LICIA PAZZOTO CACCIARI

**Influências do rebaixamento do arco longitudinal medial e da bandagem
plantar no controle postural**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Medicina da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Mestre em
Ciências

Programa de Ciências da Reabilitação
Área de concentração: Movimento,
Postura e Ação Humana

Orientadora: Profa. Dra. Clarice Tanaka

São Paulo

2012

LICIA PAZZOTO CACCIARI

**Influências do rebaixamento do arco longitudinal medial e da bandagem
plantar no controle postural**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Medicina da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Mestre em
Ciências

Programa de Ciências da Reabilitação
Área de concentração: Movimento,
Postura e Ação Humana

Orientadora: Profa. Dra. Clarice Tanaka

São Paulo

2012

para o Gui e para clube da mostra

AGRADECIMENTOS

Para todas as pessoas e instituições que me apoiaram e incentivaram de diferentes formas, escrevo estes agradecimentos.

Agradeço à Clarice Tanaka, à todas as nossas intensas conversas, reuniões e cursos do grupo, assim como aos momentos inesquecíveis que vivemos em Austin, que foram essenciais para a elaboração deste projeto. Agradeço também pelas preciosas horas que passamos escrevendo lado a lado, assim como pela autonomia concedida em todos os momentos da pesquisa. Assim como à Clarice, agradeço à todos que passaram comigo pelo Grupo de Reeducação Funcional da Postura e do Movimento, que inspiraram, apoiaram e incentivaram minha vida clínica e acadêmica.

À Isabel Sacco, dedico meus mais sinceros agradecimentos, por ser um exemplo de mulher e de pesquisadora, por me adotar com tanto carinho e por me tornar parte do seu excelente grupo de pesquisa. Sem dúvida alguma, esta dissertação não teria sido concluída sem sua presença constante.

Ao grupo de pesquisa do Labimph, Cristina, Kenji, Aninha, Adri, Beto, Belzinha, Ivey, Naomi, And, Francis, Franklin, Anice, Aline, Vitor, Batata, Alê, Lucas, Sorocaba, Mari, Toshio, agradeço pelo acolhimento carinhoso, pelo companheirismo, pelas conversas descontraídas, pela preocupação, pelo incentivo, por suportarem minhas extravagâncias e principalmente, por servirem de exemplo como um grupo de pesquisa consolidado e incrivelmente produtivo. Agradeço especialmente o Ricky, meu companheiro de copo e de cruz, que

participou de todas as etapas deste projeto, me ajudou na rotina, na redação, nas traduções e sempre me incentivou com sua inteligência e ternura.

Agradeço aos membros da banca examinadora pela dedicação e contribuição, por serem para mim exemplo e inspiração; à Secretaria de Pós Graduação, e às secretárias Ana e Bia, pela paciência e competência e por me salvarem tantas vezes nas minhas confusões burocráticas; agradeço também carinhosamente às voluntárias que participaram deste estudo;

À minha família querida, agradeço pelo amor, pela segurança, pela inspiração, pelo auxílio pesquisa e bolsa família, assim como pela confiança depositada em mim, principalmente nos momentos em que esta confiança me faltava.

Dedico essa dissertação ao Clube da Mostra, pelo carinho, paciência e incentivo, e principalmente, pelas deliciosas conversas, jantares e filmes, me ajudando a lembrar que a vida não deve se restringir à atividade acadêmica.

Ao Gui, agradeço pelo amor e companheirismo incondicionais, por participar fielmente de todas as etapas desta pesquisa, pela leitura incansável, atenta e sugestiva. Por estes e por outros tantos motivos é que dedico a ele esta dissertação.

NORMALIZAÇÃO ADOTADA

Esta dissertação está de acordo com as seguintes normas em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors* (Vancouver).

