ...	74
Figura 39 - Atividade eletromiográfica do m. gastrocnêmio medial, anterior e posterior	75
Figura 40 - Atividade eletromiográfica do m. gastrocnêmio lateral, anterior e posterior	77

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Modelo antropométrico proposto por Winter.	43
Tabela 2 - Coordenadas cartesianas utilizadas na calibração.	45
Tabela 3 - Pontos extremos analisados para teste de precisão.	45
Tabela 4 - Características da amostra pesquisada.....	53
Tabela 5 - Tempo dos ciclos dos 12 sujeitos.....	54
Tabela 6 - Resultados gerais obtidos na análise dinamométrica	54
Tabela 7 - Resultados gerais obtidos na análise cinemática	60
Tabela 8 - Resultados gerais obtidos na análise eletromiográfica	71

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	Tridimensional
ABNT NBR	Norma Brasileira aprovada pela Associação Brasileira de Normas Técnicas
ADM	Amplitude de movimento
ANOVA	Análise de Variância (teste estatístico)
CM	Centro de massa
CMx	Centro de massa (componente ântero-posterior)
CVM	Contração voluntária máxima
Desc	Descalço
DLT	<i>Direct linear transformation</i>
DP	Desvio padrão
EMG	Eletromiografia
E.V.A.	Etileno Acetato de Vinila
FEG	Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
GL	Músculo gastrocnêmio lateral
GM	Músculo gastrocnêmio medial
Imob	Imobilização
M	Massa corporal total
MBT	<i>Masai Barefoot Technology</i>
RF	Músculo reto femoral
RMS	<i>Root mean square</i>
SENIAM	<i>Surface EMG for the non invasive assessment of muscles</i>
TA	Músculo tibial anterior
T Habit	Tênis habitual
T Inst	Tênis instável

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	POSIÇÃO E RELEVÂNCIA DO PROBLEMA	13
1.2	OBJETIVOS	14
1.2.1	Objetivo geral	14
1.2.2	Objetivos específicos	14
1.3	DELIMITAÇÕES DO ESTUDO	14
1.4	ESTRUTURA DA TESE	15
2	REVISÃO DE LITERATURA	16
2.1	SISTEMA VESTIBULAR	18
2.2	SISTEMA VISUAL	20
2.3	SISTEMA SOMATOSSENSORIAL	21
2.4	DEMAIS FATORES QUE INFLUENCIAM A POSTURA CORPORAL E A ORIENTAÇÃO POSTURAL	23
2.5	PRANCHA DE EQUILÍBRIO	24
2.6	MÉTODOS BIOMECÂNICOS UTILIZADOS NO ESTUDO DO EQUILÍBRIO CORPORAL	25
2.6.1	Antropometria aplicada ao estudo do equilíbrio corporal	25
2.6.2	Cinemetria aplicada ao estudo do equilíbrio corporal	26
2.6.3	Dinamometria aplicada ao estudo do equilíbrio corporal	26
2.6.4	Eletromiografia aplicada ao estudo do equilíbrio corporal	27
2.6.5	Estabilometria	28
2.7	INFLUÊNCIA DO USO DE CALÇADOS SOBRE CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS DO CONTROLE POSTURAL	28
2.7.1	Calçado instável	30
3	METODOLOGIA	32
3.1	DELINEAMENTO DA PESQUISA E COMPOSIÇÃO DA AMOSTRA	32
3.2	BANCADA EXPERIMENTAL	33
3.2.1	Procedimentos experimentais gerais	34
3.2.2	Análise dinamométrica	38
3.2.2.2	Calibração da plataforma de força	40
3.2.2.5	Critérios adotados para a análise dos dados dinamométricos	41
3.2.2.6	Variáveis analisadas em dinamometria	42
3.2.2.7	Armazenamento dos dados	42
3.2.3	Análise cinemática	42
3.2.3.1	Calibração espacial	43
3.2.3.3	Análise no Matlab®	46
3.2.3.4	Critérios adotados para a análise dos dados cinemáticos	49
3.2.3.5	Variáveis analisadas em cinemetria	49
3.2.4	Análise eletromiográfica	50
3.2.4.5	Critérios adotados para a análise dos dados eletromiográficos	51
3.2.4.6	Variáveis analisadas na EMG	52
3.3	COLETA E TRATAMENTO DOS DADOS	52
4	APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	53
4.1	CARACTERÍSTICAS DA AMOSTRA	53
4.2	ANÁLISE DINAMOMÉTRICA	53
4.2.1	Tempo médio dos ciclos	53
4.2.2	Força total	54
4.2.3	Força anterior e posterior	57

4.2.4	Picos de Força Anterior e Posterior	58
4.2	ANÁLISE CINEMÁTICA	60
4.3.1	Ângulo de inclinação da prancha	60
4.3.3	Ângulo Θ: relação entre oscilação livre e CVM	63
4.3.4	Amplitude de oscilação do centro de massa na direção ântero-posterior	64
4.3.5	Amplitude de oscilação do centro de massa na direção ântero-posterior: relação entre oscilação livre e CVM	65
4.3.6	Ângulo do tornozelo	66
4.3.7	Ângulo do tornozelo direito e esquerdo: relação entre oscilação livre e CVM	69
4.4	ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA	70
4.4.1	Análise Eletromiográfica do Músculo Reto femoral	71
4.4.2	Análise Eletromiográfica do Músculo Tibial anterior	73
4.4.3	Análise Eletromiográfica do Músculo Gastrocnêmio medial	75
4.4.4	Análise Eletromiográfica do Músculo Gastrocnêmio lateral	77
4.5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	81
5	CONCLUSÃO	80
	REFERÊNCIAS	81
	ANEXO A - Autorização para utilização do Laboratório de Biomecânica da FEG-UNESP	87
	ANEXO B - Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa	88
	APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	89
	APÊNDICE B - Ficha de Avaliação	91

1 INTRODUÇÃO

1.1 POSIÇÃO E RELEVÂNCIA DO PROBLEMA

O equilíbrio é considerado uma das habilidades essenciais para que um ser humano possa viver de maneira independente e funcional. Para que este seja plenamente compreendido, faz-se necessário abordar o seu processamento, desde a recepção das informações provenientes do meio externo, até o seu processamento e a resposta a estes estímulos que se manifesta através da atividade muscular. A utilização de calçados pode gerar importantes influências sobre o equilíbrio corporal. São acessórios indispensáveis para a realização de grande parte das atividades de vida diária, oferecem proteção ao tecido epitelial da região plantar, assim como as demais estruturas musculoesqueléticas desta região. Apesar de serem largamente utilizados, ainda são poucos os estudos que relacionam a influência do uso de diferentes tipos de calçados sobre os diversos aspectos biomecânicos do corpo humano, relacionados às atividades cotidianas (JANUÁRIA, AMARAL, 2010; BRINO, 2003).

Sob o ponto de vista ortopédico, o uso de determinados tipos de calçados pode resultar na ocorrência de entorse de tornozelo, evento associado a diversos fatores intrínsecos e extrínsecos. Trata-se de uma lesão musculoesquelética que exige, com frequência, a imobilização parcial de tornozelo. Até mesmo em lesões de grau I, na qual se nota apenas laceração ligamentar, o uso de imobilizadores é recomendado na fase aguda da lesão. É comum a ocorrência de recidivas de entorse que, se não tratado corretamente, pode ocasionar rigidez e diminuição da propriocepção e da amplitude de movimento (ADM) do complexo articular envolvido. A prática das atividades de vida diária se dá em diversas superfícies instáveis. Por isso, é necessário que haja adaptação do sistema musculoesquelético a estas condições. O treinamento sensorio motor é uma das condutas fisioterapêuticas que prepara o indivíduo para estes ambientes, de forma a torná-lo apto a responder prontamente a tais irregularidades, a fim de prevenir o surgimento ou a recidiva de lesões musculoesqueléticas. Ainda não existe na literatura científica um consenso a respeito dos efeitos biomecânicos do uso de calçado instável em superfícies instáveis (KISNER, COLBY, 2002; BRINO, 2003; HEBERT et al., 2008; MURLEY et al., 2009).

A respeito da quantificação dos aspectos biomecânicos associados a estes eventos, Mochizuki e Amadio (2003) ressaltam a importância da utilização combinada da cinemetria, antropometria, dinamometria e eletromiografia para que, integradas, permitam a compreensão da complexa análise do movimento envolvida nestes fenômenos relacionados ao equilíbrio.

Dessa forma, o presente estudo pretende investigar o equilíbrio corporal em seus aspectos biomecânicos, combinado ao uso de calçados instáveis e à imobilização parcial de tornozelo, com a utilização de uma superfície instável.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

Investigar o equilíbrio estático e dinâmico dos membros inferiores sob a influência de calçados e da imobilização de tornozelo por meio de análise dos componentes biomecânicos.

1.2.2 Objetivos específicos

- Verificar os parâmetros biomecânicos, tais como ângulos articulares, atividades musculares e as reações do solo com relação aos membros inferiores, durante a simulação de uma situação de instabilidade, provocada pelo uso de uma prancha de equilíbrio na direção ântero-posterior;
- Avaliar em quatro condições distintas (descalço, tênis habitual, tênis instável e imobilização de tornozelo) as condições de equilíbrio estático e dinâmico em máximas inclinações da prancha (anterior e posterior);

1.3 DELIMITAÇÕES DO ESTUDO

Sabe-se que o equilíbrio corporal recebe influências de condições biomecânicas, fisiológicas, psicológicas, entre outras. Neste contexto, o presente estudo delimita-se a estudar os aspectos biomecânicos do equilíbrio, associado ao estudo de quatro músculos dos membros inferiores (reto femoral, tibial anterior, gastrocnêmio medial e lateral) em quatro condições (descalço, tênis habitual, tênis instável e imobilização parcial e unilateral do tornozelo) em uma situação de instabilidade.

Como o presente estudo utilizou como amostra um grupo de indivíduos saudáveis, a condição “imobilização” simulou a restrição mecânica do tornozelo nas condições estabelecidas. Sabe-se, no entanto, que na ocorrência de uma lesão musculoesquelética como

o entorse de tornozelo, são notadas diversas alterações bioquímicas, vasomotoras e neuromusculares, que podem gerar diferentes respostas motoras. Portanto, a condição “imobilização” serviu para analisar prioritariamente os componentes mecânicos da lesão musculoesquelética.

1.4 ESTRUTURA DA TESE

No capítulo 1, é apresentada a introdução, com ênfase para a relevância do problema estudado, assim como os objetivos propostos e as delimitações do presente estudo.

No capítulo 2, é feita uma revisão de literatura, com definições dos termos relacionados à pesquisa, com uma explanação dos principais fatores que interferem no equilíbrio corporal humano. Também é abordada a prancha de equilíbrio, suas características e finalidades, além dos métodos de medição em Biomecânica e a influência dos calçados sobre o equilíbrio corporal.

No capítulo 3, é apresentada a metodologia empregada no presente estudo, com a descrição da calibração e toda a instrumentação utilizada nas análises cinemática, dinamométrica e eletromiográfica. São abordados: o método utilizado para a instrumentação da prancha de equilíbrio, a imobilização unilateral de tornozelo dos sujeitos, a sincronização dos dados coletados, a sequência da coleta de dados, as orientações dadas aos sujeitos e os critérios adotados para a análise de dados.

No capítulo 4, são apresentados os resultados obtidos, desde a avaliação antropométrica, a análise cinemática tridimensional, a análise dinamométrica na plataforma de força, a análise eletromiográfica dos quatro músculos estudados, nas quatro condições estabelecidas, assim como a discussão dos mesmos e a correlação dos dados obtidos entre as análises realizadas.

No capítulo 5 é realizado o desfecho do estudo, por meio das conclusões e considerações finais, de acordo com os objetivos propostos inicialmente.

Finalmente, são apresentadas as referências bibliográficas utilizadas no presente estudo, seguida dos apêndices e anexos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

O estudo do controle postural engloba a compreensão dos conceitos de equilíbrio e postura corporal. A orientação postural é dada como a manutenção da posição dos segmentos corporais em relação aos próprios segmentos e ao meio ambiente, enquanto o equilíbrio postural refere-se às relações entre as forças que agem sobre o corpo, na busca de um equilíbrio corporal durante as ações motoras (HORAK, MACPHERSON, 1996 *apud* CAMPELO, 2003).

A postura é definida por Enoka (2000) como uma resposta neuromecânica relacionada com a manutenção do equilíbrio. Portanto, se a soma das forças que atuam sobre um corpo for igual a zero, este se encontra em equilíbrio mecânico. A estabilidade existe quando, mesmo após uma perturbação, o corpo é capaz de retornar à posição original de equilíbrio.

Kisner e Colby (2002, p. 21) definem equilíbrio como a “habilidade para manter o centro de gravidade sobre a base de suporte”. Estes autores ainda destacam que é necessário haver estabilidade e mobilidade para que exista equilíbrio, e que por isso trata-se de um evento dinâmico. Apesar de serem fenômenos distintos, orientação postural e equilíbrio postural apresentam certa dependência entre si, em função de mecanismos fisiológicos que estão relacionados ao controle postural.

A coordenação neuromuscular é compreendida como a ativação muscular seletiva adequada, em uma sequência e intensidades condizentes ao movimento executado (KISNER, COLBY, 2002; HERDMAN, 2002).

Quando coordenação neuromuscular e equilíbrio são combinados adequadamente, existe um favorecimento às habilidades motoras funcionais (atividades que garantem independência ao indivíduo nas atividades de vida diária). A ocorrência de uma lesão musculoesquelética pode gerar perda de força muscular, diminuição da ADM de uma ou mais articulações, que ocasionarão perda de coordenação neuromuscular, equilíbrio e habilidades funcionais (KISNER, COLBY, 2002; SHUMWAY-COOK, WOOLACOTT, 2003).

Para a manutenção de determinada postura corporal, é necessário que haja equilíbrio, coordenação neuromuscular e adaptação ao meio no qual o indivíduo se encontra. Para isso, os sistemas vestibular, visual e proprioceptivo interagem entre si de maneira complexa. Como resultado, surgem respostas posturais automáticas, que representam a interação entre estes sistemas de organização postural e meio ambiente. Bankoff et al. (2006) ressaltam que o controle postural não é somente baseado em respostas reflexas, mas sim uma característica adaptável ao sistema motor, de acordo com os estímulos aferentes e as respostas eferentes.

O cerebelo também atua diretamente sobre o controle postural. Impulsos provenientes de tendões, músculos, pele e órgãos terminais do sistema visual, auditivo e vestibular emitem informações para este órgão, a fim de que haja o controle do movimento corporal (HERDMAN, 2002).

Em um indivíduo na posição ereta, cerca de 25% do seu peso corporal está em cada calcâneo e 25% na região da cabeça dos cinco metatarsos de cada pé. Os ligamentos plantares são responsáveis pelo suporte do arco longitudinal, em grande parte. Os músculos tibial posterior e fibulares respondem por apenas 15 a 20% desta tensão. Quando o indivíduo se encontra em apoio unipodal, associado à flexão plantar, essa tensão aumenta em torno de quatro vezes (BANKOFF et al., 2006).

Os pés atuam como importantes elementos anatômicos relacionados à sustentação do peso corporal e locomoção. Para exercer adequadamente estas funções, precisam atuar como amortecedores e propulsores. Neste contexto, os calçados precisam proteger os pés do indivíduo, sem, no entanto, promover perda da sua funcionalidade. No entanto, é frequente a observação da presença de deformidades e calosidades nos pés, entorses de tornozelo e até mesmo dores na coluna vertebral e membros inferiores associadas ao uso de calçados, de acordo com Brino (2003). A mesma autora ainda relata que a arquitetura do calçado pode promover instabilidades na manutenção da postura em pé.

A postura ortostática ainda pode ser influenciada por diversos fatores fisiológicos, tais como a respiração, o retorno venoso e os batimentos cardíacos. Estes são capazes de gerar oscilações corporais constantes, cuja visualização pode ser feita pelo deslocamento do centro de pressão do indivíduo (DUARTE, FREITAS, 2010; BANKOFF et al., 2006).

A dominância de membros é outro fator que pode alterar os padrões de equilíbrio de um indivíduo. O estudo de Bankoff et al. (2006) observou considerável diferença de oscilação do centro de pressão ao comparar o apoio unipodal direito e o esquerdo. No entanto, os autores acrescentam que essa diferença pode ser também resultante de fatores mecânicos, antropométricos e neuromusculares.

Lemos, Teixeira e Mota (2009) afirmam que as mulheres apresentam maior controle do equilíbrio postural estático em relação aos homens da mesma faixa de idade, e atribui essa diferença a possíveis fatores como a massa corporal, nível de atividade física e a idade cronológica.

Kraemer e Tairova (2011) estabeleceram uma relação entre testes estabilométricos e o nível de atividade física de mulheres com mais de 50 anos de idade, em uma amostra com 117 sujeitos. Observaram que os maiores deslocamentos ocorrem no eixo ântero-posterior e que os

testes de longa duração são capazes de diferenciar sujeitos fisicamente ativos de sedentários.

Quando um sujeito se encontra na postura ortostática, sua base de suporte é compreendida por uma área formada pelas extremidades laterais dos pés. Quanto maior a área da base de suporte, maior será a estabilidade do corpo. O estudo de Duarte e Zatsiorsky (2002) submeteu 13 sujeitos à postura ortostática quieta durante 40 segundos, sobre uma plataforma de força e observou, entre outros achados, que quando há menor base de suporte, há também redução da estabilidade corporal, o que irá aumentar a oscilação do mesmo.

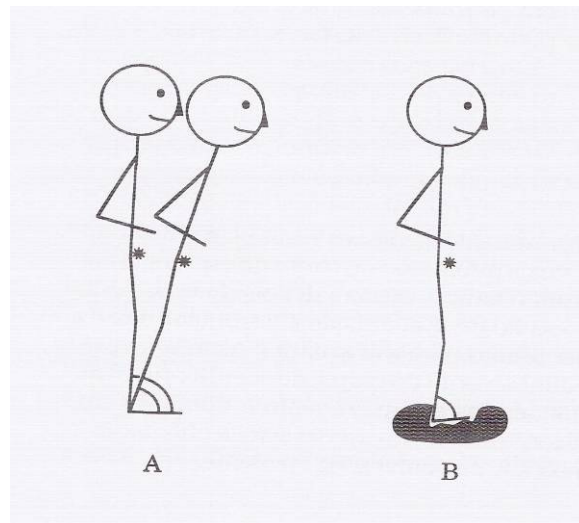
2.1 SISTEMA VESTIBULAR

O equilíbrio corporal se dá através das conexões do sistema vestibular com os núcleos oculomotores, trato vestibulo-espinal, cerebelo e córtex cerebral. Com a movimentação da endolinfa (líquido presente no sistema vestibular), inicia-se o estímulo para a ativação dos órgãos sensoriais vestibulares. Estes enviam estímulos para o sistema nervoso central e garantem informações precisas a respeito das mudanças de posição corporal. O labirinto é responsável pelo envio de impulsos tônicos simétricos para os dois hemisférios cerebrais, até mesmo quando o indivíduo encontra-se em repouso (SHUMWAY-COOK, WOOLLACOTT, 2003; HERDMAN, 2002).

A orientação espacial corporal estática e dinâmica de um indivíduo depende basicamente da integridade do seu sistema vestibular, sendo por isso um elemento imprescindível do equilíbrio corporal (KRAEMER, TAIROVA, 2011; SHUMWAY-COOK, WOOLLACOTT, 2003; HERDMAN, 2002).

Quando um indivíduo se encontra sobre uma superfície estável, as informações dos sistemas vestibular, visual e somatossensorial são coerentes entre si. Porém, quando há instabilidade, as informações somatossensitivas provenientes dos membros inferiores podem ser conflitantes com as do sistema vestibular e visual. Nesta situação, as informações vestibulares assumem maior importância para o controle postural, em comparação a uma situação de estabilidade (HERDMAN, 2002). A Figura 1 mostra duas situações distintas: A, um sujeito com oscilação corporal sobre um solo estável e B, sobre um solo instável. O asterisco representa a localização do centro de massa do sujeito.

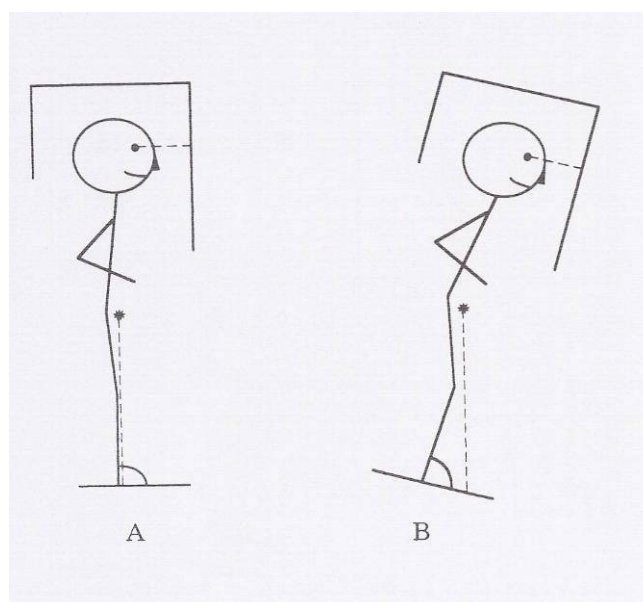
Figura 1- Diferença de comportamento motor entre uma superfície estável e instável.



Fonte: (HERDMAN, 2002).

Na situação experimental denominada “referência inclinada” (Figura 2), a superfície de apoio é movimentada, para que sejam notados os possíveis ajustes corporais e a alteração da localização do centro de massa. Observou-se que, neste caso, há conflito entre as informações somatossensoriais do tornozelo e a posição corporal. Novamente, as informações vestibulares são as responsáveis por garantir a orientação (HERDMAN, 2002; SHUMWAY-COOK, WOOLLACOTT, 2003).

Figura 2 - Referência inclinada



Fonte: (HERDMAN, 2002)

2.2 SISTEMA VISUAL

A visão permite a identificação de objetos no espaço e fornece informações sobre o corpo no espaço. O funcionamento adequado do sistema visual depende de informações do ambiente, obtidas por meio da refração da luz provenientes de diversos corpos e objetos. A luz entra através da córnea e é projetada na retina, e então transformada em sinais elétricos, por meio de fotorreceptores, sendo posteriormente enviada para os centros superiores pelo nervo óptico, até que seja processada no sistema nervoso central (KLEINER, SCHLITTLER, SÁNCHEZ-ARIAS, 2011).

O campo de visão do ser humano é compreendido por uma região horizontal de 200 graus e 160 graus na vertical, aproximadamente. Já a visão central processa as informações em áreas de 2 a 5 graus apenas (SHUMWAY-COOK, WOOLLACOTT, 2003).

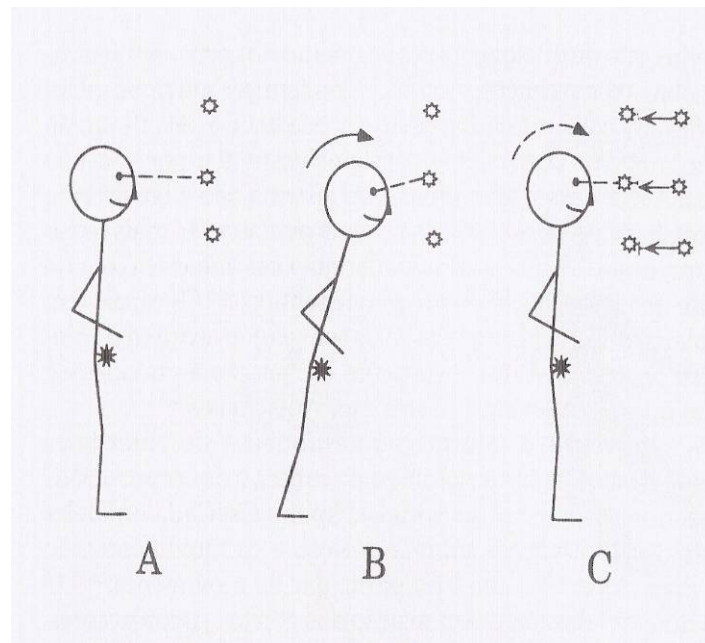
Kleiner, Schlittler, Sánchez-Arias (2011) e Herdman (2002) ressaltam a importância do sistema visual para o controle postural, principalmente em aspectos relacionados à estabilização da oscilação corporal. Na ausência da informação visual, a oscilação corporal aumenta consideravelmente. Nota-se, ainda, que as características do estímulo visual são também importantes. Acredita-se que o deslocamento de uma imagem projetada na retina provoca mudança de posição corporal, para que sejam feitas correções da mesma, a fim de diminuir a oscilação. Dessa forma, uma imagem precisa na retina está associada a menores oscilações corporais decorrentes desta informação. Além disso, outros fatores como a luminosidade do ambiente, o nível de contraste e a acuidade visual também se relacionam com a informação visual e, por fim, influenciam o controle postural.