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Serviço de Biblioteca e Documentação. Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 2ª. Ed. São Paulo: Serviço de Biblioteca e Documentação; 2005.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus*.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	vi
LISTA DE TABELAS.....	ix
RESUMO	x
ABSTRACT	xi
1. INTRODUÇÃO	1
2. OBJETIVO GERAL.....	4
2.1. Objetivos Específicos Estudo 1	4
2.2. Objetivos Específicos Estudo 2	5
3. MÉTODOS	6
3.1 Critérios de Elegibilidade e Casuística Estudo 1 e 2.....	6
3.2 Protocolo de Avaliação do Estudo 1 e 2	8
3.3 Procedimentos para Aplicação da Bandagem Plantar no Estudo 2.....	13
3.4 Análise matemática e estatística dos dados da trajetória do centro de pressão.....	14
4. ESTUDO 1- “Controle Postural em condições de perturbação sensorial de mulheres com rebaixamento do arco longitudinal medial”.....	19
4.1 Justificativa do Estudo 1	19
4.2 Resultados do Estudo 1	21
4.3 Discussão do Estudo 1	24
4.4 Conclusão do Estudo 1	26
5. ESTUDO 2 - “Efeitos a curto prazo da bandagem plantar no controle postural em condições de perturbação sensorial de mulheres com rebaixamento do arco longitudinal medial”	27
5.1 Justificativa do Estudo 2	27
5.2 Resultados do Estudo 2	31
5.3 Discussão do Estudo 2	34
5.4 Conclusão do Estudo 2	37
6. CONSIDERAÇÕES FINAIS	38
ANEXO A: Aprovação CAPPesq.....	41
ANEXO B: Mudança de título	42
ANEXO C: Termo de consentimento	43
7. REFERÊNCIAS	45
APÊNDICE	1

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - Classificação do tipo de arco longitudinal medial segundo o índice Chippaux-Smirak $[b/a]$, sendo (a) a maior largura do antepé e (b) o segmento de reta paralelo correspondente a menor largura do médio-pé. Exemplos de pés com arcos cavo (i), normal (ii) e plano (iii)..... 7
- Figura 2 - Fluxograma das etapas dos estudos 1 e 2..... 10
- Figura 3 - Teste de integração sensorial modificado. Avaliação em 4 condições de perturbação sensorial: (1) plataforma fixa e olhos abertos, (2) plataforma fixa e olhos fechados, (3) plataforma móvel e olhos abertos, e (4) plataforma móvel e olhos fechados..... 11
- Figura 4 - Plataforma de força PRO Balance Master (NeuroCom® International Inc., Clackamas, OR, USA), com 4 transdutores de força tipo *strain gauges*. 11
- Figura 5 - Aplicação da bandagem plantar. Realinhamento do arco transversal (a), realinhamento do arco longitudinal (b), vista sagital do arco rebaixado com a bandagem (c), e vista superior (d) 14
- Figura 6 - Exemplo de um estatocinesiógrama da trajetória do centro de pressão (COP) não filtrado de um indivíduo na postura ereta quasi-estática por 20 segundos. 15

- Figura 7 - Exemplo de um estatocinesiograma da trajetória do centro de pressão (COP) com os dados já filtrados por meio de análise de resíduo. Dados referentes a figura 5..... 15
- Figura 8 - Exemplo das etapas da seleção do filtro por análise de resíduos: (a) estabilograma do dado bruto (COP), (b) seleção do parâmetro de corte e (c) averiguação do sinal filtrado (em vermelho, acompanhando a trajetória original)..... 16
- Figura 9 - Exemplo de estatocinesiogramas de um indivíduo na postura ereta quasi-estática por 20 segundos nas 4 condições de perturbação sensorial: (1) plataforma fixa e olhos abertos, (2) plataforma fixa e olhos fechados, (3) plataforma móvel e olhos abertos, e (4) plataforma móvel e olhos fechados..... 17
- Figura 10 – Diferenças do tipo de arco: Velocidade média (VM) e *root mean square* (RMS) nas direções ântero-posterior e médio-lateral, nos grupos arco normal e arco rebaixado. Médias e erro padrão nas 4 condições de perturbação sensorial: (1) plataforma fixa e olhos abertos, (2) plataforma fixa e olhos fechados, (3) plataforma móvel e olhos abertos, e (4) plataforma móvel e olhos fechados. ANOVAs para medidas repetidas com tipo de arco, condições e interação tipo de arco X condições como efeitos, teste post-hoc de Newman-Keuls. * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$; n.s. não significante..... 23
- Figura 11 – Diferenças das situações sem e com a bandagem: Velocidade média (VM) e *root mean square* (RMS) nas direções ântero-posterior e

médio-lateral. Médias e erro padrão nas 4 condições de perturbação sensorial: (1) plataforma fixa e olhos abertos, (2) plataforma fixa e olhos fechados, (3) plataforma móvel e olhos abertos, e (4) plataforma móvel e olhos fechados. ANOVAs para medidas repetidas com tipo de arco, condições e interação tipo de arco X condições como efeitos, teste post-hoc de Newman-Keuls. * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$; n.s. não significante..... 33

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 – Diferenças entre as condições de perturbação para cada grupo, Arco normal e Arco rebaixado. Velocidade média e *root mean square* (RMS) da trajetória do COP nas direções ântero-posterior e médio-lateral, nas 4 condições de perturbação sensorial: (1) plataforma fixa e olhos abertos, (2) plataforma fixa e olhos fechados, (3) plataforma móvel e olhos abertos, e (4) plataforma móvel e olhos fechados. 24
- Tabela 2 – Diferenças entre as condições de perturbação sensorial para cada situação (Sem e Com bandagem). Velocidade média e *root mean square* (RMS) da trajetória do COP nas direções ântero-posterior e médio-lateral, nas 4 condições de perturbação sensorial: (1) plataforma fixa e olhos abertos, (2) plataforma fixa e olhos fechados, (3) plataforma móvel e olhos abertos, e (4) plataforma móvel e olhos fechados. 34

RESUMO

Cacciari, L.P. *Influências do rebaixamento do arco longitudinal medial e da bandagem plantar no controle postural* [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2012. 48p.

Esta dissertação parte da premissa de que o desalinhamento dos arcos plantares estão associados ao mal funcionamento do pé e a subseqüentes desequilíbrios mecânicos gerados por compensações na cadeia cinética e articulações adjacentes. A bandagem plantar é uma das técnicas comumente utilizadas no tratamento e prevenção de lesões decorrentes destes desalinhamentos; no entanto, sua eficácia no controle postural ainda é incerta. Nossas hipóteses são: (i) que sujeitos com arco rebaixado apresentariam déficits do controle postural que se acentuariam em condições de perturbação sensorial, e (ii) que a bandagem aplicada no medio-pé para melhorar a acuidade sensorial traria benefícios para o controle postural destes sujeitos, principalmente nas condições de perturbação. Assim, apresentaremos nesta dissertação dois estudos, um para investigar as alterações no controle postural de indivíduos com rebaixamento do arco plantar (estudo 1), e outro para investigar as consequências da utilização bandagem plantar nestes indivíduos (estudo 2). Para ambos os estudos, avaliamos a velocidade média e o *root mean square* da trajetória do centro de pressão durante a manutenção da postura quasi-estática em quatro condições de perturbação sensorial: (1) plataforma fixa, olhos abertos; (2) plataforma fixa, olhos fechados; (3) plataforma móvel, olhos abertos; e (4) plataforma móvel, olhos fechados. No estudo 1, 24 mulheres com arcos normais foram comparadas a 13 mulheres com arco rebaixado. No estudo 2, a comparação foi feita entre as condições sem e com a bandagem plantar para as 13 mulheres com arco rebaixado. Os resultados indicam que mulheres com rebaixamento do arco oscilam menos e mais lentamente que mulheres com arco normal, em particular na condição de maior perturbação sensorial, o que pode representar uma resposta pior, ou mais lenta de um sistema com desequilíbrios mecânicos decorrentes de um pé pouco funcional. Já a utilização da bandagem plantar resultou em aumento da oscilação do centro de pressão para a maioria das condições de perturbação sensorial, principalmente na direção médio-lateral, o que pode ser explicado por uma dificuldade dos sujeitos em se ajustar a uma nova postura, ou indicar um ganho de confiança e um melhor funcionamento do pé, traduzido pelo aumento da utilização dos ajustes posturais.

Descritores: Articulação do tornozelo; Fita atlética; Equilíbrio postural, Propriocepção; Feedback sensorial.

ABSTRACT

Cacciari, L.P. *Influence of low plantar arch and foot taping on postural control* [dissertation]. São Paulo: "Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo"; 2012. 48p.