Em um estudo de Lee e Lishman (1975), reforçado por Magill (2000), foi colocado que quando existem conflitos sensoriais, provenientes de informações ilusórias, há um predomínio da visão sobre os canais vestibulares e somatossensoriais.

Um a publicação de Vander et al. (1981) sugeriu que a ausência da atividade dos órgãos vestibulares exerce pouca influência sobre as habilidades diárias; nesta situação, há dificuldade apenas em caminhar no escuro, terrenos irregulares e subir escadas.

Herdman (2002) mostra que quando um sujeito inclina o corpo para a frente, os objetos colocados à sua frente se tornam mais próximos (Figura 3.A e 3.B). Porém, se o objeto se movimentar na direção do sujeito imóvel, este pode ter a ilusão de que o corpo se inclinou para frente (Figura 3.C, na qual é possível ver a representação do centro de massa corporal, marcado por um asterisco). Isso ocorre porque, ao observar uma cena ampla em movimento, o sistema nervoso central pode interpretar este estímulo de maneira equivocada.

Figura 3 - Alterações nas posições do sujeito e do objeto.



Fonte: (HERDMAN, 2002).

2.3 SISTEMA SOMATOSSENSORIAL

Os receptores destes sistemas localizam-se em diversas regiões do corpo. São chamados também de proprioceptores (fuso muscular, órgão tendinoso de Golgi e os receptores presentes em cápsulas articulares, ligamentos, meniscos e tecido epitelial). As informações proprioceptivas são captadas por mecanorreceptores; nociceptores (informações relacionadas à dor); termorreceptores (informações térmicas) e juntos fornecem informações a respeito da orientação, localização espacial, velocidade e ativação de um músculo (SHUMWAY-COOK, WOOLLACOTT, 2003; HERDMAN, 2002).

Como resposta aos estímulos aferentes, nota-se a atividade de músculos antigravitacionais, que realizam constantes adaptações com relativo baixo gasto energético. São fibras vermelhas, de contração prolongada, sem fadiga e multipenadas (em forma de leque), características que garantem a estes músculos uma atividade por um longo período de tempo com pouca ADM (ENOKA, 2000; MAGILL, 2000; SHUMWAY-COOK, WOOLLACOTT, 2003).

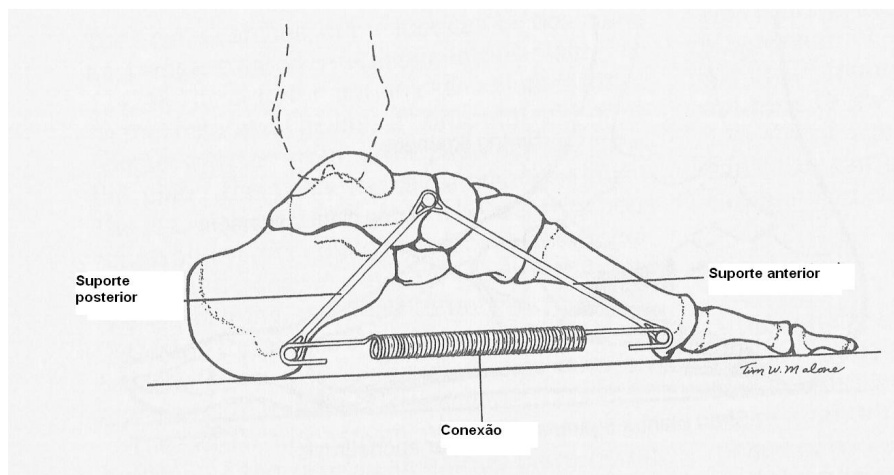
Os proprioceptores da região cervical assumem importante papel no controle da postura

e na locomoção, e geram influência sobre a movimentação da cabeça, pescoço e olhos, para que haja estabilização da imagem da retina. Especialmente em relação aos receptores plantares, sabe-se que podem atuar no limiar dos neurônios espinhais, que estabelece interação com informações visuais, vestibulares e proprioceptivas do pescoço; também localizam e detectam pequenas alterações na pressão plantar. Os receptores localizados nos membros inferiores e tronco são especialmente importantes para a manutenção do equilíbrio (BOVE, 2009; SOUZA, GONÇALVES, PASTRE, 2006).

O sistema somatossensorial é responsável por informar o sistema nervoso sobre as propriedades da superfície de suporte, a força exercida pelo corpo sobre certa superfície, assim como a posição e a velocidade de um segmento corporal, o contato deste com objetos externos, além da orientação da gravidade (KLEINER, SCHLITTLER, SÁNCHEZ-ARIAS, 2011).

Os mecanorreceptores da região plantar merecem relevância nesse contexto. Na condição ortostática, o pé age como uma alavanca que produz um momento, a fim de anular o efeito da gravidade. Para que não ocorra uma queda, observa-se uma pressão contra a região plantar, cuja magnitude e localização, analisada pela força de reação do solo, permite o estudo do controle postural de um indivíduo. O arco plantar longitudinal medial pode ser comparado a uma treliça (Figura 4). Em função de sua estrutura ligamentar, muscular e óssea, exerce importante função mecânica na absorção de forças e tem seus mecanorreceptores ativados durante a descarga de peso sobre o solo (KLEINER, SCHLITTLER, SÁNCHEZ-ARIAS, 2011; LEPORACE, METSAVAHT, SPOSITO, 2009).

Figura 4 - Funções mecânicas das estruturas musculoesqueléticas que compõem o arco longitudinal medial do pé.

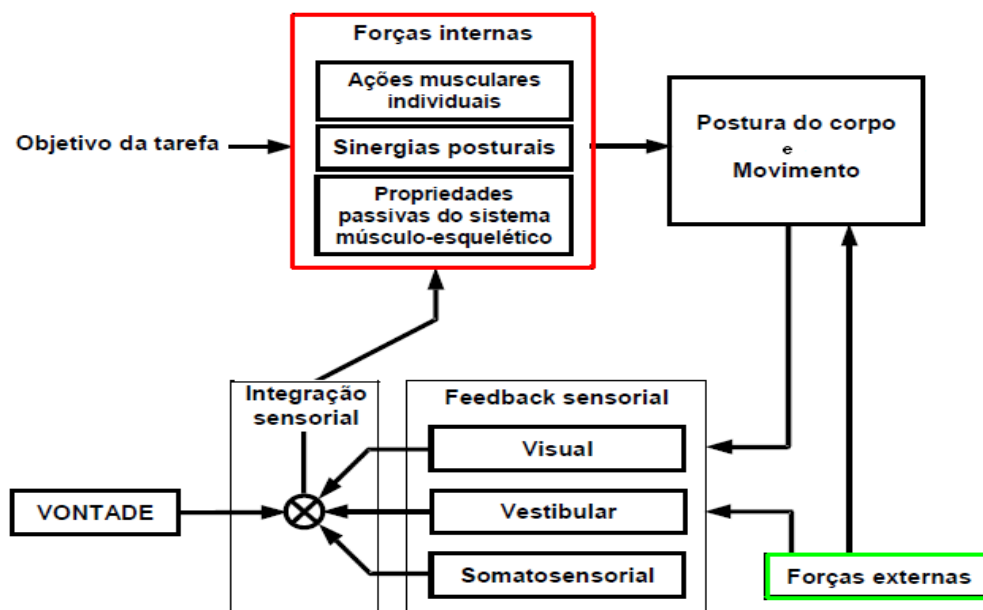


Fonte: adaptado de (LEVANGIE, NORKIN, 2001).

Quando ocorre diminuição da informação proprioceptiva, como é notado nos casos de neuropatias periféricas, o controle postural encontra-se prejudicado. Essas alterações podem ser avaliadas através do teste de Romberg, que quando positivo, denota incapacidade do indivíduo em permanecer em pé sem assistência externa, com os pés unidos e olhos fechados. Assim, se não existe a informação sensorial proveniente da região plantar, os reflexos vestibulares são também prejudicados, o que impedirá o indivíduo de manter a postura. O *déficit* de informação proveniente dos mecanorreceptores não pode ser substituído pela atuação do sistema visual (KLEINER, SCHLITTLER, SÁNCHEZ-ARIAS, 2011; LEPORACE, METSAVAHT, SPOSITO, 2009).

A Figura 5 apresenta um diagrama com os eventos relacionados ao controle postural, com suas conexões e as influências que os sistemas vestibular, visual e somatossensorial exercem sobre o equilíbrio corporal.

Figura 5 - Diagrama de eventos relacionados ao controle postural.



FONTE: adaptado de (DUARTE, 2000).

2.4 DEMAIS FATORES QUE INFLUENCIAM A POSTURA CORPORAL E A ORIENTAÇÃO POSTURAL

Cada sistema sensorial apresenta sua devida importância para a manutenção da postura corporal e a orientação postural, sendo difícil mensurar exatamente a contribuição isolada de

cada um para a manutenção do equilíbrio. Essa dificuldade é reforçada pela capacidade de adaptação dos sistemas, como é notado em indivíduos deficientes visuais, que conseguem manter de maneira satisfatória o equilíbrio corporal. A plasticidade do sistema nervoso - observada até mesmo em indivíduos maduros, além da interação da genética com fatores experimentais, é capaz de produzir mudanças estruturais importantes no comportamento motor (ENOKA, 2000; MAGILL, 2000; SHUMWAY-COOK, WOOLLACOTT, 2003).

Januária e Amaral (2010) e Duarte e Freitas (2010) ainda lembram que outros fatores interferem significativamente no equilíbrio de um indivíduo, tais como o tempo de reação, sinergias de reação músculo temporal, além da força muscular, amplitude articular, a atenção do indivíduo, o processamento cognitivo e a morfologia corporal.

Apesar dos fatores biológicos serem de grande importância para a manutenção da postura corporal e a orientação postural, devem ser destacados os demais elementos que influenciam neste processo, como fatores psicofísicos e socioambientais, que não serão abordados no presente estudo. Neste contexto, a expressão da personalidade e a individualidade de cada pessoa devem ser consideradas, somada aos fatores já citados, para a completa compreensão destes fenômenos (JANUÁRIA, AMARAL, 2010; CAMPELO, 2003).

2.5 PRANCHA DE EQUILÍBRIO

A prancha de equilíbrio (Figura 6) é um instrumento largamente utilizado em procedimentos fisioterapêuticos, tanto na avaliação como no tratamento. É uma importante ferramenta para testes de verificação das estratégias posturais. Em crianças, durante as fases do desenvolvimento neuromotor; em adultos e idosos, como parte de um programa de treinamento sensório-motor, na ocorrência de lesões como entorse de tornozelo e lesões ligamentares e meniscais do joelho; em atletas, para prevenção e tratamento de lesões musculoesqueléticas. É possível estabelecer tarefas com diferentes graus de dificuldade sobre a prancha de equilíbrio. As pranchas de dimensões maiores apresentam relativa facilidade de permanência, enquanto as menores exigem maior controle motor. De acordo com o posicionamento do sujeito sobre a prancha, pode-se enfatizar a oscilação corporal ântero-posterior ou látero-lateral. Nas fases iniciais do tratamento, podem ser disponibilizados recursos externos de apoio aos membros superiores, como as barras paralelas. Para aumentar o grau de dificuldade das atividades sobre a prancha, são solicitadas tarefas com menor base de apoio, como a permanência em apoio unipodal, olhos vendados e/ou a realização de tarefas simultâneas, como por exemplo, segurar um objeto enquanto se equilibra (LEPORACE,

METSAVAHT, SPOSITO, 2009; HEBERT et al., 2008; KISNER, COLBY, 2002).

Figura 6 - Prancha de equilíbrio



Fonte: (CARCI, 2013).

Kisner e Colby (2002) recomendam a utilização da prancha de equilíbrio para indivíduos que apresentam déficits na manutenção do equilíbrio corporal. Previamente a esta prática, é imprescindível que o fisioterapeuta realize uma avaliação e verifique a presença de alguma contra-indicação para o seu emprego no tratamento.

2.6 MÉTODOS BIOMECÂNICOS UTILIZADOS NO ESTUDO DO EQUILÍBRIO CORPORAL

Para a compreensão dos fenômenos relacionados ao equilíbrio corporal, a Biomecânica utiliza os seguintes métodos experimentais: cinemetria, antropometria, dinamometria e eletromiografia, segundo Mochizuki e Amadio (2003). Estes métodos, utilizados de forma combinada, permitem a modelagem do movimento e a compreensão dos mecanismos internos relacionados. A seguir, estes métodos são mencionados e relacionados aos estudos do equilíbrio corporal.

2.6.1 Antropometria aplicada ao estudo do equilíbrio corporal

A antropometria contribui para os estudos do equilíbrio corporal através do fornecimento de informações relacionadas às medidas inerciais do corpo do indivíduo, como a distribuição de massa, a densidade corporal, centro de massa segmentar, as dimensões

geométricas dos segmentos corporais, e a partir destas informações, constrói um modelo antropométrico. Esses dados, associados aos dados fornecidos pela cinemetria, permitem a normalização dos dados, para que seja possível a personalização dos modelos físico-matemáticos e os métodos de simulação (AMADIO et al., 2002; MELO, SANTOS, 2000).

2.6.2 Cinemetria aplicada ao estudo do equilíbrio corporal

A cinemetria é um método relevante para os estudos do equilíbrio corporal, uma vez que trata das medições dos movimentos e posturas por meio de imagens, estudo de trajetórias, análise do tempo, velocidade e aceleração, entre outras variáveis que derivam destas primeiras. Para isso, são utilizados sistemas de videografia, que quando associado a movimentos rápidos, recomenda-se o uso de câmeras de alta frequência de aquisição (de 60 a 955 Hz, em média), para a posterior reconstrução do movimento ou postura (AMADIO, SERRÃO, 2007).

Em uma situação de instabilidade, geralmente alguns segmentos corporais movimentam-se continuamente. Para que estas trajetórias sejam analisadas, faz-se necessária a determinação de pontos de referência anatômicos. Estas imagens são posteriormente processadas por um sistema computacional bidimensional ou tridimensional, através de um software específico (AMADIO, SERRÃO, 2007; PERRY, 2005; AMADIO et al., 2002).

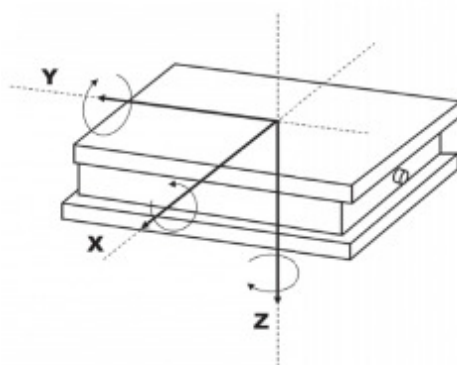
2.6.3 Dinamometria aplicada ao estudo do equilíbrio corporal

Como resposta a alguma perturbação do equilíbrio, o corpo produz determinada força, que é o objeto de estudo na dinamometria. Podem ser as forças de reação do solo, entre o corpo e o meio ambiente ou as forças existentes entre determinadas regiões corporais (forças internas). Também é possível estudar a força de determinados grupos musculares, assim como os momentos resultantes. Para isso, são utilizadas plataformas de forças e células de cargas para análise das forças de reação do solo e distribuição da pressão plantar (AMADIO et al., 2002).

A plataforma de força é um instrumento de grande importância para os estudos do equilíbrio, uma vez que é capaz de medir as forças de reação do solo nos três eixos. Estas

podem ser instrumentadas em um piso fixo, esteiras ergométricas e outras superfícies. As plataformas que medem a força vertical são classificadas como uniaxiais, enquanto as que medem a força vertical e as horizontais são consideradas triaxiais (Figura 7). É possível quantificar, assim, a variação dinâmica da força exercida durante a fase de contato entre a região plantar e a plataforma (PERRY, 2005; AMADIO, SERRÃO, 2007; AMADIO et al., 2002).

Figura 7 - Plataforma de força



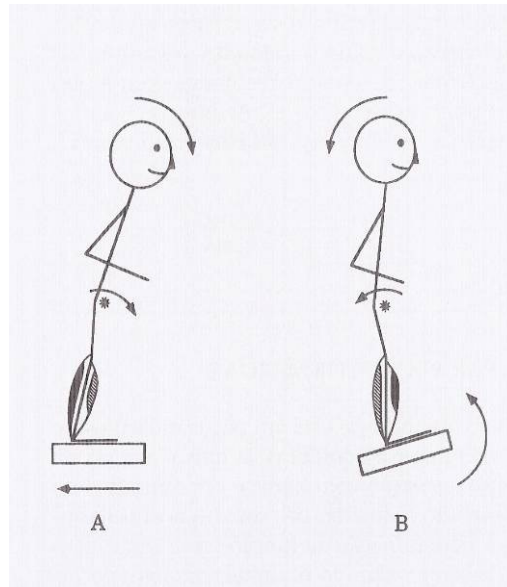
Fonte: adaptado de (DUARTE, FREITAS, 2010).

2.6.4 Eletromiografia aplicada ao estudo do equilíbrio corporal

A estabilidade corporal está relacionada ao aumento da rigidez de um ou mais segmentos corporais. A contração muscular é vista como um mecanismo para aumento da estabilidade. Neste contexto, a eletromiografia (EMG) trata do registro da atividade elétrica de certo grupo muscular em determinado movimento, com análise da variação do potencial elétrico muscular. O sinal eletromiográfico permite a determinação do padrão temporal da atividade muscular, e dessa forma fornece indicadores da coordenação do movimento (ENOKA, 2000; AMADIO et al., 2002).

Herdman (2002) compara duas condições de instabilidade e as relaciona à atividade muscular. Na primeira (Figura 8.A), um indivíduo é submetido a uma plataforma com translação horizontal posterior. Foi notada ativação dos músculos flexores plantares do tornozelo, associada à inclinação corporal anterior. Na segunda situação (Figura 8.B), o sujeito é colocado sobre a mesma plataforma, mas com a rotação da mesma associada à inclinação corporal posterior. Observou-se que os músculos dorsiflexores do tornozelo foram mais ativados.

Figura 8 - Duas condições de instabilidade



(Fonte: HERDMAN, 2002).

2.6.5 Estabilometria

Trata-se de um método de estudo do equilíbrio postural através da quantificação das oscilações corporais na posição ortostática. Estuda os deslocamentos do centro de pressão nas direções lateral (X) e ântero-posterior (Y). Existem vários protocolos para a sua realização (base de suporte diminuída ou aumentada, por meio de apoio unipodal, bipodal; mudanças de superfície e informações visuais presentes ou ausentes (DUARTE, FREITAS, 2010; BASTOS, LIMA, OLIVEIRA, 2005).

A aplicação da estabilometria é útil em situações como avaliação clínica, otorrinologia, gerontologia, farmacologia, treinamento desportivo, entre outras. Tanto a plataforma de força como o baropodômetro são instrumentos aceitos para a realização da estabilometria (BASTOS, LIMA, OLIVEIRA, 2005).

2.7 INFLUÊNCIA DO USO DE CALÇADOS SOBRE CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS DO CONTROLE POSTURAL

Os calçados são considerados acessórios indispensáveis para a execução de diversas atividades de vida diária. Quando um indivíduo procura um calçado para comprar, um dos

critérios utilizados costuma ser o conforto que o mesmo oferece. No Brasil, em dezembro de 2004, foi instituída pela Associação Brasileira de Normas Técnicas a norma ABNT NBR 14834:2004, relacionada ao conforto de calçados. Nota-se o crescimento do número de empresas que se interessam na obtenção desta certificação, o que mostra que o consumidor brasileiro tem sido mais exigente (BRINO, 2003). O quadro 1 apresenta as normas da ABNT que estão relacionadas à confecção de calçados, assim como suas finalidades específicas:

Quadro 1 - Normas da ABNT relacionadas à confecção de calçados

Norma	Objetivo
ABNT NBR 14834:2004	Estabelece os métodos de ensaio e os requisitos para estabelecer o grau de conforto dos calçados.
ABNT NBR 14835:2004	Estabelece o método para determinação da massa de calçados.
ABNT NBR 14836:2004	Estabelece o método para determinação dinâmica da distribuição da pressão plantar em calçados.
ABNT NBR 14837:2004	Estabelece o método para determinação da temperatura interna entre o pé e o calçado.
ABNT NBR 14838:2004	Estabelece o método para determinação da componente vertical da força de reação do solo em calçados.
ABNT NBR 14839:2004	Estabelece o método para determinação dos ângulos de pronação do calcâneo durante a marcha.
ABNT NBR 14840:2004	Estabelece o método para determinação dos níveis de percepção do calce em calçados.

(Fonte: ABNT, 2013)

Existe uma grande exigência do mercado consumidor em relação à qualidade dos calçados, em especial os tênis esportivos. Estes são geralmente compostos por materiais responsáveis por promover proteção em relação às forças de impacto que ocorrem durante a prática de exercícios físicos. Para isso, são introduzidos na entressola dos mesmos amortecedores e materiais visco-elásticos somados a um aumento da espessura do solado, em torno de 3 centímetros (BRINO, 2003).

O aumento da espessura do solado de um calçado promove alterações no centro de gravidade corporal, que por sua vez ocasiona situações de maior instabilidade na manutenção da postura em pé. Esta situação gera maior atividade muscular, que pode ser responsável pelo surgimento de dores e desconforto nos membros inferiores e coluna vertebral (BRINO, 2003; TOKARS, 2003).

Murley et al. (2009) relatam que o uso de certos calçados pode até mesmo ser útil para a correção de alterações da morfologia do pé (tais como pé plano ou pé cavo), e assim reduzir o

índice de lesões nos pés e nos membros inferiores como um todo.

Os calçados também podem alterar a atividade muscular dos membros inferiores. Por meio de uma análise sistemática, Murley et al. (2009) notaram um considerável aumento da atividade eletromiográfica dos músculos reto femoral, vasto medial, vasto lateral, tibial anterior, gastrocnêmios medial e lateral durante a marcha, em indivíduos que utilizavam calçado instável. São também vistas importantes alterações nas ativações musculares da coluna lombar, em indivíduos que utilizam calçados com saltos maiores. Usuários constantes de calçados com saltos apresentam fadiga precoce dos músculos fibular longo e gastrocnêmio lateral, conforme relatos deste estudo.

Queen et al. (2010), em um estudo biomecânico sobre tipos de calçados e comparação entre gêneros, concluíram que em função da diferença das características da pressão plantar entre homens e mulheres, os tênis de corrida devem ser projetados de maneira específica para cada gênero, a fim de prevenir lesões musculoesqueléticas.

2.7.1 Calçado instável

O calçado instável é caracterizado pela presença de um solado arredondado e flexível (Figura 9). Este tipo de calçado foi criado com a ideia de transformar superfícies de contato planas e rígidas em irregulares, com a justificativa de que estas últimas corresponderiam mais fielmente às superfícies encontradas no cotidiano. Outro argumento é de que esse tipo de solado simularia o andar descalço, o que por sua vez geraria maior atividade muscular da região plantar e dos membros inferiores como um todo. Na Europa, os calçados instáveis da marca MBT (*Masai Barefoot Technology*) são reconhecidos como equipamentos médicos e foram adotados como acessórios para a reabilitação (TANIGUCHI et al., 2012).

Figura 9 - Calçado instável da marca MBT



Fonte: (SOUSA et al., 2012).

Existem variadas marcas de calçados instáveis no mercado, com a utilização de diferentes materiais e tecnologias, dentre elas Skechers®, Reebok®, entre outras. Dentro da categoria de calçados instáveis, são disponibilizados tênis, botas, sandálias e até mesmo chinelos instáveis para o mercado consumidor. O presente estudo limitou-se ao estudo dos tênis instáveis.

Não há na literatura científica um consenso a respeito dos efeitos biomecânicos associados ao uso de calçados instáveis. Murley et al. (2009) afirmam que há conflitos sobre este assunto, no que se refere à atividade eletromiográfica dos membros inferiores associada ao uso deste tipo de calçado, até mesmo em função de metodologias diferentes aplicadas em cada pesquisa, com condições variadas de controle postural.

Taniguchi et al. (2012) analisaram as características cinéticas e cinemáticas de calçados instáveis da marca MBT em homens jovens e saudáveis durante a marcha, e sugeriu que estes podem amenizar o impacto do calcanhar sobre o solo no contato inicial, assim como aumentar a atividade dos músculos extensores do joelho e reduzir o momento de flexão plantar do tornozelo. Nigg, Emery e Hiemstra (2006) observaram diminuição da dor no joelho e melhora da proporção entre a fase de apoio e balanço da marcha em indivíduos com osteoartrose, após 12 semanas de utilização dos calçados MBT. Sousa et al. (2012) notaram aumento da atividade eletromiográfica a curto prazo do músculo gastrocnêmio medial, com o uso do calçado instável. No entanto, após o uso do mesmo durante 8 semanas, os valores eletromiográficos deste músculo retornaram a valores próximos ao da condição descalça. O mesmo estudo também investigou o efeito do uso deste calçado sobre o sistema circulatório, e notou aumento do retorno venoso da veia poplítea e femoral comum, após o uso do calçado durante 8 semanas.