This dissertation is based on the premise that misalignment of plantar arches are associated to poor foot function and to subsequent mechanical compensations in the kinetic chain and adjacent joints. Foot taping is a commonly used technique in the treatment and prevention of injuries caused by these misalignments; however, its efficacy on postural control is still uncertain. Our hypotheses are: (i) subjects with low plantar arch would present postural control deficits, detectable by center of pressure sway measurement, that would be worsened in conditions of sensory perturbation, and (ii) foot taping, applied on midfoot with the intention to improve the cutaneous sensorial acuity, would bring benefits to the postural control of these subjects, especially under conditions of sensory perturbation. Thus, two studies will be presented: the first meant to investigate postural control alterations in individuals with low plantar arch (study 1), and the second, to investigate the effects of foot taping use in these subjects (study 2). For both studies, the mean velocity and root mean square of center of pressure trajectory were assessed during the maintenance of quasi-static stance in four conditions of sensory perturbations: (1) fixed support, eyes opened; (2) fixed support, eyes closed; (3) moving support, eyes opened, and (4) moving support, eyes closed. In study 1, 24 women with normal plantar arch were compared to 13 with low plantar arch. For study 2, the same 13 low arched subjects were assessed with and without foot taping. Results indicate that women with low plantar arch have less and slower center of pressure sway, particularly in the condition of highest sensory perturbation level, which may indicate a worsened, or slower, response of a mechanically altered system. When foot taping was applied to the low arched individuals, a higher and faster center of pressure sway was observed in most of the sensory perturbation conditions, especially in the medio-lateral direction. This could be explained either by a difficulty for the subjects to adapt to a new imposed postural condition, or by a gain in confidence while using the taping, reflected by the increase in postural adjustments.

Descriptors: Ankle joint; Athletic tape; Postural balance; Proprioception; Sensory feedback.

1. INTRODUÇÃO

Nessa dissertação, estudamos as consequências do desalinhamento do arco longitudinal medial no controle postural e os benefícios proporcionados pela bandagem aplicada na região da superfície plantar, com o intuito de promover uma melhor condição postural por meio da estimulação somatossensorial em mulheres com esse desalinhamento mecânico. Sendo assim, optamos pela realização de dois estudos, o primeiro com enfoque na análise dos prejuízos decorrentes do desalinhamento do arco e o segundo com enfoque na análise dos benefícios da aplicação de bandagem plantar.

Como o controle postural é influenciado por parâmetros antropométricos, como a massa corporal, estatura e o comprimento do pé, assim como pela idade e sexo, optamos por avaliar mulheres com rebaixamento do arco longitudinal medial, já que é sabido que essas apresentam maior índice de lesões mesmo em casos de menor grau de desalinhamentos posturais (1).

Para o primeiro estudo, selecionamos, entre estudantes da Faculdade de Medicina e funcionárias do Hospital das clínicas, mulheres jovens com e sem rebaixamento do arco plantar, que se voluntariaram para participar da análise do controle postural. Optamos por realizar essa análise na plataforma de força móvel PRO Balance Master (NeuroCom® International Inc., Clackamas, OR, USA), considerando que essa ferramenta tem sido utilizada para avaliação de equilíbrio em estudos prévios já descritos na literatura, e é adequada para análise postural

em condições de perturbação sensorial (2-5), que poderiam evidenciar nossos achados.

Sabe-se que o controle postural depende de informações advindas dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial, sendo portanto de nosso interesse manipular esses sistemas para garantir que possíveis prejuízos do controle motor não fossem mascarados por compensações sensoriais (6).

Para o segundo estudo, optamos pela aplicação da bandagem plantar elástica, considerando que a restrição da amplitude de movimento gerada por materiais rígidos poderia perturbar o controle postural, uma vez que limitaria os ajustes provenientes da articulação do tornozelo (7, 8).

Consideramos ainda o fato de que é sabido que a restrição provocada pela aplicada destes materiais se perde ao longo do dia (9), ou após 30min de atividade física (10), portanto tivemos interesse em analisar o efeito a curto prazo desta bandagem.

No segundo estudo, optamos também pela aplicação da bandagem somente nos sujeitos previamente selecionados com desalinhamento. Avaliamos que se o intuito era oferecer uma melhor condição postural para um arco desalinhado, não seria de nosso interesse aplicar a mesma técnica em sujeitos sem desalinhamento, muito embora reconheçamos que a aplicação de uma bandagem placebo poderia ser útil na melhor discriminação dos efeitos observados.