3 METODOLOGIA

3.1 DELINEAMENTO DA PESQUISA E COMPOSIÇÃO DA AMOSTRA

Para a análise dos eventos biomecânicos relacionados ao equilíbrio corporal, foram recrutados voluntários do sexo feminino, dispostos a participar do presente estudo. Estes foram submetidos à análise de forças verticais de reação do solo (análise dinamométrica), análise cinemática tridimensional e análise eletromiográfica durante a permanência sobre uma prancha de equilíbrio, com oscilação ântero-posterior, em quatro condições (descalço, uso de tênis habitual, tênis instável e imobilização de tornozelo), que serão detalhadas posteriormente.

A prancha de equilíbrio utilizada no presente estudo foi da marca Carci, nas seguintes dimensões: 0,90x0,60x0,15m (comprimento x largura x altura), constituída de madeira em sua base, revestida com material sintético antiderrapante na região superior (Figura 6).

Para a seleção dos sujeitos participantes, foram estabelecidos critérios de inclusão e exclusão, que foram:

- **Crítérios de inclusão:** mulheres com idade entre 20 a 35 anos que fazem uso de calçado de número 36 ou 37; valores de índice de massa corpórea (IMC) dentro da normalidade, pois segundo Alonso et al. (2012), em condições instáveis, o elevado IMC gera influência sobre o equilíbrio postural. Também foi adotado como critério de inclusão o resultado “negativo” para os testes de equilíbrio de Romberg, Romberg-Barré e Jendrassik, de acordo com os protocolos de Formigoni e Gobbi (1999) e Ganança (1998):

Teste de Romberg (avaliação da ântero ou retropulsão): indivíduo na posição ortostática, calcanhares unidos, pontas dos pés separadas em 30 graus, cabeça reta, braços ao longo do corpo, posição anatômica e olhos fechados por um minuto. O teste é considerado positivo se houver queda.

Manobra de Romberg-Barré (avaliação da lateropulsão): indivíduo na posição ortostática, com um pé diante do outro, em linha reta (para promover diminuição da base de sustentação). O teste é considerado positivo se houver queda.

Manobra de Jendrassik: indivíduo na posição ortostática, com as mãos em oposição e cotovelos na horizontal. O teste é considerado positivo se houver queda.

- **Crítérios de exclusão:** indivíduos com diagnóstico médico de vestibulopatia; cerebelopatia; distúrbios centrais ou periféricos que afetem o equilíbrio corporal; realização de cirurgia nos

últimos 6 meses; presença de lesão musculoesquelética nos membros inferiores; perda parcial ou total da visão; indivíduos diabéticos com neuropatias periféricas e quaisquer outras condições que resultem em perdas nas funções dos sistemas visual, somatossensitivo e vestibular.

A amostra da pesquisa foi formada pelas voluntárias que corresponderam a todos os critérios de inclusão, que não apresentaram nenhum dos fatores de exclusão mencionados, que tinham disponibilidade e interesse em participar do presente estudo, resultando no número de amostra final de doze voluntárias, sendo onze destros e uma sinistra.

As participantes do estudo foram convidadas a comparecer ao Laboratório de Biomecânica nos dias e horários previamente agendados, para a realização do procedimento experimental e receberam um material informativo contendo a explicação do procedimento realizado, as recomendações da vestimenta adequada para a coleta, bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice A). Neste termo, estão explicados os objetivos e as justificativas para a realização do estudo, os riscos e benefícios aos quais foram expostas, e demais itens descritos nas Diretrizes do Conselho Nacional de Saúde (Resolução 196/96). Após a leitura do documento, foram esclarecidas todas as dúvidas das voluntárias, que posteriormente assinaram duas vias do termo. Uma das vias permaneceu com a voluntária e a outra com a pesquisadora. Foi também garantido à voluntária o direito de se recusar a participar do estudo em qualquer momento, sem nenhum prejuízo ao seu tratamento. Também foi informado às mesmas o telefone da pesquisadora para a solução de quaisquer dúvidas que pudessem surgir posteriormente.

Este estudo foi realizado na Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (FEG/UNESP), no Departamento de Mecânica, após a autorização para sua realização (Anexo A). O estudo foi submetido à avaliação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Pindamonhangaba (Protocolo 210/2013) – CEP/FAPI (Anexo B).

Para melhor compreensão da metodologia empregada neste estudo, primeiramente são detalhados os procedimentos gerais da coleta de dados e, posteriormente, os procedimentos específicos referentes aos três métodos utilizados (dinamometria, cinemetria e EMG).

3.2 BANCADA EXPERIMENTAL

3.2.1 Procedimentos experimentais gerais

Os indivíduos que se dispuseram a participar do trabalho foram submetidos à avaliação, com uso da Ficha de Avaliação (Apêndice B). Foram verificados o peso e a altura das participantes, assim como a avaliação antropométrica das seguintes medidas: distância do maléolo lateral até o chão, maléolo medial-chão, maléolo lateral-cabeça do 5º metatarso, bilateralmente. Essas medidas foram utilizadas para a análise cinemática tridimensional.

As voluntárias foram orientadas a utilizar roupas confortáveis e que permitissem a visualização das estruturas anatômicas analisadas.

A coleta foi realizada em dois dias, sendo o primeiro dia destinado à familiarização do sujeito sobre a prancha de equilíbrio e realização da contração voluntária máxima (CVM). O segundo dia foi dedicado à realização da oscilação livre, nas quatro condições determinadas (descalço; tênis habitual; tênis instável; imobilização parcial do tornozelo).

O primeiro contato das voluntárias com a prancha de equilíbrio foi feito na condição descalça, com o apoio dos membros superiores em um suporte metálico vertical, localizado lateralmente à prancha, para garantir a segurança das mesmas. Além disso, a pesquisadora e um auxiliar estiveram presentes do lado oposto ao suporte e posteriormente à voluntária.

Previamente ao início da coleta de dados, as voluntárias permaneceram sobre a prancha de equilíbrio até que se sentissem familiarizadas com a mesma, para que o aprendizado motor das participantes em relação à prancha fosse nivelado. Após a familiarização, permaneceram em repouso por 5 minutos, para recuperação muscular. Optou-se por avaliar a oscilação ântero-posterior dos sujeitos sobre a prancha, pois segundo Kraemer e Tairova (2011), os maiores deslocamentos corporais ocorrem nesse eixo.

Em todos os procedimentos, foi dada a orientação às voluntárias de manter uma distância de 20 cm entre os pés, sobre a plataforma, conforme as recomendações de Duarte e Freitas (2010).

Para a realização da CVM, foi dada a orientação para o sujeito permanecer sobre a prancha inclinada para a região anterior (pés totalmente apoiados sobre a plataforma, com apoio plantar predominante sobre a região do antepé), durante 5 segundos, com três repetições. Depois, foi repetido o mesmo procedimento, também por três vezes, com inclinação posterior (pés totalmente apoiados sobre a plataforma, com apoio plantar predominante sobre a região do retropé).

A coleta do movimento em oscilação livre consistiu no deslocamento livre sobre a

prancha, com oscilações anteriores e posteriores, durante 10 segundos, com 5 repetições em cada condição (descalço, tênis habitual, tênis instável e imobilização). Estas características metodológicas foram definidas com base no estudo de Duarte e Freitas (2010), que afirmam que tarefas que geram perturbação à postura não necessitam de um longo período de duração, e que muitas repetições podem gerar fadiga e conseqüente aumento da oscilação corporal. Não foi dada nenhuma orientação aos sujeitos em relação à amplitude de oscilação sobre a prancha; o deslocamento foi realizado livremente, dentro dos limites subjetivos da estabilidade individuais.

A seqüência da coleta de dados foi realizada da seguinte forma, em todos os sujeitos: descalço, tênis habitual, tênis instável e, por fim, imobilização unilateral parcial do tornozelo. Foi solicitado a cada voluntária levar para a coleta um par de tênis de uso habitual com um par de meias, para a realização da coleta de dados.

O par de tênis instável utilizado neste estudo foi fornecido pela pesquisadora e apresenta as seguintes características: marca Reebok®, modelo *Easytone* (Figura 10), nos tamanhos 36 e 37. Ele é considerado instável em função da presença de um solado com a superfície convexa nas regiões do antepé e retropé. Esta superfície projeta uma natural instabilidade durante a marcha e atividades cotidianas realizadas com o calçado. Ele é constituído de cabedal em *nylon*, revestimento em tecido confortável e macio, com entressola de E.V.A. e solado em borracha de carbono, segundo informações fornecidas pelo fabricante (Disponível em: <http://www.reebok.com.br/>). As superfícies convexas no antepé e retropé tem o formato de duas elipses, com áreas aproximadas de 30,6 cm² e 21,2 cm², respectivamente.

Figura 10 - Tênis instável Reebok Easytone ®

Fonte: (<http://www.reebok.com.br/>). Acesso em: 10 jun. 2013.



Para a realização da imobilização unilateral parcial do tornozelo, foram seguidos os seguintes procedimentos:

- a) medida da ADM total do movimento de flexão plantar - dorsiflexão (no plano sagital) da articulação do tornozelo, no membro inferior dominante, por meio de um goniômetro, com o sujeito sentado, seguindo as recomendações do manual de goniometria de Marques (2003);
- b) cálculo de 50% da ADM total da articulação do tornozelo, obtida previamente;
- c) imobilização parcial de tornozelo, feita por meio de duas ataduras ajustáveis elásticas, de cor branca, com sobreposição de uma tornozeleira de compressão, de cor preta, até que fosse atingida a restrição desejada, verificada novamente pelo goniômetro;
- d) colocação de um marcador anatômico (esfera de isopor) sobre o maléolo lateral do membro inferior imobilizado (foi utilizada uma tornozeleira na cor preta, para que houvesse contraste na visualização do marcador de isopor, de cor branca).

Para a realização da imobilização, foram utilizadas três ataduras ajustáveis elásticas, da marca Mercur ® e uma tornozeleira de compressão da marca Tensor ®, todas no tamanho P. A Figura 11 mostra um tornozelo imobilizado, seguindo os procedimentos descritos anteriormente, com um marcador anatômico (esfera de isopor) na região do maléolo lateral.

Figura 11 - Tornozelo imobilizado em 50% da ADM completa no plano sagital



Fonte: Autor.

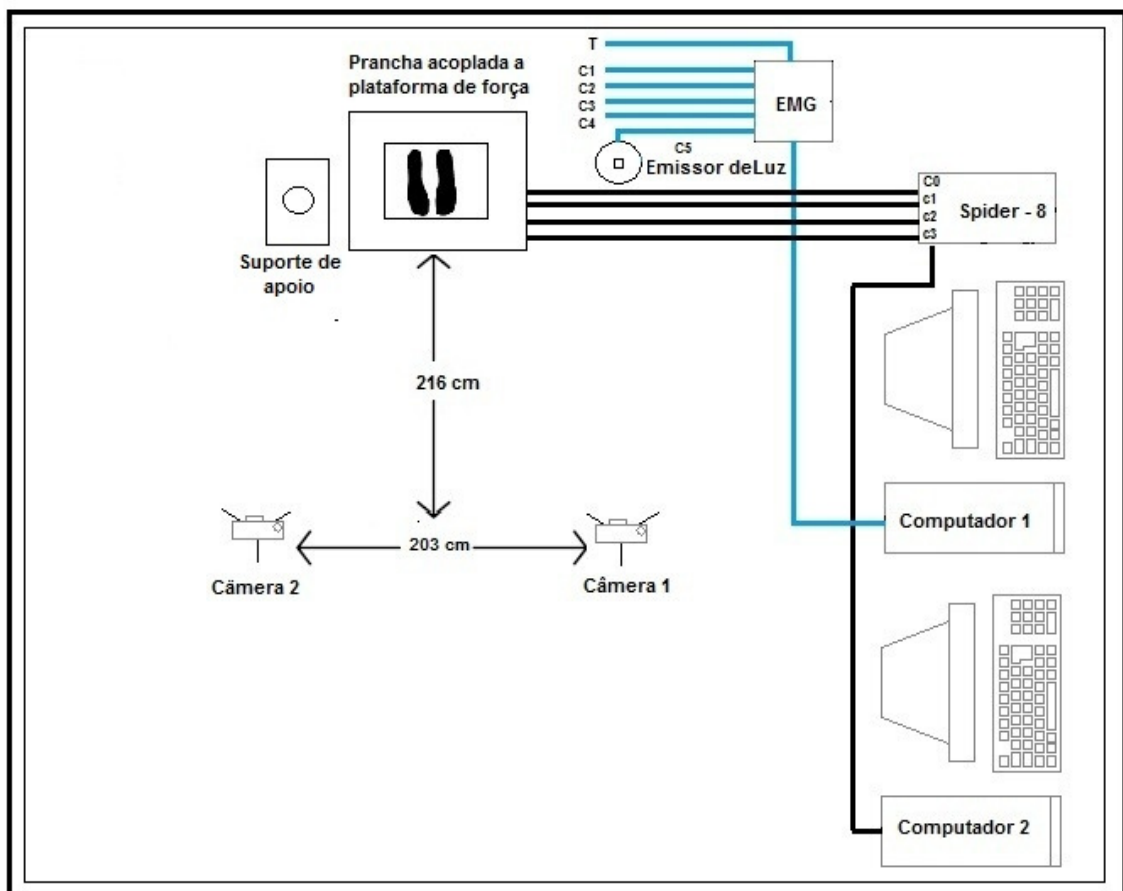
No intervalo de cada repetição da CVM, assim como nos intervalos das oscilações livres, foi dado um período de repouso de 2 (dois) minutos para as voluntárias, na postura sentada, para permitir a recuperação muscular e evitar a fadiga.

Em todas as ocasiões, a subida e descida das voluntárias na prancha de equilíbrio foi realizada pela região posterior da mesma, com apoio de um suporte metálico vertical, localizado no lado direito do sujeito, além do auxílio da pesquisadora, no lado esquerdo.

No início de cada coleta, um emissor de luz foi acionado, para que ocorresse a sincronização temporal dos dados eletromiográficos e cinemáticos. A partir de um comando verbal dado pela pesquisadora, foram acionadas as duas câmeras.

A pesquisadora monitorou os dados de um computador, assim como os procedimentos realizados pelas voluntárias. Um terceiro auxiliar foi responsável pela manipulação do outro computador e o acionamento do sinalizador. Dessa forma, a bancada experimental foi organizada da seguinte maneira (Figura 12): a prancha de equilíbrio, acoplada à plataforma de força, conectou-se ao condicionador de sinais para plataforma de forças, da marca HBM, modelo Spider 8 ®.

Figura 12 - Bancada experimental do presente estudo



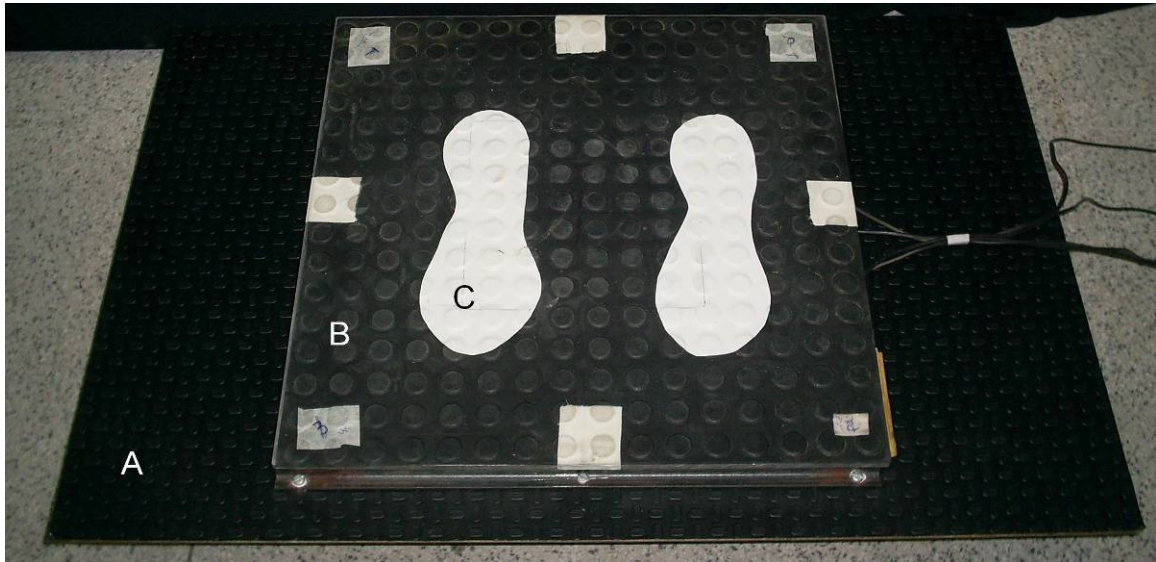
Para a análise eletromiográfica, os quatro canais dos eletrodos de superfície, o eletrodo terra e canal do emissor de luz foram conectados ao condicionador, da marca *EMG System do Brasil*[®], modelo 830C, número de série 00414, com oito canais, frequência de amostragem de 2000 Hz, com amplificação do sinal de 2000 vezes; o filtro foi ajustado na faixa de 10 Hz a 500 Hz, de quarta ordem, com tempo de análise de 10 segundos. Foi utilizada uma bateria Li-PO de 11,1V e 1,8A/h, modelo BTD110203/11, para eliminar a interferência dos sinais da rede elétrica. Do lado direito do sujeito, foi posicionado um suporte de apoio, para garantir a segurança do participante ao subir e descer da prancha de equilíbrio. Para a análise cinemática, foram utilizadas duas câmeras digitais da marca Casio, modelo Exilim/ EX-ZR200, com 16,1 *megapixels*, lente ultra angular de 24 mm com *zoom* ótico de 12,5x, processador com gravações de alta velocidade, ajustada no modo STD (640x480), com frequência de captura das imagens de 30 Hz, posicionadas sobre tripés, que se mantiveram fixados na superfície a uma altura de 111 cm em relação ao chão, distância de 203 cm lateralmente entre elas e 216 cm entre elas e o sujeito. Foram adotadas estas distâncias a fim de permitir a visualização corporal total do sujeito. As câmeras foram controladas por dois auxiliares e mantiveram-se isoladas dos demais equipamentos por meio de faixas, para manter o exato posicionamento e a fidedignidade dos dados coletados em cinemetria.

3.2.2 Análise dinamométrica

Para a verificação das forças de reação verticais, foi utilizada uma plataforma de força posicionada sobre a prancha de equilíbrio (Figura 13). Para que não houvesse interferência nos dados cinéticos coletados, a plataforma se fixou à prancha por meio de dois batentes metálicos paralelos com 505 mm de comprimento cada, numa distância de 500 mm entre si, parafusados sobre a prancha (Figura 14). Foram feitos testes prévios ao início da coleta de dados, a fim de garantir a segurança dos sujeitos sobre a prancha, para que não houvesse a ocorrência de deslizamento da plataforma durante a coleta de dados.

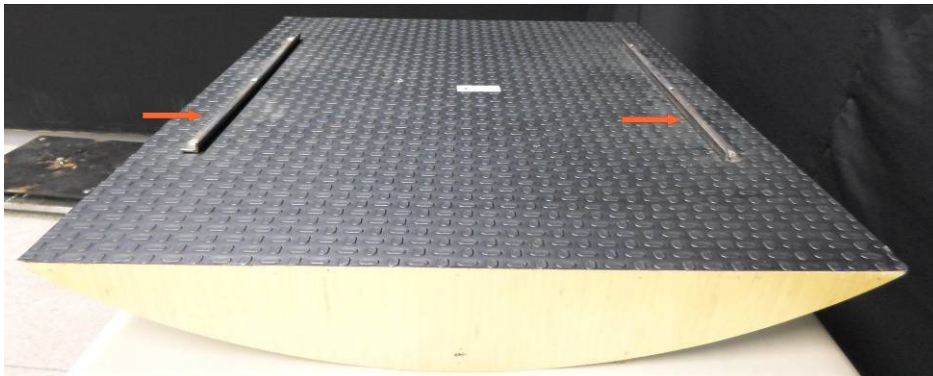
A plataforma de força utilizada neste estudo foi produzida no laboratório de Biomecânica da FEG, com chapa de alumínio 5052, tamanho 500 x 500 mm, com quatro pés articulados por esferas em sua base e capacidade de carga de 3600N.

Figura 13 - Plataforma de força sobre a prancha de equilíbrio
(A: prancha de equilíbrio; B: plataforma de força; C: adesivo para posicionamento dos pés).



Fonte: Autor.

Figura 14 - Batentes metálicos paralelos sobre a prancha de equilíbrio



Fonte: Autor.

As forças de contato dos pés dos sujeitos com a base da prancha de equilíbrio foram medidas por sensores denominados extensômetros (*strain gages*), que foram fixados em 4 células de carga, localizadas nas quatro extremidades da plataforma. Os sensores foram dispostos em circuitos do tipo ponte completa de *Wheatstone*, que apresentam maior sensibilidade para medidas de pequenas variações de resistência, de acordo com Fialho (2005). As células de carga utilizadas apresentam capacidade de 900 N cada, sensibilidades de

2 mV/V, corpo em aço 4340. Os extensômetros utilizados foram do modelo J2A – 06 – SO38 – 350; fator de ganho 2, fabricante MM (4 peças).

Foi colocado um tapete de borracha antiderrapante (Figura 13.B) sobre a plataforma de força, para evitar o deslizamento dos sujeitos sobre a mesma. Para padronização do local de posicionamento dos pés, foram colocados adesivos brancos (Figura 13.C), onde os sujeitos foram orientados a se manter.

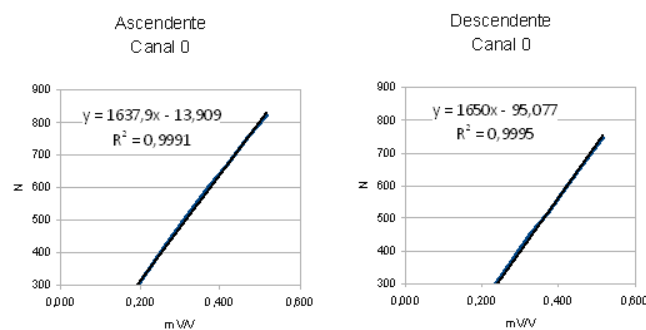
3.2.2.2 Calibração da plataforma de força

Foram realizadas calibrações independentes para as quatro células de carga da plataforma. O quadrante posterior esquerdo foi conectado ao canal 0, o posterior direito ao canal 1, enquanto o quadrante anterior esquerdo foi conectado ao canal 2 e o anterior direito ao canal 3 do Spider 8 ®. As informações provenientes dos extensômetros, dadas em mV/V, foram amplificadas e enviadas para o computador, no qual através do software Catman Easy ® da HBM estes dados foram armazenados e manipulados.

As anilhas com massas de 5, 7 e 10 kg foram colocadas gradualmente sobre os quatro quadrantes da plataforma instrumentada sobre a prancha de equilíbrio, a fim de reproduzir as mesmas condições da coleta de dados. Foram feitas calibrações de forma ascendente (com início da medição com a plataforma sem carga, acrescentando-se gradualmente as anilhas), de 0 N a 823,84 N e descendente (procedimento inverso).

As Figuras 15 e 16 apresentam os gráficos com os valores das médias resultantes das três calibrações, acompanhadas das respectivas equações da reta, as linhas de tendência e a correlação (R^2) encontrada entre mV/V e N.