Sendo assim, apresentaremos dois estudos, com objetivos e métodos em comum, seguidos de suas justificativas, resultados e discussões individuais, articulados finalmente nas considerações finais.

2. OBJETIVO GERAL

A presente dissertação propõe-se a investigar a influência do rebaixamento do arco longitudinal medial e o efeito a curto prazo da aplicação da bandagem plantar em mulheres com o arco longitudinal rebaixado, nos ajustes posturais em condições de perturbação sensorial, por meio de dois estudos.

2.1. Objetivos Específicos Estudo 1

- Avaliar e comparar a influência do rebaixamento do arco longitudinal medial no comportamento do **root mean square** ântero-posterior e médio-lateral da trajetória do centro de pressão, durante a manutenção da postura quasi-estática em quatro condições de perturbação sensorial: (1) plataforma fixa e olhos abertos, (2) plataforma fixa e olhos fechados, (3) plataforma móvel e olhos abertos, e (4) plataforma móvel e olhos fechados, em mulheres com e sem rebaixamento do arco;
- Avaliar e comparar a influência do rebaixamento do arco longitudinal medial no comportamento da **velocidade média** ântero-posterior e médio-lateral da trajetória do centro de pressão, durante a manutenção da postura quasi-

estática nas quatro condições de perturbação sensorial, em mulheres com e sem rebaixamento do arco.

2.2. Objetivos Específicos Estudo 2

- Avaliar e comparar a influência da aplicação da bandagem plantar a curto prazo no comportamento do **root mean square** ântero-posterior e médio-lateral da trajetória do centro de pressão, durante a manutenção da postura quasi-estática em quatro condições de perturbação sensorial: (1) plataforma fixa e olhos abertos, (2) plataforma fixa e olhos fechados, (3) plataforma móvel e olhos abertos, e (4) plataforma móvel e olhos fechados, em mulheres com rebaixamento do arco;
- Avaliar e comparar a influência da aplicação da bandagem plantar a curto prazo no comportamento da **velocidade média** ântero-posterior e médio-lateral da trajetória do centro de pressão, durante a manutenção da postura quasi-estática em quatro condições de perturbação sensorial: (1) plataforma fixa e olhos abertos, (2) plataforma fixa e olhos fechados, (3) plataforma móvel e olhos abertos, e (4) plataforma móvel e olhos fechados, em mulheres com rebaixamento do arco.

3. MÉTODOS

Este capítulo descreve os critérios de elegibilidade e casuística das amostras avaliadas nos dois estudos e os procedimentos gerais para avaliação do arco plantar, para a aquisição e análise dos dados do centro de pressão, comuns aos dois estudos. Os procedimentos específicos para a aplicação da bandagem (estudo 2) estarão descritos no capítulo correspondente (capítulo 3.2).

3.1 Critérios de Elegibilidade e Casuística Estudo 1 e 2

Os critérios de elegibilidade foram mulheres com: (i) classificação de arco longitudinal plantar normal ou rebaixado pelo índice de Chippaux-Smirak (11), (ii) ausência de história de lesão de tornozelo nos últimos dois meses; (iii) ausência de diagnóstico de doenças neurológicas ou ortopédicas (acidente vascular encefálico, paralisia cerebral, poliomielite, artrite reumatóide, próteses articulares, osteoartrite moderada ou severa) que comprometam a capacidade de se manter em pé sem apoio ou sem auxílio, e (iv) ausência de alergia conhecida aos materiais utilizados para as mulheres com rebaixamento do arco.

Para classificação do arco longitudinal medial utilizamos o Índice de Chippaux-Smirak (11), calculado pela razão entre a menor largura do médio-pé e maior largura do antepé, por meio da impressão plantar (Figura 1). Este índice foi

escolhido por ser um método prático e com boa correlação com parâmetros radiográficos (12), que não requer equipamento especializado e diferencia o rebaixamento do arco em 3 subcategorias (moderado, rebaixado e plano), possibilitando a seleção de um grupo com maior grau de similaridade de alteração (13).

Figura 1 - Classificação do tipo de arco longitudinal medial segundo o índice Chippaux-Smirak [b/a], sendo (a) a maior largura do antepé e (b) o segmento de reta paralelo correspondente a menor largura do médio-pé. Exemplos de pés com arcos cavo (i), normal (ii) e plano (iii).