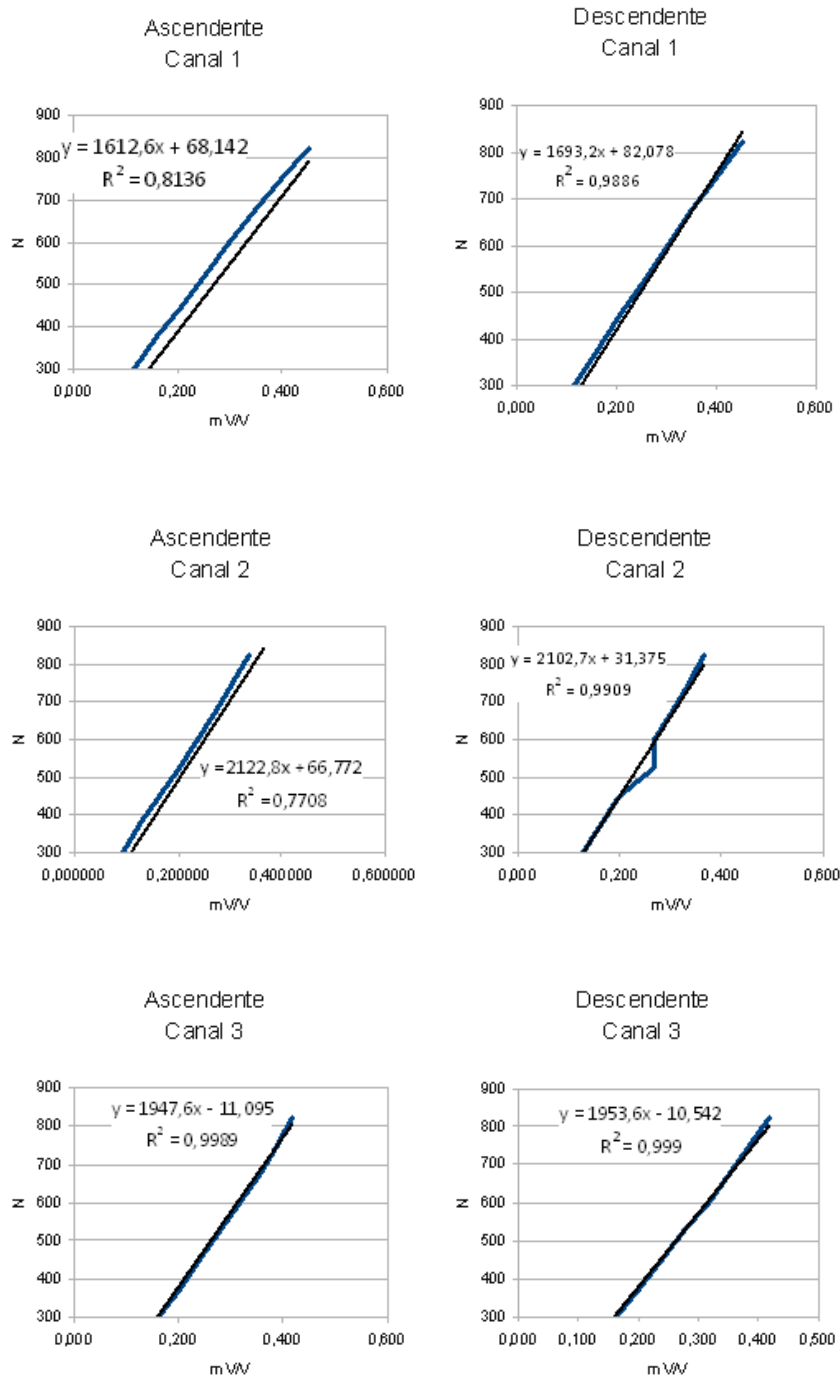
Figura 15 - Dados da calibração ascendente e descendente do canal 0 da plataforma de força.



Fonte: Autor.

Figura 16 - Dados da calibração ascendente e descendente dos canais 1,2 e 3 da plataforma de

força.



Fonte: Autor.

3.2.2.5 Critérios adotados para a análise dos dados dinamométricos

Foram analisados separadamente os sinais da plataforma dos canais 0 e 1, que correspondem à região de contato do retopé, e 2 e 3, que correspondem ao antepé. Foi realizada a somatória de forças exercidas pelo antepé e retopé, seguida do cálculo da média desta somatória no intervalo de tempo estabelecido. Posteriormente, foram também analisados

os quatro canais em conjunto, repetindo o mesmo procedimento anterior, para conhecimento da força total realizada pelo sujeito. A normalização dos dados foi feita através do peso corporal de cada voluntária, dado em Newton (N).

3.2.2.6 Variáveis analisadas em dinamometria

Na análise dinamométrica, foram analisadas as seguintes variáveis: força total normalizada pelo peso corporal dos sujeitos, força nos canais anteriores e posteriores separadamente (valores absolutos e normalizados), média dos picos de força posteriores e anteriores (valores absolutos e normalizados), tempo dos ciclos de oscilação, todos acompanhados do cálculo da média e desvio padrão, nas quatro condições analisadas (descalço, tênis habitual, tênis instável e imobilização), comparando os valores dos 12 sujeitos entre si.

Posteriormente, foi realizada a análise intra-sujeito, comparando os dados obtidos na CVM com os da oscilação livre.

3.2.2.7 Armazenamento dos dados

Os dados foram exportados para o *software Microsoft Excel*®, para posterior análise e apresentação dos dados através de tabelas e gráficos.

3.2.3 Análise cinemática

Os marcadores anatômicos consistiram em esferas de isopor de 15 mm de diâmetro cada, posicionadas com fita dupla face, bilateralmente, sobre as seguintes estruturas anatômicas: em frente ao meato acústico externo, acrômio, epicôndilo lateral, processo estilóide da ulna, espinha ilíaca ântero-superior, linha articular do joelho, maléolo lateral e cabeça do quinto metatarso, exatamente nesta ordem. Este modelo antropométrico adotado foi proposto por Winter (1990), que foi utilizado para determinar o centro de massa e o raio de giração dos segmentos corporais em função dos comprimentos dos mesmos, além da massa dos segmentos corporais em função da massa total do sujeito, como pode ser visto na Tabela 1:

Tabela 1 - Modelo antropométrico proposto por Winter.

Segmento	Massa Corporal Total (M)
Mão	0,006 M
Braço	0,028 M
Pé	0,0145 M
Coxa	0,100 M
Coxa + Perna + Pé	0,161 M
Tronco	0,497 M
Antebraço	0,016 M
Antebraço e Mão	0,022 M
Perna	0,0465 M
Pé + Perna	0,061 M
Cabeça e Pescoço	0,081 M

Fonte: (WINTER, 1990).

Foram também colocados quatro marcadores nas extremidades da prancha de equilíbrio, o que totalizou 20 pontos de referência em cada imagem analisada. Todas as estruturas anatômicas, assim como a prancha de equilíbrio, foram marcadas primeiramente no lado esquerdo do sujeito, exatamente na sequência descrita anteriormente.

Um aparelho emissor de luz, alimentado por bateria, foi o instrumento utilizado para a sincronização temporal das duas câmeras digitais. O sinal luminoso emitido por este instrumento também foi registrado no gráfico de sinais do eletromiógrafo.

3.2.3.1 Calibração espacial

Para a realização da análise cinemática tridimensional, foi utilizado um calibrador composto por seis fios de prumo fixados no teto do laboratório, feitos com fios de *nylon* e peso de chumbo na extremidade inferior. As esferas de isopor presentes nos fios foram de 15 mm de diâmetro, com 10 esferas em cada fio, fixadas em dois trilhos paralelos de alumínio exatamente no local onde foi realizada a coleta de dados. Esse procedimento permitiu a calibração espacial das coordenadas dos eixos x, y e z, para posterior reconstrução das posições dos sujeitos sobre a prancha.

Foi definida uma distância entre os fios de 45 cm no eixo y e de 50 cm no eixo x, o que resultou numa área adequada para compreender os movimentos realizados durante a coleta de dados (Figura 17).

Figura 17 - Imagem do calibrador captada pela câmera 1, com as respectivas coordenadas.



. Fonte: Autor.

Após a realização desta etapa, foram detectados 42 pontos para serem adotados como referência para o cálculo do coeficiente através do método DLT (*Direct Linear Transformation*), com a utilização de 7 pontos de cada fio de prumo na calibração. Os vídeos captados pelas câmeras foram desentrelaçados por meio do *software* Kinovea[®] e posteriormente armazenados em ambiente Matlab[®].

Para a calibração, as duas câmeras captaram as imagens durante 30 segundos, para que houvesse a sincronia entre as mesmas. O acionamento do sinalizador foi considerado o sinal para o início da captação das imagens.

Foram desenvolvidos no laboratório de Biomecânica da FEG-UNESP os programas denominados “rec_balance.m”, “rec_carga.m” e “marcaptas_carga.m” em ambiente Matlab[®], para a realização da calibração espacial e reconstrução 3D das coordenadas anatômicas.

Foi assegurada a mesma seqüência de marcação dos pontos de cada sujeito e da prancha de equilíbrio em cada imagem analisada. A calibração espacial foi realizada nas imagens provenientes das duas câmeras e através de DLT foi feita a transformação dos *pixels* em

milímetros.

Para verificar a precisão da calibração, foram utilizadas as referências das coordenadas cartesianas da calibração, como pode ser visto na Tabela 2:

Tabela 2 - Coordenadas cartesianas utilizadas na calibração.

Pts	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)	Pts	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)	Pts	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)
1	0	0	26	15	0	45	27	29	0	90	24,5
2	0	0	56,5	16	0	45	58,5	30	0	90	55,5
3	0	0	86,5	17	0	45	90	31	0	90	86,5
4	0	0	117,5	18	0	45	122	32	0	90	118
5	0	0	148,5	19	0	45	153,5	33	0	90	149
6	0	0	180,5	20	0	45	184,5	34	0	90	180
7	0	0	211,5	21	0	45	215,5	35	0	90	211,5
8	50	0	23	22	50	45	26	36	50	90	23
9	50	0	54,5	23	50	45	56	37	50	90	52
10	50	0	85,5	24	50	45	86,5	38	50	90	83
11	50	0	116,5	25	50	45	118	39	50	90	114,5
12	50	0	147,5	26	50	45	148	40	50	90	146
13	50	0	178	27	50	45	179	41	50	90	177,5
14	50	0	210	28	50	45	210	42	50	90	209

Fonte: Autor.

Dos 42 pontos das coordenadas cartesianas apresentados na Tabela anterior, foram utilizados 4 para a análise de precisão, com base no estudo de Rosa (2010). Estes pontos foram adotados em função de sua localização extrema, que costumam apresentar maior erro no processo de reconstrução.

Tabela 3 - Pontos extremos analisados para teste de precisão.

Pts	Conhecidos			Reconstruídos		
	X(cm)	Y(cm)	Z(cm)	X(cm)	Y (cm)	Z (cm)
1	0	0	26	0,455	0,195	26,38
8	50	0	23	49,691	0,354	22,94
35	0	90	211,5	1,137	89,847	210,470
41	50	90	177,5	50,109	89,652	177,254

Fonte: Autor.

Foi realizado o cálculo das distâncias entre dois pontos conhecidos, para a análise de precisão de reconstrução. Para isso, a seguinte equação foi aplicada:

$$\text{Erro} = L_0 - L_1$$

Sendo:

L_0 = distância calculada de pontos conhecidos

L_1 = distância calculada de pontos reconstruídos

Foi utilizada a equação para cálculo da distância do ponto conhecido e para o ponto reconstruído:

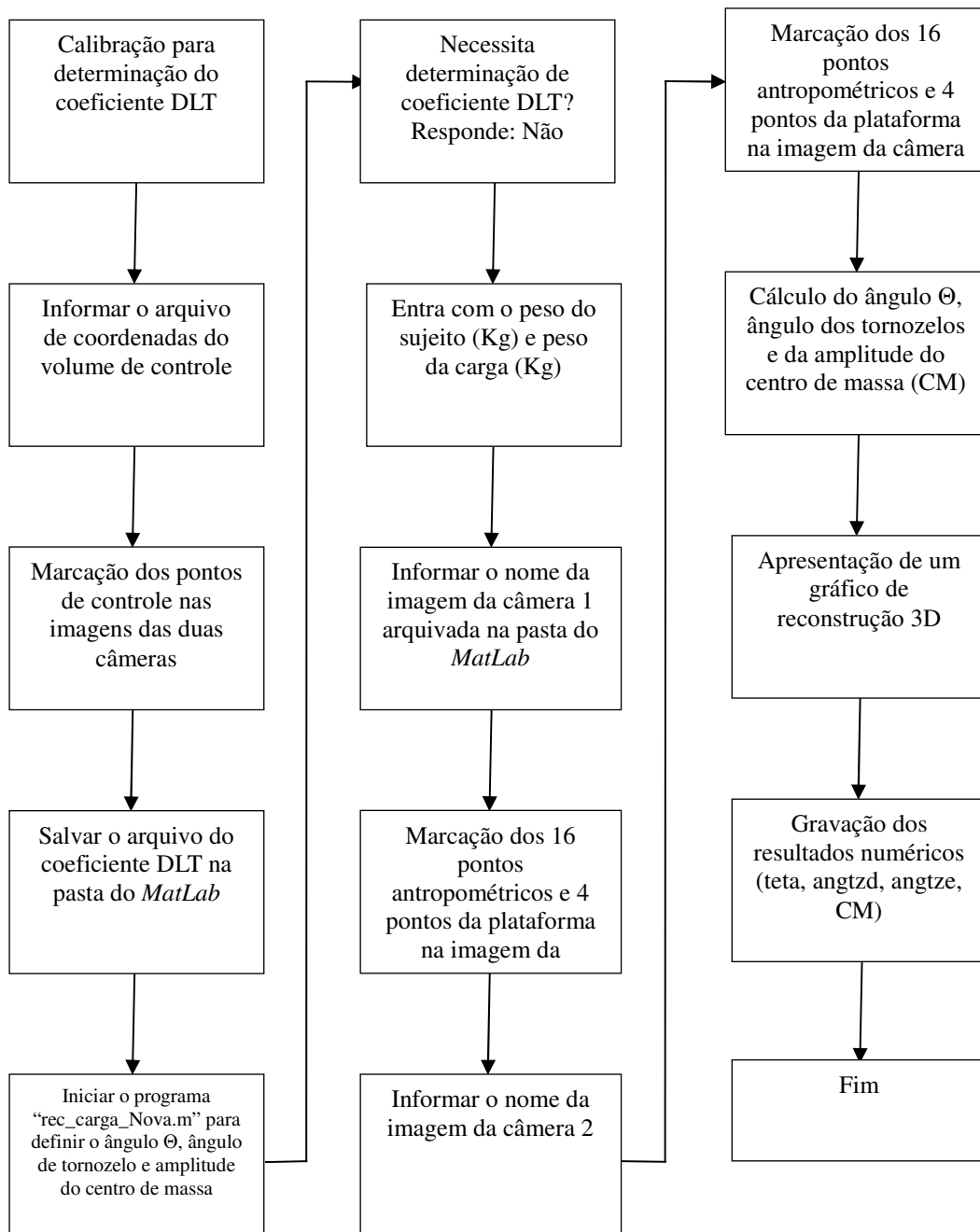
$$L = [(X_0 - X)^2 + (Y_0 - Y)^2 + (Z_0 - Z)^2]^{1/2}$$

Calculou-se a precisão entre os pontos 1/35 e também para os pontos 8/41, obtendo-se o erro de 0,882 cm e 0,945 cm, respectivamente, o que equivale a 0,48% e 0,44% do valor. Estes dados mostram que o sistema de calibração utilizado no presente estudo tem uma pequena margem de erro de reconstrução, considerada aceitável.

3.2.3.3 Análise no Matlab®

Foram calculadas as seguintes variáveis: ângulo de tornozelo direito e esquerdo, ângulo de inclinação da prancha de equilíbrio e centro de massa do sujeito. Ao ser digitado na janela de comando, no ambiente Matlab®, o programa solicitava o valor da massa (Kg) do sujeito, seguido das imagens das câmeras 1 e 2, nesta ordem. As etapas dos procedimentos realizados no Matlab® podem ser compreendidas por meio do seguinte fluxograma (Figura 18).

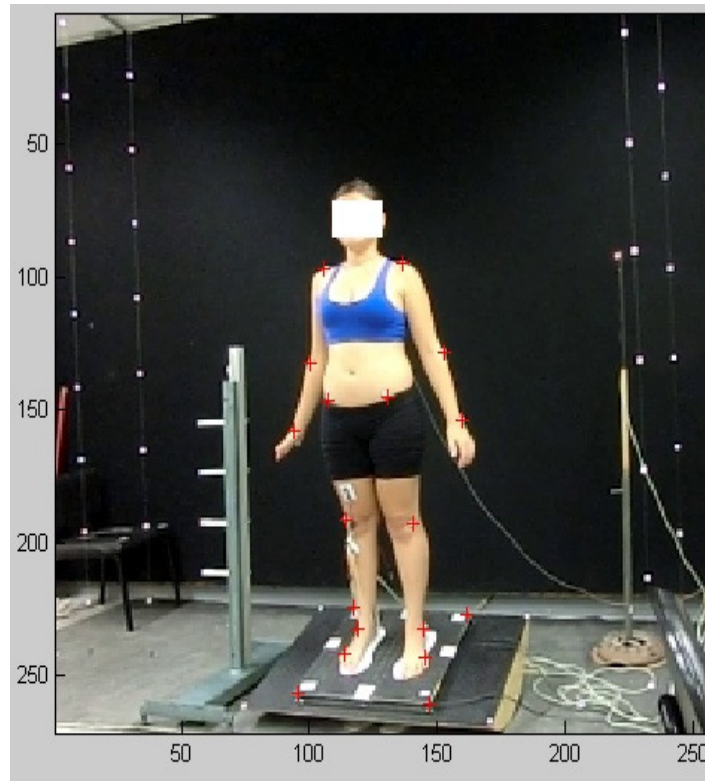
Figura 18 - Fluxograma com os procedimentos realizados no programa Matlab®.



Fonte: Autor.

A Figura 19 apresenta a imagem captada pela câmera 1 e analisada no Matlab®, com os pontos anatômicos de interesse e as extremidades da plataforma de força marcados por uma cruz vermelha.

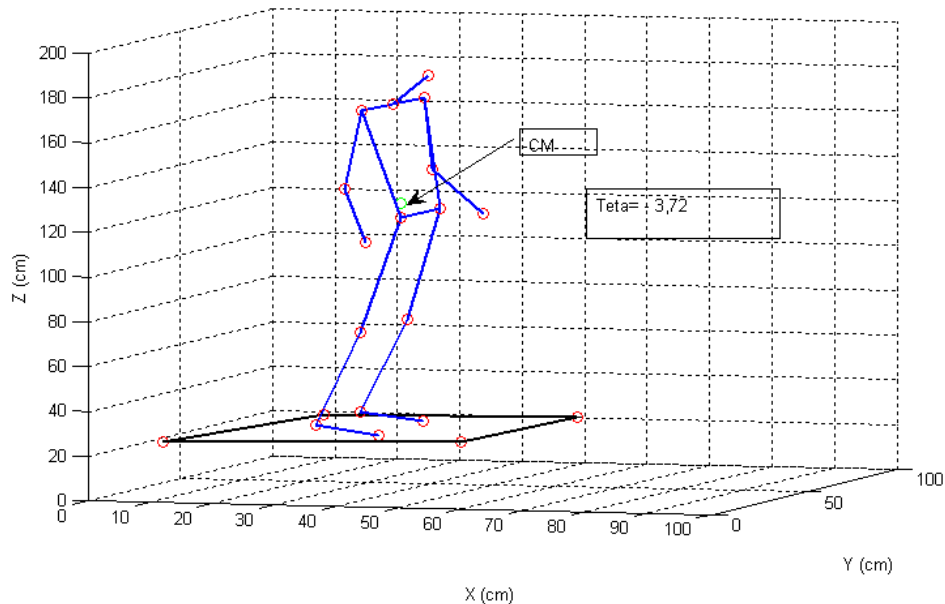
Figura 19 - Imagem do Matlab ® com os pontos de referência marcados.



Fonte: Autor.

A marcação dos 40 pontos, provenientes das imagens das duas câmeras, resultou em uma imagem tridimensional (Figura 20). Os pontos vermelhos representam as extremidades das estruturas estudadas e o ponto verde representa a localização do centro de massa do sujeito, naquela condição. O programa também forneceu os valores calculados das variáveis citadas anteriormente. Este procedimento foi realizado para todas as repetições e condições estudadas.

Figura 20 - Imagem captada do Matlab ® com a reconstrução tridimensional de um sujeito sobre a prancha.



Fonte: Autor.

3.2.3.4 Critérios adotados para a análise dos dados cinemáticos

Os dados da análise cinemática foram analisados seguindo o seguinte critério: para a contração voluntária máxima, foi analisado o quinto quadro (*frame*) após o acender da luz, pois a partir deste instante, os sujeitos apresentaram estabilidade postural na condição solicitada (oscilação anterior ou posterior). Este critério foi adotado para todas as condições estudadas (descalço, tênis habitual, tênis instável e imobilização).

Para a oscilação livre, foram analisadas a primeira oscilação anterior, posterior e neutra (nesta ordem) após o acender da luz, pois, como os sujeitos foram orientados a iniciar a oscilação antes do acender da luz, este instante refletiu uma situação real do comportamento biomecânico dos mesmos.

3.2.3.5 Variáveis analisadas em cinemetria

Através da análise cinemática tridimensional, foram extraídas as seguintes variáveis: ângulo do tornozelo esquerdo e direito, ângulo Θ (inclinação da prancha de equilíbrio, representado pela letra grega Θ), centro de massa; todas as variáveis foram analisadas nas

quatro condições estudadas (descalço, tênis habitual, tênis instável e imobilização). Na CVM e na oscilação livre, estes dados foram extraídos na oscilação anterior e posterior, também comparando os valores dos 12 sujeitos entre si.

Posteriormente, foi realizada a análise intra-sujeito, comparando os dados obtidos na CVM com os da oscilação livre.

3.2.4 Análise eletromiográfica

Conectados ao eletromiógrafo, foram utilizados eletrodos do modelo Meditrace 100, do fabricante Kendall®, composto de hidrogel adesivo e condutivo, resistentes a fluidos, no formato de gota, que foram aderidos à pele dos sujeitos, após a assepsia da região com algodão embebido em álcool 70%, para a diminuição da impedância entre a pele e o eletrodo. Não foi necessária a realização de tricotomia local, pois os sujeitos não apresentavam pêlos nas regiões analisadas.

Foi adotado o protocolo SENIAM (*Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) para a determinação da distância entre eletrodos de 20 mm (de centro a centro), em função da influência sobre o comprimento de banda das frequências e a amplitude do sinal eletromiográfico. O mesmo protocolo foi utilizado para a padronização dos locais de fixação dos eletrodos de superfície, ilustrados abaixo. A Figura 21 mostra os locais de colocação dos eletrodos nos músculos estudados. Os pontos azuis referem-se aos pontos anatômicos de referência e a cruz vermelha refere-se ao ponto de colocação dos eletrodos (entre o ponto motor e o tendão distal do músculo em questão).

O eletrodo de referência foi posicionado sobre o processo espinhoso da sétima vértebra cervical (C7). Foram utilizados cinco canais do eletromiógrafo, dispostos da seguinte maneira, como é visto no quadro 2:

Quadro 1 - Canais do eletromiógrafo e os respectivos músculos analisados.

Canal	Músculo
1	Reto femoral
2	Tibial anterior
3	Gastrocnêmio medial
4	Gastrocnêmio lateral

Fonte: Autor.

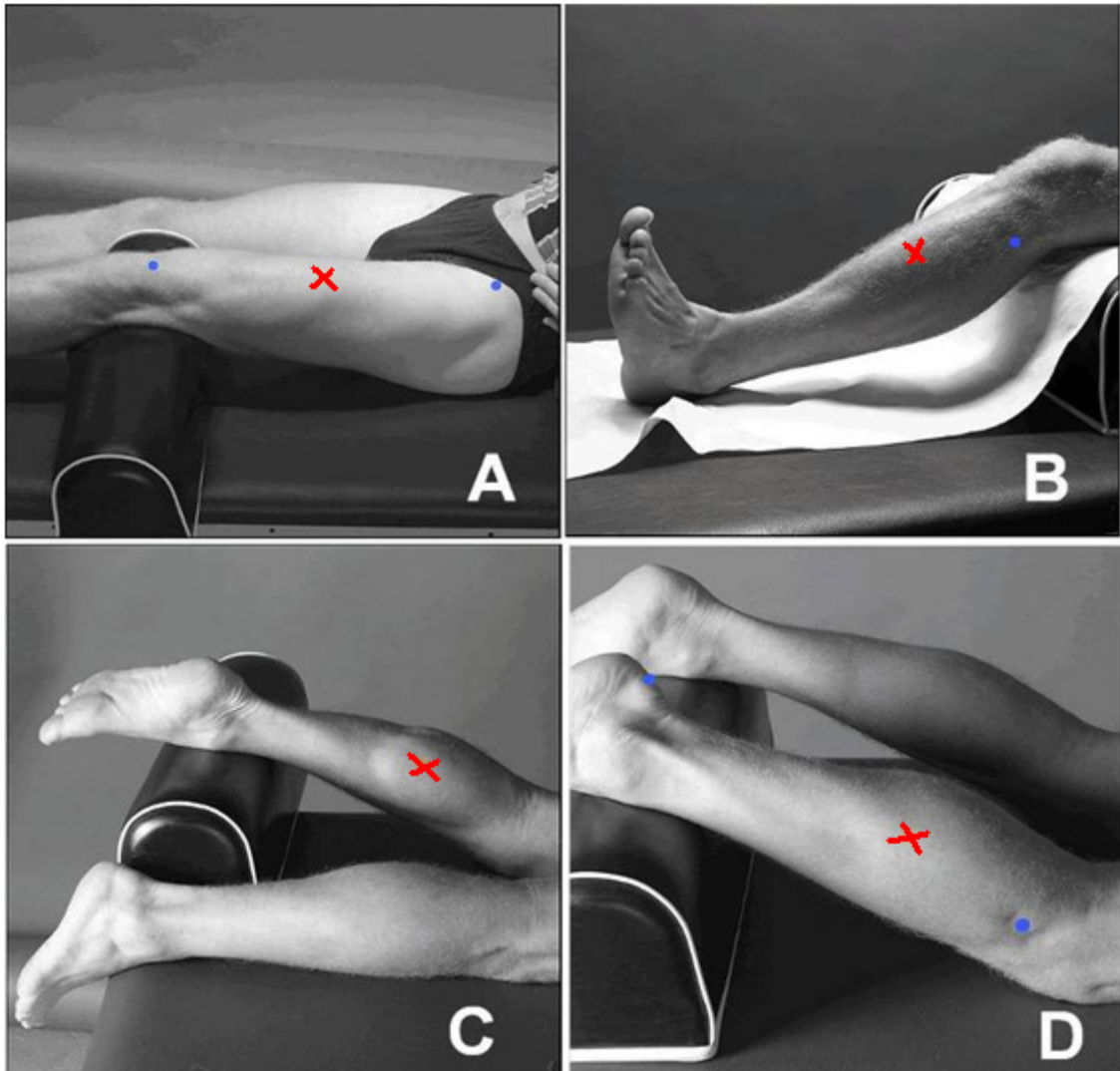


Figura 21 - Localização dos eletrodos nos músculos (A: reto femoral; B: tibial anterior; C: gastrocnêmio medial; D: gastrocnêmio lateral).

Fonte: adaptado de (SENIAM, 2013)

O quinto canal foi utilizado para o sinalizador, para a sincronização temporal dos dados cinemáticos e eletromiográficos. Os músculos analisados referem-se aos do lado dominante de cada sujeito, para a padronização da amostra, pois segundo Bankoff et al. (2006), pode existir uma diferença considerável no que se refere à atividade muscular entre o membro inferior dominante e o não-dominante, em estudos relacionados ao equilíbrio corporal.

3.2.4.5 Critérios adotados para a análise dos dados eletromiográficos

Para a sincronização temporal dos dados eletromiográficos com os cinemáticos, foi necessário analisar a frequência da coleta de dados de cada método. Enquanto na EMG os dados foram coletados numa frequência de 2000 Hz, na análise cinemática esta se deu em 30 Hz. Portanto, cada quadro fragmentado na análise cinemática correspondeu a, aproximadamente, 67 dados da EMG. Assim, foi realizado o cálculo do RMS no intervalo de dados correspondente aos critérios adotados na análise cinemática, para que fosse possível assegurar a sincronização temporal adequada das informações coletadas.

3.2.4.6 Variáveis analisadas na EMG

Na análise eletromiográfica, foram extraídos os valores de RMS dos músculos reto femoral, tibial anterior, gastrocnêmio medial e lateral do membro dominante dos sujeitos, nas quatro condições estudadas, em todas as repetições realizadas, comparando os valores dos 12 sujeitos entre si.

A análise da CVM serviu como referência para a normalização dos resultados obtidos na oscilação livre de cada sujeito.

3.3 COLETA E TRATAMENTO DOS DADOS

Para a análise estatística dos dados coletados, foram utilizados os seguintes softwares: Microsoft Office Excel ® e Minitab® versão 14.0.

Para verificação da normalidade dos dados, foi realizado o teste estatístico *Shapiro-Wilk*. Em função da normalidade apresentada, foram adotados os testes paramétricos para o presente estudo. Para a comparação entre os grupos nas quatro condições (descalço, tênis habitual, tênis instável e imobilização), foi aplicado o teste de Análise de Variância (ANOVA *one-way*), seguido do teste *post-hoc* de *Tukey*. Para a comparação entre as condições de oscilação sobre a prancha “anterior” e “posterior”, foi aplicado o Teste t pareado. Para o presente estudo, foi adotado como significativo o valor de $p < 0,10$, em função do tamanho da amostra.

4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

4.1 CARACTERÍSTICAS DA AMOSTRA

A Tabela 4 apresenta os dados antropométricos e a idade dos sujeitos participantes da pesquisa, incluindo o cálculo do IMC:

Tabela 4 - Características da amostra pesquisada

Características	Média ± dp
Número de sujeitos	12
Massa (kg)	58,8 ± 6,32
Altura (m)	1,61 ± 0,04
IMC (kg/m ²)	22,58 ± 2,17
Idade (anos)	27,08 ± 4,79

Fonte: Autor.

A relação existente entre os dados antropométricos e equilíbrio corporal ainda não é bem elucidada na literatura. Em um estudo de revisão, Alonso et al. (2012) apontaram várias características antropométricas que podem influenciar direta ou indiretamente o equilíbrio, tais como o comprimento dos membros superiores e inferiores, circunferência da cintura, relação cintura-quadril, porcentagem de gordura corporal e sua localização (forma androide: maior concentração de gordura na região abdominal; ou ginóide: predominância deste tecido na região da cintura pélvica, basicamente). Sabe-se que há uma relação inversamente proporcional entre a estatura e o equilíbrio corporal. Assim, indivíduos ectomorfos (longilíneos) mostram maiores oscilações posturais em comparação aos endomorfos e mesomorfos. Os pesquisadores explicam esse achado em função da altura do centro de gravidade, que se encontra mais distante da base de apoio nos longilíneos. O presente estudo mostrou homogeneidade em relação à altura dos sujeitos, com um pequeno desvio padrão relacionado a este dado.

4.2 ANÁLISE DINAMOMÉTRICA

4.2.1 Tempo médio dos ciclos

A Tabela 5 apresenta os valores de média e desvio padrão do tempo dos ciclos dos 12 sujeitos:

Tabela 5 - Tempo dos ciclos dos 12 sujeitos

Condições	Tempo (s) (média±dp)
Descalço	1,82± 0,72
Tênis habitual	1,72± 0,67
Tênis instável	1,75± 0,64
Imobilização	1,74± 0,70

Fonte: Autor.

Um ciclo de oscilação completo correspondeu ao intervalo entre uma oscilação anterior e outra. A análise de variância ANOVA *one-way* resultou num $p=0,984$, o que mostrou não haver significância estatística entre os quatro grupos estudados, em relação ao tempo total dos ciclos. Este resultado demonstra a homogeneidade da amostra em relação a este aspecto, no presente estudo.

4.2.2 Força total

A Tabela 6 apresenta o comportamento médio dos 12 sujeitos em relação às variáveis cinéticas analisadas, normalizadas pelo peso corporal, durante as 5 oscilações realizadas sobre a prancha de equilíbrio.

Tabela 6 - Resultados gerais obtidos na análise dinamométrica

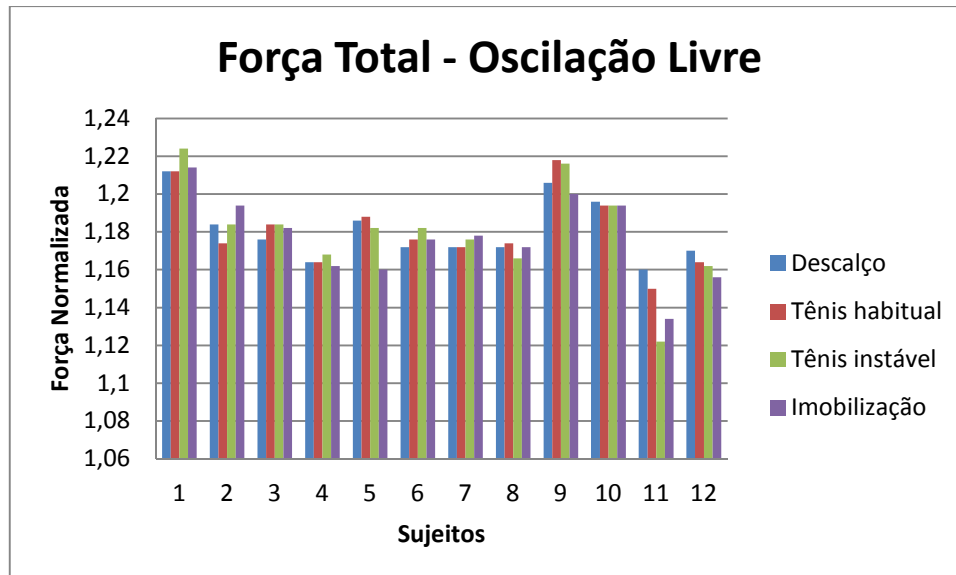
Forças Normalizadas	Descalço		Tênis Habitual		Tênis Instável		Imobilização	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
Força Total	1,18	0,02	1,18	0,02	1,18	0,03	1,18	0,02
Força Anterior	0,65	0,02	0,64	0,03	0,63	0,03	0,66	0,04
Força Posterior*	0,53	0,02	0,55	0,03	0,55	0,03	0,52	0,04
Pico de Força Anterior	0,41	0,03	0,41	0,02	0,40	0,02	0,41	0,03
Pico de Força Posterior	0,18	0,03	0,19	0,03	0,19	0,03	0,18	0,04

*diferença estatística significante entre os quatro grupos (ANOVA *one way*; $p=0,049$).

Fonte: Autor.

A Figura 22 apresenta o comportamento dos 12 sujeitos em relação à força total exercida sobre a plataforma de força, nas quatro condições estudadas, normalizada pelo peso corporal dos sujeitos.

Figura 22 - Força total dos 12 sujeitos (valores individuais)



Fonte: Autor.

O valor encontrado na análise estatística (ANOVA) a respeito da força total dos sujeitos, ao comparar as quatro condições (descalço, tênis habitual, tênis instável, imobilização) sobre a plataforma foi de $p=0,962$, o que mostra não haver diferença importante do ponto de vista estatístico. Na análise individual dos 12 sujeitos, nota-se que não foi encontrada uma diferença expressiva entre as quatro condições estudadas, em relação à força total sobre a plataforma. É possível observar que nas quatro condições estudadas, os sujeitos aplicaram, em média, 18% de força adicional, em relação ao peso corporal, valores semelhantes do pico de forças verticais encontrados em marcha normal. E as forças anteriores superaram de 15-27% com relação às forças posteriores em um ciclo de oscilação livre sob a prancha, implicando uma estratégia de posturas inclinadas para frente, conseqüentemente o centro de massa do corpo inteiro deslocando na direção anterior. Para compreender o aumento desta força nesta situação, faz-se necessário conceituar o equilíbrio mecânico.

Duarte e Freitas (2010), Viel (2001) e Enoka (2000) afirmam que o equilíbrio depende de diversas forças e torques que são aplicados sobre determinado corpo. Assim, o **equilíbrio mecânico** é compreendido como a somatória de todas as forças (F) e momentos de força (M) que agem sobre um corpo sendo igual a zero ($\Sigma F=0$ e $M=0$). Estas forças são divididas em:

externas (gravitacional e força de reação do solo) e internas (batimentos cardíacos, movimentos respiratórios, ativações musculares, entre outras). Como o corpo humano está sujeito a estas forças permanentemente, não existe uma condição de perfeito equilíbrio estático. Diante de uma perturbação do equilíbrio, como a permanência sobre a prancha, as ativações musculares e as forças produzidas como consequência são aumentadas. No entanto, em sujeitos saudáveis, essas forças não são capazes de gerar quedas. Em termos do conceito em equilíbrio dinâmico, o estado de estabilidade oscila entre a estabilidade máxima (ou instabilidade mínima) e a estabilidade mínima (ou instabilidade mínima). No caso do corpo humano em pé, o estado natural de bípede sem perturbação de forças externas pode ser considerado o estado de estabilidade máxima e quando surge uma situação de instabilidade como subir na prancha de equilíbrio o corpo humano tenta retornar ao estado de estabilidade adaptando-se a postura e ativando os músculos correspondentes, buscando melhor estratégia aprendida no dia a dia.

Blaszczyk et al. (1994) realizaram um estudo com 9 homens e mulheres entre 22 e 36 anos de idade e notaram que os limites da estabilidade deste grupo estava delimitado a uma área de 80% do comprimento do pé. Neste contexto, devem ser considerados o comprimento ântero-posterior do pé, assim como a largura médio-lateral da postura vertical e a projeção vertical do centro de massa. A posição e a velocidade de deslocamento do centro de massa também exercem fortes influências para a determinação dos reais limites da estabilidade. Associado a este conceito, deve-se considerar, ainda, o limite percebido da estabilidade, que trata da distância em que o sujeito se dispõe e se considera capaz de mover, sem que ocorra perda importante de equilíbrio, segundo Shumway-Cook e Woolacott (2003).

Além dos fatores já mencionados, existem evidentes diferenças anatômicas, fisiológicas e biomecânicas entre homens e mulheres, que interferem sobre as forças verticais de reação e estão relacionadas a lesões musculoesqueléticas associadas ao uso de tênis, nas práticas desportivas. O tênis instável utilizado no presente estudo não apresenta especificidade em relação ao gênero, fato que também influenciou os resultados de força encontrados. Queen et al. (2010) verificaram diferenças na pressão plantar entre os gêneros, numa amostra com 34 sujeitos (17 homens e 17 mulheres), utilizando tênis para treinos (*training shoes*) e tênis para corridas com pequena espessura de solado (*racing flats*). Encontraram aumento da força máxima nos homens com o uso de *racing flats* e menor área de contato, em comparação com o grupo feminino nas mesmas condições. Ainda foi notado um considerável aumento de pressão plantar na região lateral do antepé nos homens, o que reforça a necessidade da

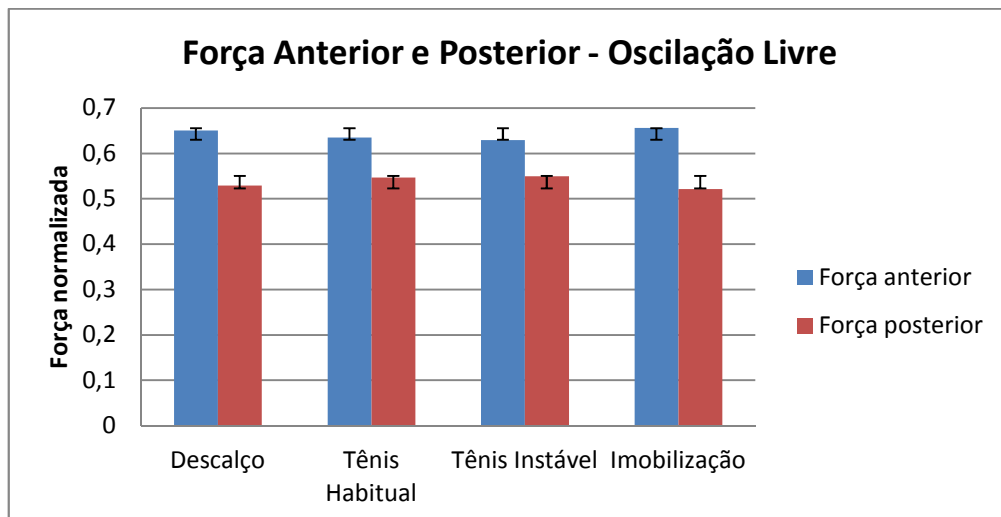
existência de tênis esportivos específicos para homens e mulheres para a prevenção de lesões musculoesqueléticas.

Ainda que não tenham sido observadas diferenças na força de reação vertical entre o uso de tênis instável e as demais condições, Buchecker et al. (2013) analisaram a marcha de homens jovens e idosos, com uso de tênis esportivos convencionais e tênis instáveis da marca MBT. Para isso, utilizaram o modelo de dinâmica inversa para cálculo das forças internas do quadril, joelho e tornozelo dos sujeitos. Notaram diminuição da carga imposta às três articulações, com o uso de tênis instáveis, tanto nos jovens como nos adultos, com momentos de força ainda menores nos joelhos dos idosos, e por isso sugerem o uso deste calçado com o objetivo de prevenir doenças degenerativas, como a osteoartrose.

4.2.3 Força anterior e posterior

A Figura 23 apresenta a média da força anterior e posterior dos 12 sujeitos, normalizada individualmente pelo peso corporal:

Figura 23 - Média das forças anterior e posterior sobre a prancha de equilíbrio.



Fonte: Autor.

A análise estatística desta variável foi realizada em duas etapas: foi aplicado o teste ANOVA para comparar as quatro condições durante a força anterior e repetiu-se este procedimento para o estudo da força posterior, separadamente; num segundo momento, o teste t pareado comparou a força anterior e posterior de todos os sujeitos.

Na comparação das quatro condições estudadas, em relação à força anterior, não foi encontrada diferença estatística ($p=0,175$) no teste ANOVA; no entanto, o grupo

“imobilização” foi o que apresentou maior desvio padrão na média dos 12 sujeitos estudados. O gráfico do comportamento individual dos sujeitos também mostra que a força anterior sobre a plataforma foi superior, em grande parte dos sujeitos, durante a imobilização.

A força anterior reflete a força exercida na região do antepé do sujeito sobre a prancha de equilíbrio. Esta situação instável, reforçada à condição de imobilização do tornozelo, coloca o corpo mais próximo do E mín, que resulta em maior força de reação vertical. Viel (2001) divide o pé em três regiões, do ponto de vista biomecânico: amortecimento (regiões anterior e posterior); equilíbrio e propulsão (região lateral); pivoteamento (região do primeiro metatarso). Assim, o antepé necessita responder por diferentes solicitações mecânicas para a manutenção da estabilidade. O hálux, juntamente com a primeira articulação metatarsofalangiana, é a região do antepé que recebe as maiores pressões, de acordo com os estudos deste mesmo autor.

Nota-se também, na Figura 24, os dados estatísticos referentes à força posterior (nos dois quadrantes posteriores da plataforma de força), normalizada pelo peso corporal. É bastante claro que os valores obtidos na força posterior são inferiores aos da força anterior, nas condições estudadas, o que foi confirmado com significância pelo teste t pareado ($p=0,00$). A respeito da força posterior, na comparação entre as quatro condições, o teste ANOVA *one way* referiu valor de $p=0,049$, o que reflete diferença significativa entre os mesmos (descalço, tênis habitual, tênis instável e imobilização). A aplicação do teste *post-hoc* de *Tukey* apontou o grupo “imobilização” como diferente em relação aos demais.

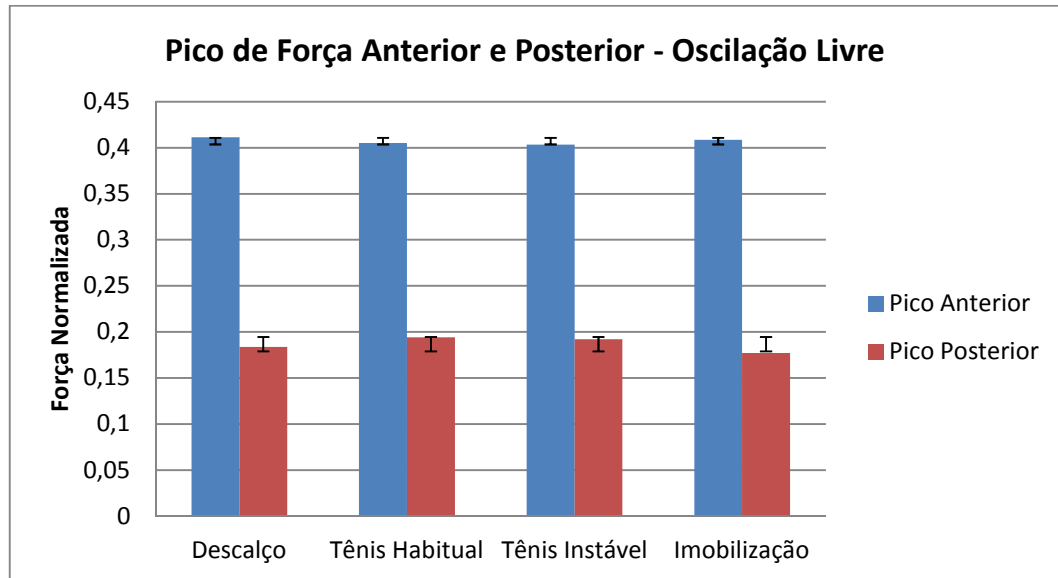
A força posterior reflete a força exercida na região do retropé do sujeito durante a permanência sobre a prancha de equilíbrio. A ausência de aferências visuais na região posterior do corpo, somada à dificuldade de realizar uma reação de proteção eficiente com os membros superiores, no caso de um possível desequilíbrio ou queda, resulta em menor força aplicada na região posterior dos pés. Esta força apresenta menor magnitude se esta condição oferecer maior risco para queda, como ocorre na condição de imobilização. O complexo articular do tornozelo apresenta-se com menor ADM, como simulado no presente estudo, em lesões crônicas e/ou submetidas à inatividade prolongada (Alonso et al., 2012; Hebert et al., 2008; Kisner, Colby, 2002).

4.2.4 Picos de Força Anterior e Posterior

A Figura 24 apresenta a média dos picos de força anterior e posterior dos 12 sujeitos,

normalizados pelo peso corporal:

Figura 24 - Pico de força anterior e posterior.



Fonte: Autor.

Os picos de força anterior referem-se a forças extremas realizadas pelo antepé, na região anterior da plataforma de força. Foi calculada a média dos picos apresentados por cada sujeito, em cada uma das condições estudadas. A intensidade e a frequência do pico anterior são diretamente proporcionais ao grau de instabilidade. Em relação à força anterior, foram observados picos com valores que variaram entre 0,40 e 0,425 vezes o peso corporal dos sujeitos. Houve diferença estatística ao comparar as condições “pico de força posterior” e “pico de força anterior” nas quatro condições, no teste t pareado ($p=0,000$); no entanto, não foi encontrada diferença estatística entre os grupos em relação ao pico de força anterior ($p=0,880$) e posterior ($p=0,523$).

Os picos de força posterior estão associados a forças extremas realizadas com o retopé, na região posterior da plataforma de força. A intensidade e a frequência do pico de força posterior são diretamente proporcionais ao grau de instabilidade. No presente estudo, foram observados picos de força posterior com valores que variaram entre 0,16 e 0,20 vez o peso corporal dos sujeitos. O comportamento dos sujeitos nas variáveis “pico de força anterior” e “pico de força posterior” está condizente aos resultados observados nas forças anteriores e posteriores, respectivamente. A tendência dos sujeitos em realizar maiores forças no antepé, comparado ao retopé, justifica o fato do valor do pico de força anterior ser superior ao do pico de força posterior. Nas duas condições (pico de força anterior e pico de força posterior), os sujeitos apresentaram grande desvio padrão na condição “imobilização”, em função da

instabilidade acentuada.

4.2 ANÁLISE CINEMÁTICA

A Tabela 7 apresenta o comportamento médio dos 12 sujeitos em relação às variáveis cinemáticas analisadas (Ang teta ant: ângulo Θ anterior; Ang teta post: ângulo Θ posterior; CM anterior: amplitude de oscilação do centro de massa na inclinação anterior; CM posterior: amplitude de oscilação do centro de massa na inclinação posterior; Ang torn D ant: ângulo do tornozelo direito na inclinação anterior; Ang torn D post: ângulo do tornozelo direito na inclinação posterior; Ang torn E ant: ângulo do tornozelo esquerdo na inclinação anterior; Ang torn E post: ângulo do tornozelo esquerdo na inclinação posterior).

Tabela 7 - Resultados gerais obtidos na análise cinemática

	Descalço		Tênis Habitual		Tênis Instável		Imobilização	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
Âng Θ anterior (°)	6,76	4,46	6,27	4,61	7,55	4,73	7,87	3,28
Âng Θ posterior (°)	16,83	2,86	17,94	2,27	18,50	2,08	16,16	2,83
CM anterior (cm)	4,13	5,74	3,06	9,41	4,07	6,93	4,89	5,31
CM posterior (cm)	9,69	5,57	6,86	10,20	9,32	8,53	9,99	5,80
Âng torn D ant (°)	109,44	7,4	112,56	7,59	112,43	8,63	114,98	11,6
Âng torn D post(°)*	83,59	6,55	80,61	5,24	78,49	5,28	83,83	4,01
Âng torn E ant (°)	103,67	8,59	103,99	6,97	106,65	8,24	104,92	7,83
Âng torn E post (°)	78,68	4,13	77,39	4,53	75,76	3,94	79,77	6,87

*diferença estatística significativa entre os quatro grupos (ANOVA *one way*; $p=0,054$).

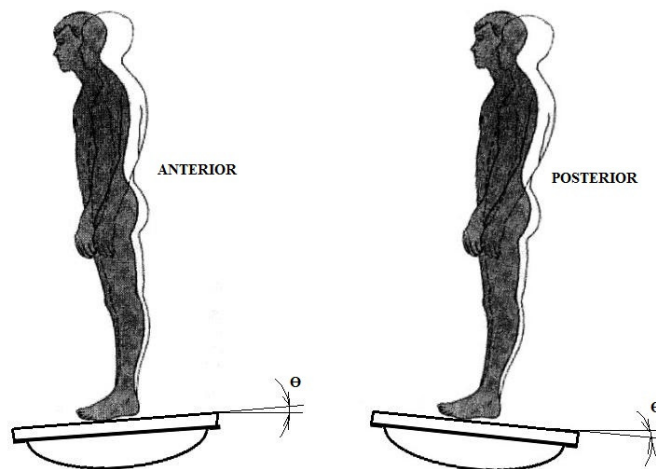
Fonte: Autor.

4.3.1 Ângulo de inclinação da prancha

O ângulo de inclinação da prancha de equilíbrio em relação ao solo é representado, neste estudo, pelo símbolo grego Θ , obtido através dos pontos de referência posicionados nas extremidades da plataforma de força, sobre a prancha de equilíbrio, durante a CVM (anterior e posterior) e a oscilação livre (anterior e posterior), em relação à superfície (linha horizontal), como pode ser visualizado na figura 25. Dessa forma, foram registrados e analisados os pontos extremos de inclinação da prancha de equilíbrio atingidos pelos sujeitos durante a CVM e a oscilação livre.

A análise da oscilação livre dos sujeitos sobre a prancha de equilíbrio foi fragmentada em duas partes: inclinação anterior e inclinação posterior, em relação à superfície plana.

Figura 25- Definição do ângulo Θ no presente estudo para a obtenção dos valores de inclinação da prancha de equilíbrio.



Fonte: Autor.

A análise estatística realizada por meio do teste ANOVA *one-way*, ao comparar as quatro condições em relação ao ângulo de inclinação anterior da prancha, resultou num valor de $p=0,740$, o que mostra não haver diferença entre as condições estudadas. No entanto, o teste t pareado, comparando as situações “anterior” e “posterior” dos sujeitos sobre a prancha mostrou diferença significativa ($p=0,001$).

O ângulo Θ anterior médio dos sujeitos é entre 6 e 8 graus, com a apresentação de valores mais variados entre os sujeitos nas condições “descalço” e “tênis instável”, que pode ser notado por meio do desvio padrão aumentado nestes grupos. Observa-se, principalmente nos centros urbanos, uma mudança de hábito relacionado à utilização de calçado. Desde a infância, nota-se que grande parte das crianças faz uso de calçados durante a maior parte do tempo, comportamento que tende a se acentuar com o passar da idade. Como consequência, há menor estímulo a determinados proprioceptores plantares e à ativação da musculatura do pé e tornozelo. Nota-se, por isso, que a condição “descalço” em uma superfície instável oferece dificuldades neuromotoras, tanto quanto a condição “tênis instável”, na qual já se esperava um comportamento motor diferenciado, uma vez que todos os sujeitos do estudo não apresentavam experiência prévia com o uso deste calçado. Sacco et al. (2007) relacionam o uso de calçados a um isolamento sensorial dos pés em relação à superfície de apoio, o que poderia ser o responsável pela diminuição das respostas motoras diante de superfícies instáveis ou irregulares. Além disso, os mesmos autores mencionam a incapacidade de flexão do arco longitudinal medial com o uso de calçados, o que pode estar associado ao aumento de lesões musculoesqueléticas nos membros inferiores.

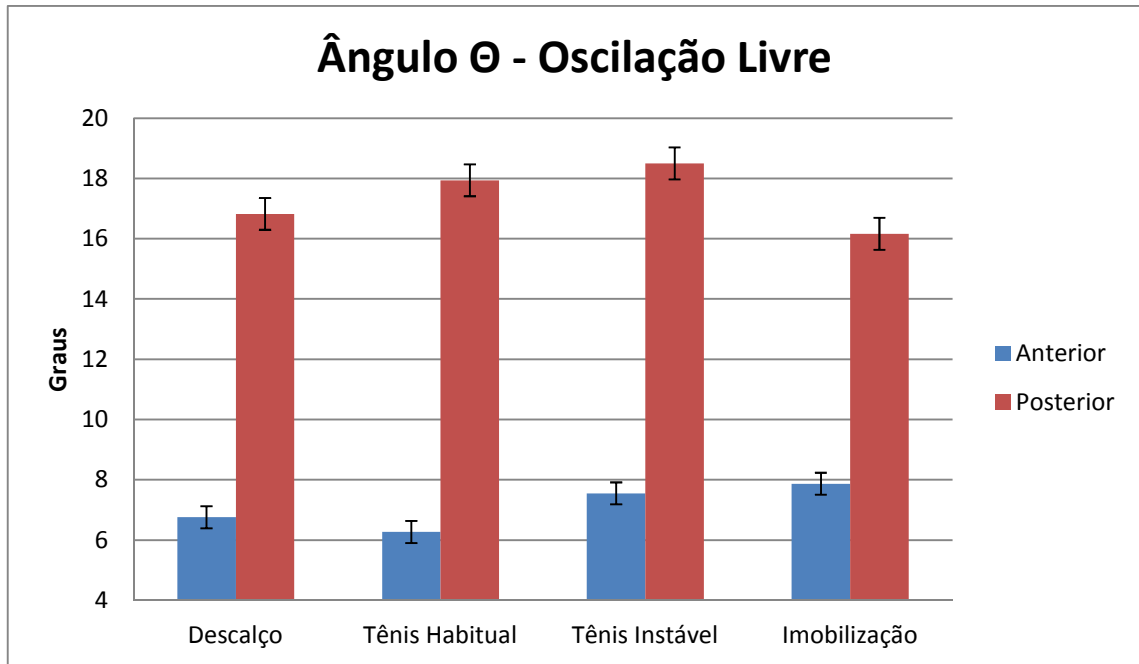
As alterações do equilíbrio podem surgir precocemente em função do uso de calçados. Bertocello et al. (2009) constataram *déficits* de equilíbrio na condição descalça em um estudo com 30 mulheres jovens (idade média de 20 anos de idade) que faziam uso de calçados com salto por mais de 4 horas diárias. Os autores atribuem estas alterações a mudanças no arranjo muscular e no centro de gravidade das participantes. Esta situação é observada não somente em calçados com salto, mas também em tênis esportivos. Brino (2003) afirma que a inserção de elementos amortecedores na entressola dos tênis resulta no aumento da espessura do solado, o que causa alterações no centro de gravidade e instabilidade aumentada na manutenção da postura ortostática.

Para que estes dados sejam relacionados à pressão plantar, faz-se essencial o conhecimento da área plantar, estudo que ainda não foi aplicado usando como amostra uma parcela significativa da população brasileira. Brino (2003) alerta sobre o fato de que os calçados utilizados no Brasil são confeccionados com base em medidas antropométricas européias, que são bastante discrepantes em relação às características brasileiras, o que pode acentuar as alterações do comportamento biomecânico do tornozelo e pé. Um interessante estudo de Domjanic et al. (2013) investigou características geométricas e morfológicas dos pés de 83 mulheres jovens, utilizando 85 pontos anatômicos de referência. Estes autores encontraram relação entre elevado IMC com a presença de pés planos e largos; o alto IMC também está associado a maiores assimetrias plantares, assim como diferenças consideráveis de geometria entre o pé direito e esquerdo; entre as usuárias frequentes de calçados com saltos, foram notados antepé mais largo e relativo maior comprimento do hálux. O presente estudo utilizou como amostra somente sujeitos com IMC dentro da faixa de normalidade (entre 18,5 e 24,9 kg/m²), o que aponta que esta característica não influenciou nos resultados da pesquisa.

A amostra utilizada no presente estudo apresentou dados homogêneos em relação ao tamanho (área) do pé, já que um dos critérios de inclusão adotado foi a utilização de calçado número 36 ou 37.

A Figura 26 apresenta os valores do ângulo Θ obtidos nas cinco repetições dos sujeitos durante a oscilação livre posterior, em cada uma das condições estudadas. Não foi demonstrada diferença estatística entre as quatro condições analisadas ($p=0,114$).

Figura 26 - Ângulo Θ anterior e posterior (média dos grupos).

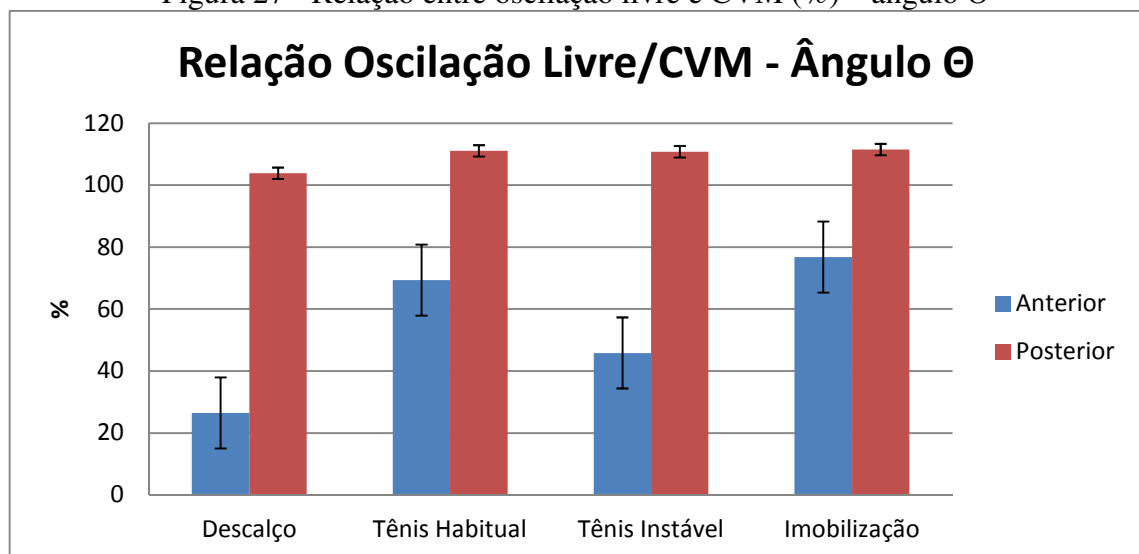


Fonte: Autor.

4.3.3 Ângulo Θ : relação entre oscilação livre e CVM

A relação entre a oscilação livre e a CVM foi obtida através do cálculo individual do valor do ângulo Θ obtido na oscilação livre, dividido pelo valor do ângulo Θ obtido na CVM e multiplicado por 100, separadamente nas condições anterior e posterior. A Figura 27 apresenta o valor médio dos 12 sujeitos.

Figura 27 - Relação entre oscilação livre e CVM (%) – ângulo Θ



Fonte: Autor.

Ao comparar o ângulo Θ obtido nas quatro condições e comparando a CVM à oscilação

livre, nota-se que os sujeitos realizaram valores de oscilação posterior livre maiores que os da própria CVM, sem diferença importante entre as condições. Já na oscilação anterior livre, em todas as condições foram obtidos valores inferiores ao da CVM, com destaque para a condição “tênis instável”, a única que mostra valores acima de 80% da CVM.

Este resultado se justifica pelo fato dos sujeitos terem apresentado angulações maiores de inclinação anterior comparada à posterior na CVM, principalmente em função das aferências visuais e facilitação das reações de proteção nesta situação. Dessa forma, atingir os mesmos graus do CVM na oscilação livre anterior tornou-se uma tarefa de maior dificuldade.

4.3.4 Amplitude de oscilação do centro de massa na direção ântero-posterior

A trajetória do centro de massa durante a oscilação corporal é estudada no plano de coordenadas cartesianas, nos eixos x, y e z. O presente estudo analisou com ênfase no eixo x, que corresponde à oscilação ântero-posterior dos sujeitos sobre a prancha. Na Figura 28, os valores visualizados no eixo vertical indicam a amplitude de oscilação do centro de massa dos sujeitos durante a oscilação livre.

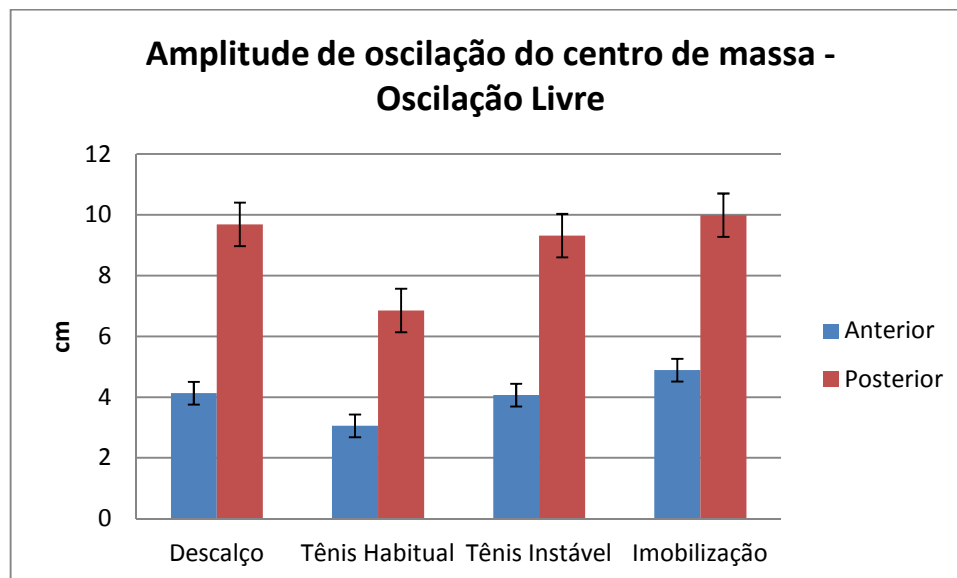
Mochizuki e Amadio (2003) afirmam que a trajetória do centro de massa reflete a oscilação corporal naturalmente observada na postura ereta, e que esta influencia o centro de pressão corporal, que é uma medida de deslocamento. Apesar da proximidade dos conceitos de centro de massa e centro de pressão, estes autores ressaltam que a oscilação do centro de massa é a variável que representa o balanço corporal, efetivamente. Quando o centro de massa se desloca anteriormente, há um favorecimento para o balanço posterior do corpo; o componente ântero-posterior da força de reação do solo se desloca posteriormente.

São reconhecidos atualmente dois métodos para determinação do centro de massa: o primeiro baseia-se no estudo cinemático associado a um modelo antropométrico, que foi usado no presente estudo; o segundo é estimado a partir do centro de pressão, por meio de um modelo de pêndulo invertido, com associação de características cinemáticas e dinâmicas do movimento. Ambos os métodos apresentam pontos favoráveis e desfavoráveis. Winter (1995) considera o primeiro método como o mais adequado, apesar de ser apontado como o de menor acurácia, uma vez que os possíveis erros nesta condição são sistemáticos e não afetam a trajetória temporal do centro de massa.

No presente estudo, não foram encontradas diferenças significativas relacionadas à amplitude do centro de massa, tanto na oscilação anterior ($p=0,937$) como na posterior

($p=0,740$), na comparação entre as quatro condições estudadas. No teste t pareado, no entanto, houve importante diferença ao comparar os sujeitos entre a oscilação anterior e posterior ($p=0,001$). Estes achados estão condizentes aos resultados obtidos na análise do ângulo Θ (ângulo de inclinação anterior menor que o posterior) e às características da amostra do presente estudo (mulheres jovens e saudáveis), que apresentam respostas motoras eficientes diante de perturbações do equilíbrio. Hernández et al. (2009) investigaram alterações no centro de massa de jovens e idosos durante a marcha, por meio de cinemetria e análise da força de reação de solo, e constataram que para manter o equilíbrio corporal, os idosos realizam adaptações e compensações posturais para reduzir as acelerações do centro de massa, especialmente no sentido látero-lateral.

Figura 28 - Amplitude de oscilação do centro de massa no eixo ântero-posterior durante a oscilação livre (média dos grupos).

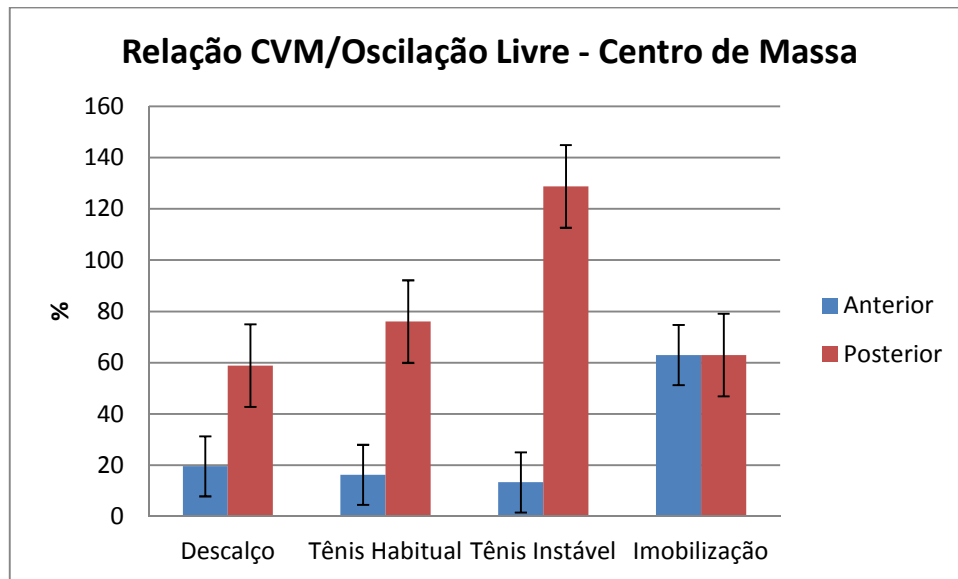


Fonte: Autor.

4.3.5 Amplitude de oscilação do centro de massa na direção ântero-posterior: relação entre oscilação livre e CVM

A relação entre a oscilação livre e a CVM mostra a diferença de comportamento intra-sujeito, comparando-o entre estas duas situações. Esta variável foi obtida através do cálculo do valor do centro de massa obtido na oscilação livre, dividido pelo valor do mesmo obtido na CVM e multiplicado por 100, separadamente nas condições anterior e posterior. A Figura 29 apresenta o valor médio dos 12 sujeitos.

Figura 29 - Relação entre oscilação livre e CVM (%) – Amplitude de oscilação do centro de massa no eixo ântero-posterior

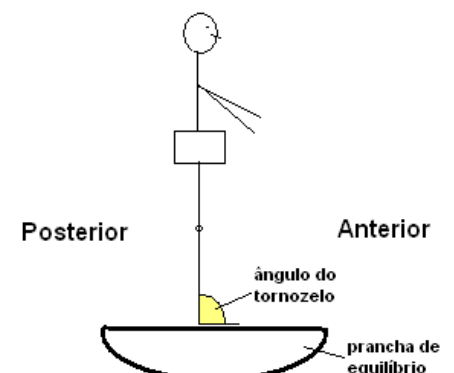


Fonte: Autor.

4.3.6 Ângulo do tornozelo

Os valores angulares da articulação do tornozelo expostos neste estudo foram obtidos através do ângulo formado anteriormente entre os pontos anatômicos adotados, como é evidenciado na Figura 30. Dessa forma, o movimento de oscilação anterior sobre a prancha está associado à flexão plantar do tornozelo, enquanto a oscilação posterior foi possível graças à dorsiflexão desta articulação, o que justifica valores angulares maiores na oscilação anterior em relação à posterior.

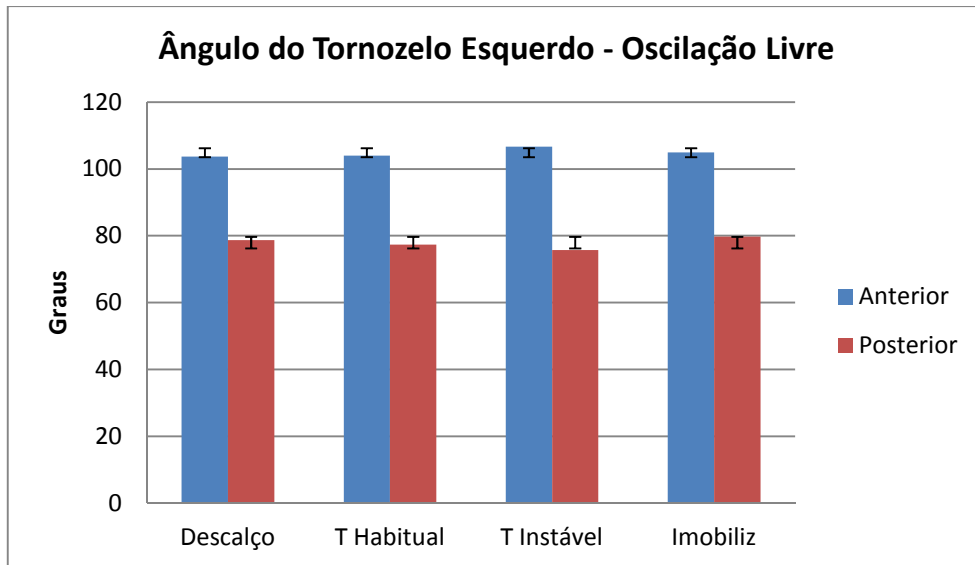
Figura 30 - Definição do ângulo do tornozelo no presente estudo.



Fonte: Autor.

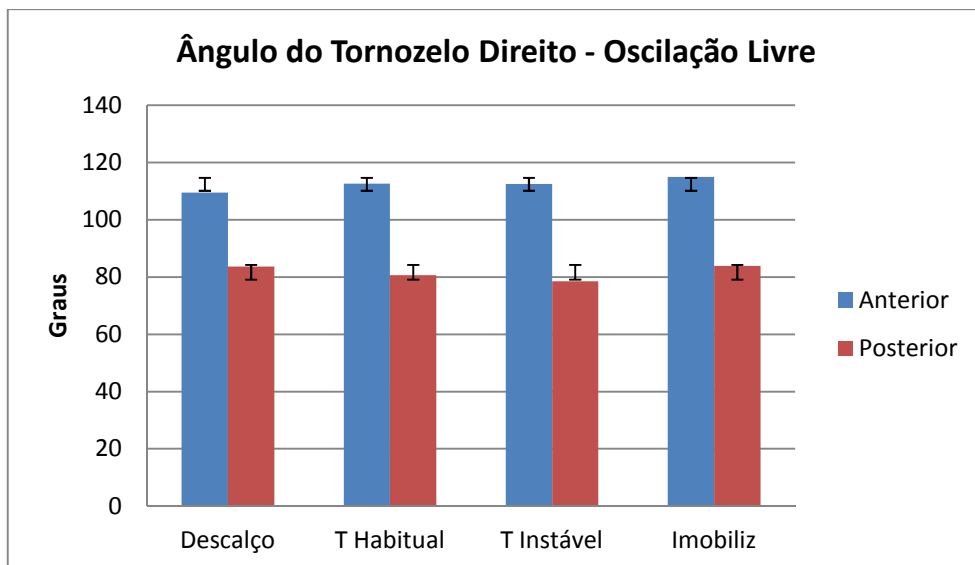
As Figuras 31 e 32 apresentam os valores angulares da articulação do tornozelo esquerdo e direito, respectivamente, durante a inclinação anterior e posterior sobre a prancha, nas quatro condições estudadas.

Figura 31 - Ângulo do tornozelo esquerdo (média dos grupos)



Fonte: Autor.

Figura 32- Ângulo do tornozelo direito (média dos grupos)



Fonte: Autor.

As articulações que compõem o complexo do tornozelo devem oferecer estabilidade e mobilidade, duas características antagônicas, às regiões distais dos membros inferiores. O complexo tornozelo-pé deve sustentar o peso corporal, adaptar-se a superfícies irregulares, com a função mecânica de alavanca, para impulsionar o corpo para frente. Para atender a estas

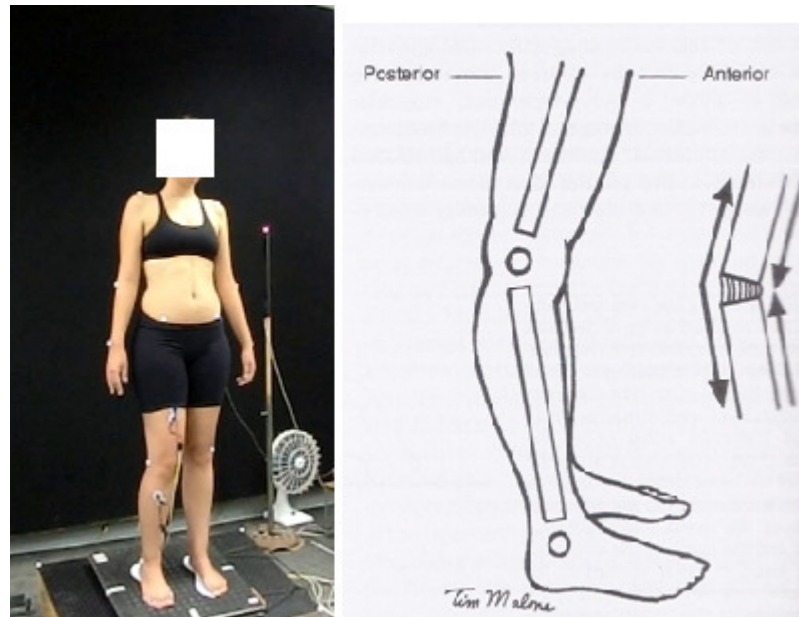
necessidades, são realizados movimentos tridimensionais: no plano sagital, dorsiflexão e flexão plantar; no plano frontal, inversão e eversão; no plano transverso, abdução e adução, de acordo com Hebert et al. (2008) e Kisner e Colby (2002). O presente estudo limitou-se a analisar os movimentos no plano sagital, que são os de maior amplitude.

A análise cinemática do comportamento angular do tornozelo sobre a prancha mostrou diferença significativa entre os grupos nos valores do tornozelo direito, durante a oscilação posterior ($p=0,054$). Nesta situação, o teste de *Tukey* apontou o grupo “imobilização” como diferente dos demais. No tornozelo esquerdo, não foram encontradas diferenças significantes. O teste t pareado também mostrou significância ao comparar os sujeitos nas situações “anterior” e “posterior”, tanto para o tornozelo direito ($p=0,0004$) como para o tornozelo esquerdo ($p=0,0003$), como já era esperado.

Para a definição do ângulo de tornozelo, foram utilizados os pontos de referência das articulações do joelho, tornozelo e cabeça do 5º. metatarso dos sujeitos. Foi possível observar que grande parte das voluntárias adotou uma postura de flexão do joelho dominante combinada à hiperextensão (Figura 33) do joelho contralateral. Este comportamento foi adotado como uma tentativa de aumentar a estabilidade sobre a prancha. Deve-se destacar o fato de que grande parte dos sujeitos da pesquisa é destro (11 destros e apenas 1 sinistro). Sabe-se que a dominância é um fator que pode interferir significativamente sobre o comportamento angular do tornozelo. Este achado está de acordo com os resultados encontrados na análise cinética do presente estudo, que apontou diferença significativa na força de reação vertical da região do retropé dos sujeitos. O membro dominante apresenta menor tempo de reação diante de situações adversas (oscilação posterior e imobilização, neste caso), o que justifica o fato de somente o tornozelo direito imobilizado, na oscilação posterior, apresentar diferença importante entre os grupos.

Para que ocorra o adequado controle postural na condição ereta, o sistema sensório-motor dispõe da estratégia de tornozelo, uma eficiente resposta para a restauração da posição de estabilidade do centro de massa na direção ântero-posterior em uma situação de instabilidade, como investigado no presente estudo. Trata-se do primeiro padrão sinérgico neuromuscular observado em uma situação instável, em indivíduos saudáveis e jovens, caracterizado pela ativação de músculos que agem direta ou indiretamente sobre a articulação do tornozelo (SHUMWAY-COOK, WOOLLACOTT, 2003).

Figura 33 - Hiperextensão de joelho (visualização de um sujeito, à esquerda; visualização no plano sagital, à direita).



Fonte: adaptado de (LEVANGIE, NORKIN, 2001).

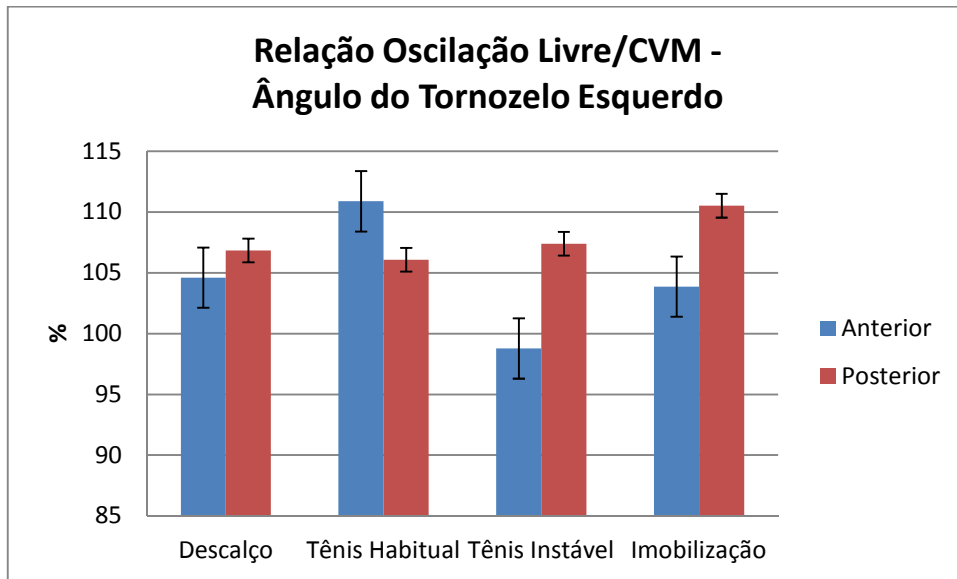
A amplitude de movimento do ângulo do tornozelo pode ainda receber influência das características antropométricas do pé, tais como a altura do arco plantar longitudinal medial, comprimento e largura do pé nas regiões do antepé, mediopé e retropé, entre outras. Sabe-se também que estas influenciam o equilíbrio corporal; todavia, não são estabelecidas na literatura quais destas características geram, de fato, alterações no equilíbrio, conforme relato de Alonso et al. (2012).

4.3.7 Ângulo do tornozelo direito e esquerdo: relação entre oscilação livre e CVM

As Figuras 34 e 35 apresentam a relação entre a oscilação livre e o CVM realizado pelos sujeitos, em relação aos ângulos dos tornozelos (esquerdo e direito, respectivamente). Observa-se a regularidade dos resultados obtidos em relação ao tornozelo direito, dominante. Em relação ao ângulo do tornozelo esquerdo, condição “tênis habitual”, nota-se que a relação oscilação livre/CVM foi superior para a oscilação anterior, diferentemente do observado nas demais condições. A análise cinética mostrou que os sujeitos apresentam maior habilidade em permanecer na oscilação anterior, em comparação à posterior, nas mesmas condições. A utilização de um tênis habitual possivelmente colocou os sujeitos em uma situação de melhor

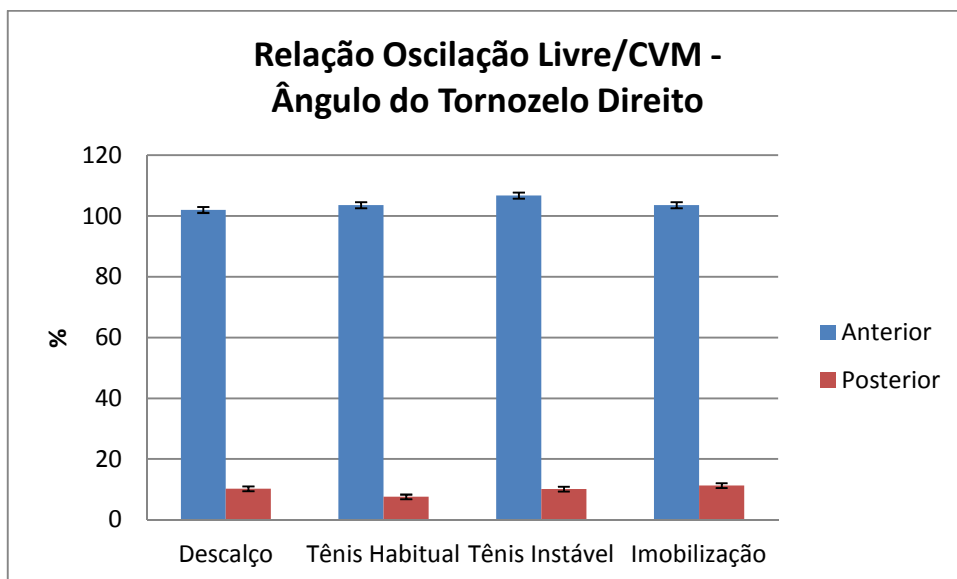
adaptação biomecânica frente à instabilidade, o que justifica os resultados deste achado. Nota-se, ainda, que em relação ao tornozelo direito, na oscilação anterior livre, os sujeitos apresentaram valores angulares levemente superiores aos da CVM, situação oposta à observada na oscilação posterior livre, na qual os sujeitos alcançaram valores angulares inferiores a 20% dos obtidos na CVM.

Figura 34 - Relação oscilação livre/CVM – tornozelo esquerdo



Fonte: Autor.

Figura 35 - Relação oscilação livre/CVM – tornozelo esquerdo



Fonte: Autor.

4.4 ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA

Como foi descrito na seção 3.3.4, os estudos eletromiográficos foram realizados no

membro inferior dominante de cada sujeito. Para melhor compreensão dos resultados encontrados e em função do tamanho da amostra, os dados da análise eletromiográfica serão apresentados em cada músculo analisado. A Tabela 8 apresenta os valores de RMS do grupo em cada condição (RF ant: músculo reto femoral durante a oscilação anterior; RF post: músculo reto femoral durante a oscilação posterior; TA ant: músculo tibial anterior durante a oscilação anterior; TA post: músculo tibial anterior durante a oscilação posterior; GM ant: músculo gastrocnêmio medial durante a oscilação anterior; GM post: músculo gastrocnêmio medial durante a oscilação posterior; GL ant: músculo gastrocnêmio lateral durante a oscilação anterior; GL post: músculo gastrocnêmio lateral durante a oscilação posterior).

Tabela 8 - Resultados gerais obtidos na análise eletromiográfica – Normalizados pela CVM

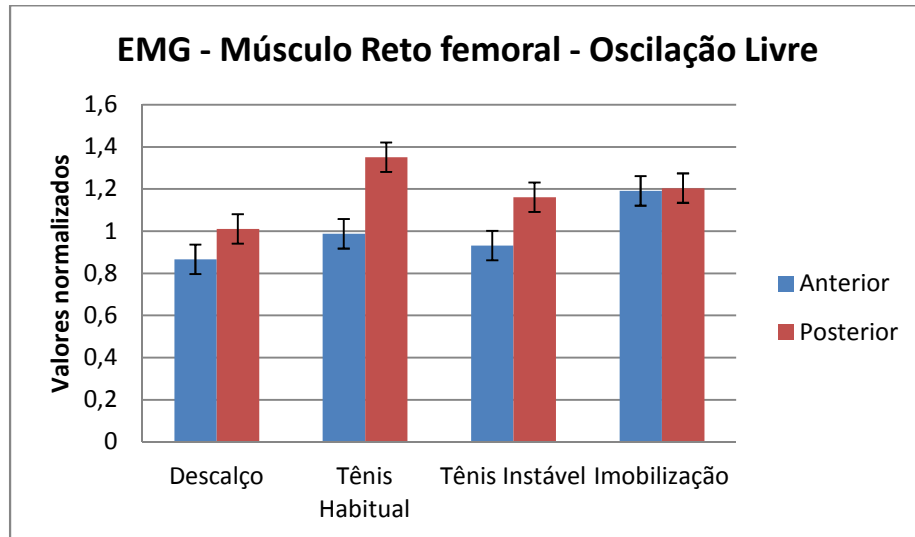
	Descalço		Tênis Habitual		Tênis Instável		Imobilização	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
RF ant	0,87	0,33	0,99	0,26	0,93	0,26	1,19	0,65
RF post	1,01	0,24	1,35	0,79	1,16	0,69	1,20	0,48
TA ant	0,67	0,27	1,19	1,26	0,85	0,50	1,24	1,20
TA post	0,81	0,45	1,30	1,44	1,27	1,41	2,12	2,15
GM ant	0,89	0,36	0,97	0,53	0,95	0,35	0,88	0,33
GM post	0,88	0,76	1,20	0,88	1,29	0,62	0,96	0,65
GL ant	0,86	0,26	1,04	0,47	1,23	0,45	1,06	0,45
GL post	0,94	0,30	1,09	0,55	1,34	0,83	1,02	0,33

4.4.1 Análise Eletromiográfica do Músculo Reto femoral

A Figura 36 apresenta os valores normalizados dos sujeitos em relação à atividade do músculo reto femoral, durante a oscilação anterior e posterior.

Diante de uma situação de inclinação corporal anterior, espera-se que os músculos da cadeia posterior sejam mais ativados, para a recuperação do equilíbrio corporal. Durante a inclinação corporal posterior, observa-se a cadeia muscular anterior com ativação predominante em relação à posterior. Como o músculo reto femoral está localizado na região anterior da coxa, espera-se que seja ativado de maneira mais intensa durante a oscilação posterior da prancha. Como pode ser observado na Figura 36, na oscilação posterior, nota-se a atividade deste músculo com valores elevados.

Figura 36 – Atividade eletromiográfica do músculo reto femoral, oscilação anterior e posterior - Valores normalizados pela CVM

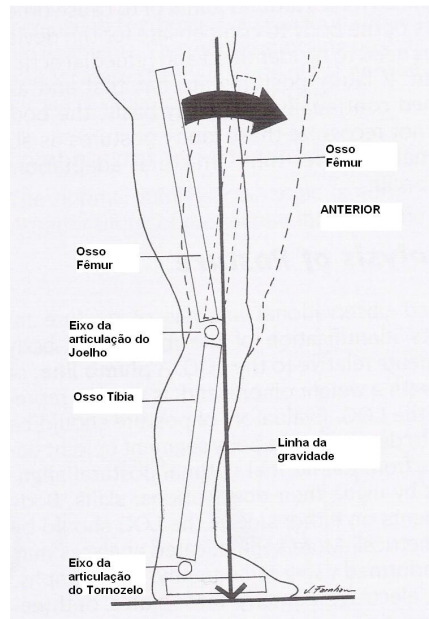


Fonte: Autor.

Segundo Shumway-Cook e Woollacott (2003), quando um indivíduo não apresenta força muscular e/ou ADM de tornozelo suficientes para a manutenção do controle postural, ou ainda se a perturbação do equilíbrio é intensa, a estratégia de tornozelo torna-se ineficaz; assim, o sistema neuromuscular dispõe da estratégia de quadril (Figura 37), que busca o controle do movimento do centro de massa através de um amplo e rápido movimento dos músculos adjacentes à articulação do quadril. Dessa forma, cria-se um momento extensor, com a ativação do músculo reto femoral. Como a condição “imobilização” restringiu a ADM do tornozelo em 50%, a ativação acentuada deste músculo foi uma alternativa à manutenção do equilíbrio corporal.

Apesar de não ter sido encontrada diferença estatística importante entre os grupos no teste ANOVA (anterior: $p=0,247$ e posterior: $p=0,754$), a análise individual revela que na oscilação posterior, 5 dos 12 sujeitos apresentaram maior atividade do reto femoral na condição de imobilização. O músculo reto femoral caracteriza-se por ser biarticulado (atravessa duas articulações: quadril e joelho), e em função de suas características anatômicas e fisiológicas, exerce efeito protetor na situação de instabilidade.

Figura 37 - Comportamento mecânico dos membros inferiores durante a estratégia de quadril.



Fonte: adaptado de (LEVANGIE, NORKIN, 2001).

Ao comparar os sujeitos nas situações “anterior” e “posterior” em relação a esta mesma variável, o teste t pareado mostrou diferença significativa ($p=0,08$).

Na oscilação anterior também é observada maior atividade do reto femoral na imobilização em 5 sujeitos. Destaca-se, nesse achado, a elevada atividade muscular na condição descalça, com valores próximos às demais condições, em função das razões expostas no item 4.3.1.

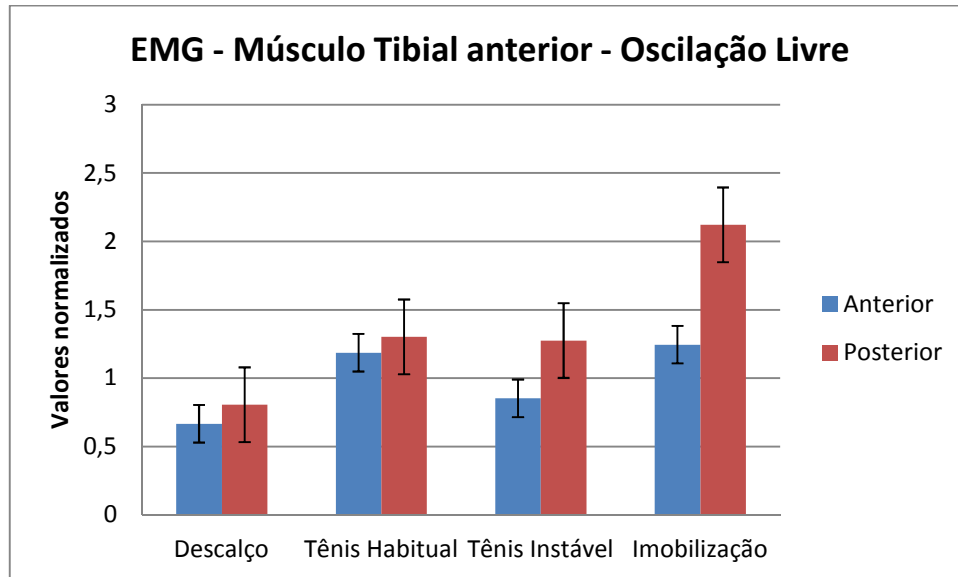
4.4.2 Análise Eletromiográfica do Músculo Tibial anterior

A Figura 38 apresenta o comportamento dos sujeitos em relação à atividade do músculo tibial anterior, durante a oscilação posterior e anterior.

O músculo tibial anterior é o principal dorsiflexor do tornozelo e está localizado na região anterior da perna. Assim como foi visto no músculo reto femoral, espera-se atividade muscular aumentada do tibial anterior durante a oscilação posterior, o que está condizente com os achados do presente estudo, como pode ser visualizado na Figura 39. Como foi observado nos achados de análise cinética e cinemática desta pesquisa, a oscilação posterior sobre a prancha ofereceu maiores desafios biomecânicos para os sujeitos, em comparação à oscilação anterior. Este achado se confirma na análise eletromiográfica, na qual se podem notar ativações consideráveis dos músculos anteriores durante a oscilação posterior, o que

denota condição de grande instabilidade.

Figura 38 - Atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior, oscilação anterior e posterior – Valores normalizados pela CVM



Fonte: Autor.

Ao analisar individualmente o comportamento muscular dos sujeitos na oscilação posterior, nota-se que em nove deles, o tibial anterior teve sua maior atividade na condição de imobilização. A utilização de materiais compressivos sobre a região distal deste músculo foi um dos principais fatores que ocasionou atividade muscular intensa nesta condição. Em nenhum dos sujeitos foi observado predomínio de ativação deste músculo na condição descalça.

Na oscilação anterior, a condição “tênis habitual” foi a que apresentou maior atividade do tibial anterior em 5 sujeitos. Este achado é reforçado pelo fato de que, ao usar um calçado no qual o sujeito já se sinta familiarizado às suas características, há maior confiabilidade para a execução de movimentos próximos aos seus limites da estabilidade (E mín). Nesta situação, ocorre o evento denominado co-contração (ativação dos músculos agonistas e antagonistas adjacentes às articulações envolvidas), para resgate do equilíbrio corporal. Com a co-contração, é possível obter aumento da estabilidade articular e postural, com a contração isométrica (KISNER, COLBY, 2002).

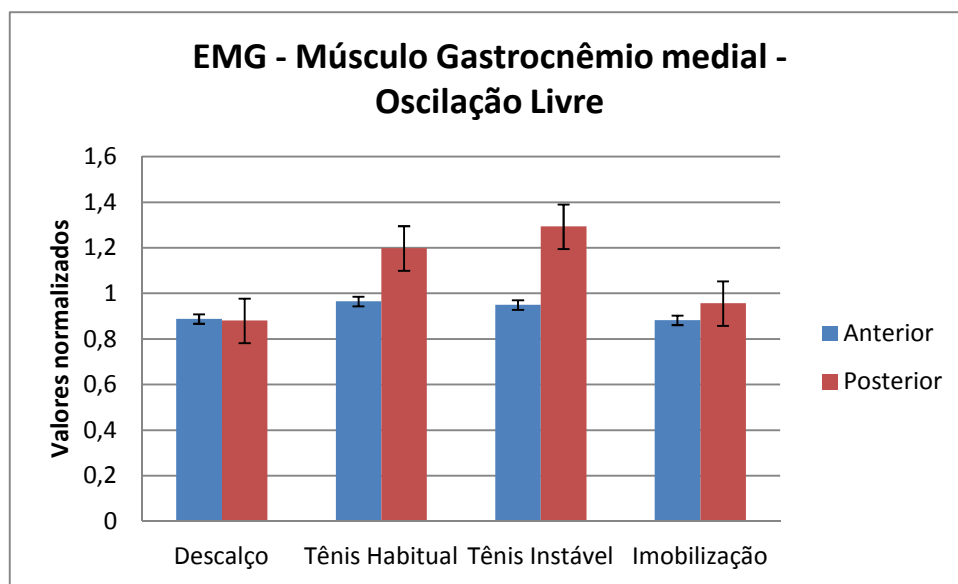
A análise dos grupos por meio do teste ANOVA, comparando as quatro condições (descalço, tênis habitual, tênis instável e imobilização), não revelou diferença significativa (anterior: $p=0,365$ e posterior: $p=0,199$). Também não foi encontrada diferença estatística por meio do teste t pareado, ao comparar os sujeitos nas situações de oscilação anterior e posterior

sobre a prancha ($p=0,11$), em função da co-contração observada nas duas situações, como mencionada anteriormente.

4.4.3 Análise Eletromiográfica do Músculo Gastrocnêmio medial

A Figura 39 apresenta o comportamento dos sujeitos em relação à atividade do músculo gastrocnêmio medial, durante a oscilação posterior e anterior.

Figura 39 - Atividade eletromiográfica do músculo gastrocnêmio medial, oscilação anterior e posterior - Valores normalizados pela CVM



Fonte: Autor.

O músculo gastrocnêmio medial, juntamente com o gastrocnêmio lateral e o sóleo formam o grupo muscular denominado tríceps sural, localizado na região posterior da perna e principal responsável pela flexão plantar do tornozelo. Apesar da localização paralela dos dois gastrocnêmios, são observadas diferentes atividades musculares em certas condições de instabilidade.

Apesar da localização posterior deste músculo, na presente pesquisa foram encontrados picos maiores de atividade na oscilação posterior, em função da realização de co-contração muscular, como consequência da grande instabilidade gerada nesta situação. Ao analisar valores médios, nota-se que na oscilação anterior a atividade foi superior, ao ser comparado à oscilação posterior.

A análise da atividade do gastrocnêmio medial durante a oscilação posterior revela que

a condição “tênis instável” se destaca das demais. Este achado está de acordo com os estudos de Sousa et al. (2012), que também observaram atividade eletromiográfica aumentada deste músculo com o uso de calçado instável. Os mesmos autores alertam, no entanto, que essa atividade muscular tende a diminuir após 8 semanas de uso contínuo deste calçado, o que sugere que a utilização deste acessório para fins de reabilitação é eficiente somente quando empregado a curto prazo.

Serrão e Amadio (2001) analisaram as características cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas entre as condições “descalço” e “tênis esportivo” durante a caminhada e corrida, e encontraram diminuição do primeiro pico de força vertical associado à presença de outros picos presentes na condição “descalço”. Além disso, tanto na caminhada quanto na corrida, a condição “descalço” apresentou menor pico de atividade eletromiográfica do gastrocnêmio medial e vasto lateral. Murley et al. (2009) e Brino (2003) afirmam, no entanto, que diversos aspectos do calçado esportivo, tais como a rigidez do calcanhar e a densidade da entressola podem alterar características biomecânicas da locomoção.

A oscilação anterior não mostra uma condição com grande vantagem em relação à oscilação posterior. Como já esperado, são vistas atividades maiores deste músculo durante a execução da oscilação posterior. Os valores de p no teste ANOVA em relação às quatro condições estudadas (descalço, tênis habitual, tênis instável e imobilização) são: 0,941 (anterior) e 0,461 (posterior). O teste t pareado também não revelou diferença importante entre os sujeitos, nas situações de oscilação anterior e posterior ($p=0,13$).

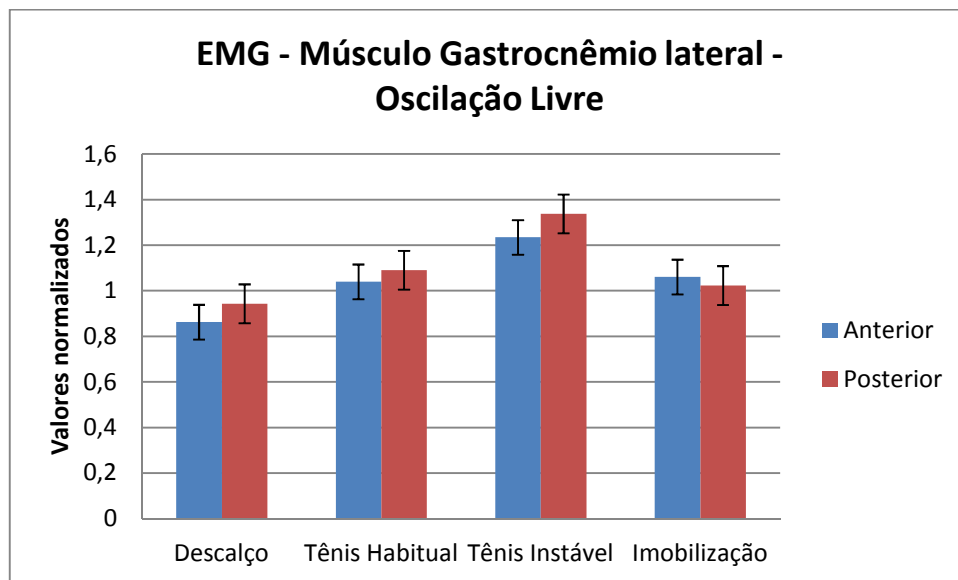
Enquanto a imobilização de tornozelo estimula a ação de dorsiflexores, o tênis instável intensifica a atividade de flexores plantares, em especial o gastrocnêmio medial, o que pode estar relacionado às condições anatômicas deste grupo muscular. Shumway-Cook e Woollacott (2003) investigaram o controle postural normal associado à estratégia de tornozelo e notaram que, cerca de 100 ms após o surgimento da perturbação (inclinação da prancha para frente), ocorre a inclinação do sujeito para trás, com a ativação dos músculos gastrocnêmios e, posteriormente, a ativação dos músculos paravertebrais. Os gastrocnêmios ativados produzem torque de flexão plantar, que são capazes de impulsionar o corpo para frente. Ao mesmo tempo, outros grupos musculares estão ativados, a fim de posicionar adequadamente o quadril e o joelho em extensão. Já quando a prancha se inclina para trás, nota-se a ativação inicial dos músculos distais anteriores, como o tibial anterior, seguida pelo quadríceps e finalmente os abdominais. É importante mencionar que a estratégia de tornozelo é observada especialmente em condições nas quais a perturbação do equilíbrio é relativamente pequena e a superfície de

apoio é firme. Além disso, tem como pré-requisitos a preservação da ADM e força normal de tornozelos. A condição de “imobilização” que o presente estudo simulou gerou restrição de 50% da ADM do tornozelo dos sujeitos da pesquisa, o que justifica a resposta diferenciada dos mesmos nesta condição.

4.4.4 Análise Eletromiográfica do Músculo Gastrocnêmio lateral

A Figura 40 apresenta o comportamento dos sujeitos em relação à atividade do músculo gastrocnêmio lateral, durante a oscilação posterior e anterior.

Figura 40 - Atividade eletromiográfica do músculo gastrocnêmio lateral, oscilação anterior e posterior - Valores normalizados pela CVM



Fonte: Autor.

São observados picos de atividade do gastrocnêmio lateral na oscilação posterior, mas os valores médios da oscilação anterior são maiores. Na oscilação anterior, não existe uma condição que se sobressai em relação às demais. Nota-se que os maiores picos de atividade muscular estão associados ao uso do tênis instável, assim como foi visto com maior clareza no músculo gastrocnêmio medial, durante a oscilação posterior. Na tentativa de evitar o deslocamento anterior do corpo e uma possível queda, ambos os gastrocnêmios (medial e lateral) são ativados simultaneamente.

Deve ser mencionada a grande influência que o posicionamento do osso calcâneo exerce sobre a atividade dos músculos gastrocnêmios, já que a inserção destes ocorre na região posterior deste osso, por meio do tendão calcâneo. Alterações posturais do pé, como o calcâneo varo, calcâneo valgo, pé plano e o pé cavo promovem mudanças no posicionamento

do calcâneo. Dessa forma, é possível concluir que tais alterações são capazes de produzir mudanças na atividade eletromiográfica dos músculos mencionados. Uma meta-análise realizada por Murley et al. (2009) mostra que a utilização de palmilhas em calçados aumenta a atividade dos músculos tibial anterior e fibular longo e altera até mesmo a atividade da musculatura lombar.

É comum, entre a faixa etária pesquisada no presente estudo, a utilização de tênis esportivos paralelamente ao uso de sapatos com saltos. Bertonecello et al. (2009) investigaram 30 mulheres jovens (entre 18 e 22 anos de idade) que utilizavam sapatos com saltos acima de 8 cm diariamente e empregaram o teste de Romberg e outras ferramentas para avaliação do equilíbrio. Observaram um significativo déficit de equilíbrio associado à retração muscular da cadeia posterior. Diante deste achado, é possível que a utilização paralela de outros tipos de calçado entre as voluntárias do presente estudo tenha influenciado nos resultados da atividade eletromiográfica.

Na oscilação anterior, assim como visto na oscilação posterior, as quatro condições estudadas apresentaram valores semelhantes de ativação muscular. O músculo gastrocnêmio medial parece apresentar comportamento diferenciado em relação ao lateral em condições de instabilidade. Os valores de p na comparação entre as quatro condições não mostrou relevância estatística pelo teste ANOVA (anterior: $p=0,200$ e posterior: $p=0,332$). A análise comparativa das situações de oscilação anterior e posterior desta variável, pelo teste t pareado, também não mostrou diferença importante ($p=0,21$).

4.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A seguir, serão feitas algumas considerações finais a respeito do presente estudo.

Buscar a compreensão do equilíbrio corporal em uma superfície instável associada a variadas condições, através de três métodos biomecânicos, é uma tarefa desafiadora, ao se considerar a presença de influências internas e externas sobre os sujeitos submetidos a estas condições. A combinação da dinamometria à cinemetria tridimensional e eletromiografia buscou combinar o maior número de parâmetros fidedignos para que os objetivos do presente estudo fossem alcançados.

As mudanças de hábitos notadas na atualidade em relação ao vestuário, como a utilização precoce e freqüente de calçados desde a infância, é capaz de produzir diferentes respostas biomecânicas nos indivíduos. Uma estimulação inapropriada do sistema proprioceptivo pode favorecer o surgimento de lesões musculoesqueléticas, como o entorse de tornozelo, cujo protocolo de tratamento sugere a realização de imobilização parcial desta articulação. Esta situação favorece o surgimento de um ciclo vicioso da lesão, pois a imobilização pode gerar rigidez articular e diminuição de força muscular, o que predispõe ao surgimento de uma nova lesão. Portanto, a abordagem fisioterapêutica assume importância ao quebrar este ciclo, por meio de um adequado e individualizado treinamento sensório-motor, no qual a utilização da prancha de equilíbrio é relevante.

Os achados do presente estudo sugerem que a utilização da prancha de equilíbrio pode ser associada à utilização de tênis instável, como um acessório adicional para a estimulação do sistema proprioceptivo e torná-lo assim mais apto a responder prontamente a situações de instabilidade, encontradas com freqüência nas atividades cotidianas. Este tênis parece não exercer efeito significativo relacionado ao ganho de força muscular, uma vez que a atividade muscular gerada por ele não é capaz de oferecer resistência considerável ao movimento.

Ciente da presença de diferenças anatômicas, fisiológicas e biomecânicas entre os indivíduos, decorrentes da idade, gênero, estado geral de saúde e estilo de vida, os resultados encontrados no presente estudo podem não ser aplicáveis a sujeitos com características diferentes às estudadas. Sugere-se, portanto, que novos estudos abordem o tema utilizando como amostra grupos com diferentes perfis e calçados.

4.3. CONCLUSÃO

A análise da estabilidade corporal na postura ereta sobre a prancha de equilíbrio, quantificada através da dinamometria, cinemetria e eletromiografia, permitiu concluir que o ténis instável e a imobilização parcial de tornozelo promovem alterações importantes sobre o equilíbrio dinâmico.

A força vertical de reação do solo, os ângulos articulares e as atividades musculares, analisadas em conjunto, mostram que há uma importante diferença nas respostas de oscilação anterior e posterior. A possibilidade de queda posterior ocasionou aumento de forças na região anterior da plataforma e respostas adaptativas do sistema neuromuscular. O membro inferior dominante assume comportamento biomecânico diferenciado, em relação ao não dominante, a respeito de ângulos articulares do tornozelo, na situação de instabilidade estudada.

Enquanto a imobilização parcial de tornozelo estimulou a atividade do músculo reto femoral, o ténis instável promoveu ativações importantes do músculo gastrocnêmio medial na recuperação da estabilidade ântero-posterior,

A utilização combinada da prancha de equilíbrio aos ténis instáveis é indicada como ferramenta apropriada para utilização no treinamento sensório-motor na prevenção de lesões musculoesqueléticas em indivíduos saudáveis, no tratamento fisioterapêutico.

REFERÊNCIAS

ABNT -ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Disponível em: http://www.abnt.org.br/IMAGENS/NORMALIZACAO_HOMOLOGACAO/2011%20Lista%20de%20publicacao%20-%2001%20a%2028%20fev.pdf Acesso em: 15 jul. 2013.

ALONSO, A. C. et al. Fatores antropométricos que interferem no equilíbrio postural. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 13, n. 25, p. 63-70, 2012.

AMADIO, A.C. et al. Métodos de medição em biomecânica do esporte: descrição de protocolos para aplicação nos centros de excelência esportiva. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 3, n. 4, p. 57-67, 2002.

AMADIO, A.C.; SERRÃO, J.C. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. **Rev. Bras. Educ. Fís. Esp.**, São Paulo, v.21, p.61-85, dez 2007.

BANKOFF, A.D.P. et al. Análise do equilíbrio corporal estático através de um baropodômetro eletrônico. **Conexões**, v.4, n.2, 2006. Disponível em: <http://fefnet178.fef.unicamp.br/ojs/index.php/fef/article/view/46> . Acesso em: 10 jul. 2013.

BARROS, R.M.L. et al. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise cinemática tridimensional de movimentos humanos. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 15, n. 1-2, p. 79-86, jan/ago 1999.

BASTOS, A.G.D.; LIMA, M.A.M.T.; OLIVEIRA, L.F. Avaliação de pacientes com queixa de tontura e eletrônístagmografia normal por meio da estabilometria. **Revista Brasileira de Otorrinolaringologia**, v.71, n.3, p. 305-310, mai/jun 2005.

BLASZCZYK, J.W. et al. Body transfer function as a potencial measure of postural stability in man. **Biocybernetics and Biomedical Engineering**, v. 14, n. 3-4, p. 4-15, 1994.

BONFIM, T.R. et al. Efeito de informação sensorial adicional na propriocepção e equilíbrio de indivíduos com lesão de LCA. **Acta Ortop Bras**, v. 17, n.5, p .291-296, 2009.

BOVE, M. et al. Interaction between vision and neck proprioception in the control of stance. **Neuroscience**, v.164, p.1601-1608, 2009.

BRINO, C. S. **Influência de diferentes calçados sobre os percentuais da força peso aplicados na base de sustentação e a postura corporal em pé.** 2003. 130f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano). Escola de Educação Física – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2003.

BUCHECKER, M. et al. Effects of age on lower extremity joint kinematics and kinetics during level walking with Masai Barefoot technology shoes. **European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine.** v.49, 2013.

BURKE, R.E. Sir Charles Sherrington's: The integrative action of the nervous system: a centenary appreciation. **Brain**, v. 130, p. 887-894, 2007.

CARCI. Equipamentos para Fisioterapia e Reabilitação (Prancha de equilíbrio). Disponível em: http://www.carci.com.br/produto/index/detalhes/fitness-prancha-de-equilibrio-retangular---40x60cm-_283.html Acesso em: 16 jul. 2013.

CAMPELO, T S. **Postura e equilíbrio corporal: um estudo das relações existentes.** Trabalho de Graduação. Faculdade de Educação Física, Unicamp, 2003. 44 p.

DOMJANIC, J. et al. Geometric morphometric footprint analysis of young women. **Journal of Foot and Ankle Research**, v.6, n.27, 2013.

DUARTE, M. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática.** Tese de livre docência em Biomecânica. Escola de Educação Física e Esporte - Universidade de São Paulo – USP, 2000.

DUARTE, M.; FREITAS, S.M.S.F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Rev Bras Fisioter**, v.14, n. 3, p. 183-92, 2010.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V.M. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. **Experimental Brain Research**, n. 146, pp. 60-69, 2002.

ENOKA, R.M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia.** 2ª ed., São Paulo: Manole, 2000.

FIALHO, A.B. **Instrumentação industrial: conceitos, aplicações e análises.** 3a. ed. São Paulo:Érica, 2005. 280 p.

FORMIGONI, L.G.; GOBBI, A.F. As síndromes de equilíbrio na mulher. *Otoneurologia: fatos e experiências práticas. Rev Bras Med*, nº 3., edição especial, 1999.

GANANÇA, M.M. **Princípios de otoneurologia - Volume 1.** 1ª ed., São Paulo: Atheneu, 1998.

HEBERT, S.; FILHO, T.E.P.B.; XAVIER, R.; PARDINI JR., A.G. **Ortopedia e Traumatologia: Princípios e prática.** 4a. edição, Porto Alegre: Artmed, 2008. 1696 p.

HERDMAN, S.J. **Reabilitação Vestibular.** 2a. ed. São Paulo:Manole, 2002.

HERNÁNDEZ, A. et al. Effect of age on center of mass motion during human walking. **Gait and Posture**, v. 30, n.2, p. 217-222, 2009.

JANUÁRIO, F.; AMARAL, C. Fisiologia do Equilíbrio. **Revista da Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação**, v. 19, n.2, 2010.

KISNER, C.; COLBY, A. L. **Exercícios terapêuticos: Fundamentos e Técnicas.** 4ª. ed. São Paulo: Manole, 2002.

KLEINER, A.F.R.; SCHLITTLER, D.X.C.; SANCHEZ-ARIAS, M.D.R. O papel dos sistemas visual, vestibular, somatossensorial e auditivo para o controle postural. **Rev Neurociências**, v.19, n.2, p. 349-357, 2011.

KRAEMER, E.C.; TAIROVA, O.S. Equilíbrio postural de mulheres fisicamente ativas e sedentárias. **Do Corpo: Ciências e Artes**, Caxias do Sul, v. 1, n. 1, jul./dez. 2011.

LEE, D.N.; LISHMAN, J.R. Visual proprioceptive control of stance. **J Human Movement Studies**, v.1, p. 87-95, 1975.

LEMOS, L.F.C.; DAVID, A.C.; MOTA, C.B. Equilíbrio postural de mulheres adultas em duas faixas etárias distintas. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v.19, n.3, p. 51-57, 2011.

LEMOS, L.F.C.; TEIXEIRA, C.S.; MOTA, C.B. Uma revisão sobre centro de gravidade e equilíbrio corporal. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v.17, n.4, p. 83-90, 2009.

LEPORACE, G.; METSAVAHT, L.; SPOSITO, M.M.M. Importância do treinamento da

propriocepção e do controle motor na reabilitação após lesões músculo-esqueléticas. **Acta Fisiatr**, v. 16, n.3, p. 126-131, 2009.

MAGILL, R.A. **Aprendizagem Motora - Conceitos e Aplicações**. São Paulo: Edgard Blucher, 2000.

MARCHETTI, P.H.; DUARTE, M. **Instrumentação em eletromiografia**. Laboratório de biofísica. Universidade de São Paulo (USP), 2006. Disponível em: <http://www.fefiso.edu.br/grupoestudo/pdfs/06.pdf>. Acesso em: 19 fev. 2013.

MARQUES, A.P. **Manual de Goniometria**. 2a. ed. São Paulo: Ed. Manole. 2003. 96 p.

MELO, S.I.L.; SANTOS, S.G.. Antropometria em biomecânica: características, princípios e modelos antropométricos. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desenvolvimento Humano**, v. 2, n. 1, p. 97-105, 2000.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A.C. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 3, n. 3, p. 77-83, 2003.

MURLEY, G.S. et al. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. **Gait and Posture**, v. 29, p. 172-187, 2009.

NIGG, B.M. **Biomechanics of running shoes**. Champaign, Illinois: Humann Kinetics Publishers, 1986. 180 p.

NIGG, B.M.; EMERY, C.; HIEMSTRA, L.A. Unstable shoe construction and reduction of pain in osteoarthritis patients. **Med Sci Sports Exerc**, v.38, p. 1701-1708, 2006.

OLIVEIRA, V.C. et al. Estabilidade articular da coluna vertebral: teorias contemporâneas e novos paradigmas. **Fisioterapia Brasil**, v.10, n.4, julho/agosto de 2009.

PERRY, J. **Análise de Marcha: marcha normal vol. 1**. 1. ed. São Paulo : Manole, 2005. 200 p.

QUEEN, R.M. et al. Effect of shoe type on plantar pressure: A gender comparison. **Gait and Posture**, v.31, p. 18-22, 2010.

REIDER, B. et al. Proprioception of the knee before and after anterior cruciate ligament reconstruction. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 19, n. 1, p. 2-12, 2003.

ROBINSON, C.C. Neuropatia diabética, pressão plantar e perspectivas para o desenvolvimento de calçados para diabéticos. **Revista Tecnicouro**, Jun/Jul 2012, p. 70-75.

ROSA, L.M. **Análise do equilíbrio dinâmico de jogadores de futebol durante o chute**. 2010. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2010.

SACCO, I.C.N. et al. Força reação do solo durante a marcha com uso do tênis e sandália plataforma. **Fisioterapia em Movimento**, v. 20, n. 3, p. 55-62, jul./set. 2007.

SERRÃO, J.C.; AMADIO, A.C. Kinetic and electromyographic adaptations in barefoot locomotion. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 2, p. 43-51, 2001.

SHUMWAY-COOK, WOOLLACOTT, M.H. **Controle Motor - Teoria e aplicações práticas**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2003.

SOUSA, A. et al. Influence of wearing an unstable shoe on thigh and leg muscle activity and venous response in upright standing. **Applied Ergonomics**, v. 43, p. 933-939, 2012.

SOUZA G..S.; GONÇALVES D.F.; PASTRE C.M. Propriocepção cervical e equilíbrio: uma revisão. **Fisioterapia em Movimento**, v.19, n.4, p. 33-40, 2006.

TANIGUCHI, M. et al. Kinematic and kinetic characteristics of Masai Barefoot Technology footwear. **Gait and Posture**, v.35, p. 567-572, 2012.

TOKARS, E. et al. A influencia do arco plantar na postura e no conforto dos calçados ocupacionais. **Fisioter. Bras.**;4(3):157-162, maio-jun. 2003.

VANDER A. J.; SHERMAN J. H.; LUCIANO D. S. **Fisiologia humana**. 3 ed., São Paulo:Mcgraw-Hill, 1981.

VIEL, E. et al. **A marcha humana, a corrida e o salto**. São Paulo: Manole, 2001.

WEERDT, W.; SPAEPEN, A. Equilíbrio. in: DURWARD, B.R.; BAER, G.D.; ROWE, P.J. **Movimento funcional humano – mensuração e análise**. São Paulo: Manole, 2001.

WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement**. New York: John Wiley, 1990.

WINTER, D.A. **A B C of balance during standing and walking**. Waterloo: Graphic Services, 1995.

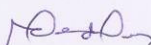
ANEXO A - Autorização para utilização do Laboratório de Biomecânica da FEG-UNESP

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Guaratinguetá

DECLARAÇÃO nº 06/2013 - FEG - DME

Declaro para devidos fins que a aluna GLAUCE GONZAGA SILVA, aluna regularmente matriculada no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia – Campus de Guaratinguetá - Doutorado, está autorizada a utilizar as dependências do Laboratório de Biomecânica do Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia – Campus de Guaratinguetá – FEG/UNESP, para realizar pesquisas referente ao Projeto de Doutorado.

Guaratinguetá, 27 de março de 2013.


Prof. Dr. Mauro Pedro Peres
Chefe do Departamento de Mecânica

ANEXO B – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



Faculdade de Pindamonhangaba



Recredenciada pela Portaria Ministerial n.º 516 de 12/06/2012, publicada no D.O.U. de 13/06/2013

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA FAPI

CERTIFICADO

Certifico que o protocolo n.º. 210/2013, intitulado *“Análise Cinemática, Eletromiográfica e Dinamométrica das Estratégias de Equilíbrio em mulheres, com diferentes calçados e condições”*, sob a responsabilidade do Prof. Dr. Tamotsu Hirata está de acordo com a Resolução 196/96 do Ministério da Saúde e suas complementações, a qual versa sobre os princípios éticos em pesquisa envolvendo seres humanos. Sendo assim, o referido protocolo está **Aprovado** por esta Comissão de Ética em Pesquisa.

Pindamonhangaba, 21 de Agosto de 2013.

Prof.ª Dra. Luciane Vieira Garcia
Farmacêutica-Bioquímica
CRF 12.259


PROF.ª DR.ª LUCIANE VIEIRA GARCIA
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa da FAPI

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

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

INFORMAÇÕES SOBRE A PESQUISA:

Projeto: Análise cinemática, eletromiográfica e dinamométrica das estratégias de equilíbrio em mulheres, com diferentes calçados e condições.

Pesquisadora Responsável: Glauce Gonzaga Silva (aluna do programa de Doutorado da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – UNESP).

Telefones para contato (inclusive ligações a cobrar): (12) 99111-8439.

Trata-se de uma pesquisa a ser realizada nas dependências do Departamento de Mecânica da FEG-UNESP, sob a autorização do chefe de departamento e supervisões do orientador do projeto, cujos objetivos são instrumentar uma prancha de equilíbrio, utilizada na reabilitação fisioterapêutica, com uma plataforma de força; simular uma situação de diminuição da amplitude de movimento (ADM) do tornozelo, através da imobilização do membro inferior dominante em 50% de sua total ADM; verificar a variação de forças sobre a plataforma durante a oscilação sobre uma prancha de equilíbrio, nas condições: descalço, tênis habitual, tênis instável e imobilização unilateral de 50% da ADM do tornozelo; verificar o comportamento cinemático tridimensional durante a oscilação sobre uma prancha de equilíbrio, nas condições: descalço, tênis habitual, tênis instável e imobilização unilateral de 50% da ADM do tornozelo; verificar o comportamento eletromiográfico dos músculos tibial anterior, gastrocnêmios lateral e medial e reto femoral durante a oscilação sobre uma prancha de equilíbrio, nas condições: descalço, tênis habitual, tênis instável e imobilização unilateral de 50% da ADM do tornozelo; buscar uma possível correlação entre os achados dinamométricos, cinemáticos e eletromiográficos, a fim de melhor compreender as estratégias de equilíbrio em indivíduos jovens e saudáveis; verificar a possível influência dos calçados sobre estas estratégias de equilíbrio; verificar os efeitos da imobilização (descrita anteriormente) sobre as estratégias de equilíbrio sobre a prancha.

Esta pesquisa será executada individualmente. Esse procedimento experimental não implicará prejuízo algum à voluntária da pesquisa.

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

O período de participação será de aproximadamente 2 (duas) horas, divididos em 2 dias consecutivos. É expressamente garantido à voluntária o direito de retirar seu consentimento a qualquer momento, sem nenhum prejuízo à sua saúde e nem financeiro. Além disso, será garantido o sigilo da sua identidade.

Nome e assinatura da pesquisadora _____.

CONSENTIMENTO DA PARTICIPAÇÃO DA PESSOA COMO VOLUNTÁRIA

Eu, _____
_____, RG _____, abaixo assinado, concordo em participar do estudo intitulado “Análise cinemática, eletromiográfica e dinamométrica das estratégias de equilíbrio em mulheres, com diferentes calçados e condições”, de forma voluntária. Fui devidamente informada e esclarecida pela pesquisadora sobre a pesquisa, os procedimentos nela envolvidos, assim como os possíveis riscos e benefícios decorrentes de minha participação. Foi-me garantido que posso retirar meu consentimento a qualquer momento, sem que isto leve a qualquer penalidade.

Local e data _____ / ____ / _____

Nome: _____

Assinatura da voluntária: _____

APÊNDICE B – FICHA DE AVALIAÇÃO

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP FACULDADE DE ENGENHARIA DE GUARATINGUETÁ - FEG

PROTOCOLO NÚMERO:

DATA: / /

DADOS PESSOAIS

Nome:

Data de Nascimento:

Idade:

Endereço:

Contato:

DADOS CLÍNICOS

Lado dominante: ()direito ()esquerdo

Relata alguma perda de equilíbrio, tontura, vertigem? ()sim ()não

Apresenta alteração (alterações) neurológicas? ()sim ()não

Realizou alguma cirurgia nos últimos seis meses? ()sim ()não

Apresenta perda parcial ou total da visão, unilateral ou bilateral? ()sim ()não

Tem diabetes? Se sim, apresenta alguma perda de sensibilidade nos membros inferiores?

Relata algum tipo de dor nos membros inferiores? Qual região?

Apresenta alguma enfermidade musculoesquelética, ortopédica e/ou degenerativa diagnosticada? Qual?

DADOS ANTROPOMÉTRICOS

Peso:

altura:

Medida do maléolo lateral até o chão:

Lado direito Lado esquerdo

Medida do maléolo lateral até o 5º metatarso:

Lado direito Lado esquerdo