Setenta e sete mulheres jovens se voluntariaram para a avaliação do tipo de arco longitudinal medial que foram classificados em plano, rebaixado, intermediário, normal ou cavo pelo índice de Chippaux-Smirak (11). Destas mulheres, 16 tiveram seus arcos classificados como rebaixado, duas como plano, 15 como moderado, 39 como normal e cinco como cavo. Entre estas 77 mulheres

avaliadas, 37 atingiram os critérios de elegibilidade e concordaram em participar dos estudos 1 e 2, assinando o termo de consentimento livre e esclarecido, aprovado pela Comissão de Ética do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (protocolo no. 0966/07).

No estudo 1, a amostra foi constituída, portanto, de 37 mulheres jovens, 24 com arco longitudinal normal ($24,0 \pm 2,6$ anos, $1,6 \pm 0,1$ m, $62,6 \pm 17,6$ kg e Índice de Chippaux-Smirak de 18,87%, comprimento médio do pé de $8,6 \pm 0,3$ cm) e 13 com rebaixamento do arco longitudinal medial ($26,7 \pm 5,1$ anos, $1,6 \pm 0,1$ m, $64,7 \pm 10,5$ kg, Índice de Chippaux-Smirak de $39,1 \pm 2,81$, comprimento médio do pé de $8,4 \pm 0,4$ cm). Os grupos não foram estatisticamente diferentes na distribuição da idade, estatura, massa corporal ou comprimento dos pés ($p > 0,05$, teste t independente), mas foram diferentes quanto ao índice de classificação do arco ($p < 0,01$, teste t independente).

No estudo 2, a amostra foi constituída de 13 mulheres jovens com rebaixamento do arco longitudinal medial, cujas características antropométricas e demográficas foram descritas anteriormente.

3.2 Protocolo de Avaliação do Estudo 1 e 2

Os indivíduos previamente selecionados compareceram a uma única sessão de avaliação, leram e assinaram o termo de consentimento. O protocolo de avaliação (figura 2) incluiu: (1) a avaliação do arco plantar, (2) uma entrevista de checagem dos critérios de elegibilidade, (3) a aplicação da bandagem (apenas

no estudo 2) e a avaliação do controle postural em cada condição de perturbação sensorial, para o estudo 2, sem e com a bandagem plantar, nesta ordem (figura 2). A ordem da coleta no estudo 2 não foi aleatorizada para evitar que possíveis efeitos residuais da aplicação da bandagem pudessem interferir nos resultados (14).

Figura 2 - Fluxograma das etapas dos estudos 1 e 2.

A avaliação do controle postural foi realizada durante a manutenção da postura quasi-estática por meio do teste de integração sensorial modificado (Figura 3) da plataforma de força PRO Balance Master (NeuroCom® International Inc., Clackamas, OR, USA), utilizado para avaliação de equilíbrio em estudos prévios já descritos na literatura (2-5). Este teste de integração sensorial modificado incluiu avaliar a trajetória do centro de pressão em 4 condições de perturbação sensorial: (1) plataforma fixa e olhos abertos, (2) plataforma fixa e olhos fechados, (3) plataforma móvel e olhos abertos, e (4) plataforma móvel e olhos fechados.

O equipamento PRO Balance Master (NeuroCom® International Inc., Clackamas, OR, USA) consiste em duas plataformas (23cm x 46cm) instrumentadas por 4 transdutores de força do tipo *strain gauges*, dedicados a mensuração da componente vertical da força, além de um amplificador e uma interface plataforma-computador (Figura 4).

A trajetória do centro de pressão foi calculada a partir das diferenças relativas entre as medidas dos 4 transdutores, pelo software 8.1.0 PRO Balance Master.

	Olhos abertos	Olhos fechados
Plataforma fixa	1	2
Plataforma móvel	3	4

Figura 3 - Teste de integração sensorial modificado. Avaliação em 4 condições de perturbação sensorial: (1) plataforma fixa e olhos abertos, (2) plataforma fixa e olhos fechados, (3) plataforma móvel e olhos abertos, e (4) plataforma móvel e olhos fechados.

Figura 4 - Plataforma de força PRO Balance Master (NeuroCom® International Inc., Clackamas, OR, USA), com 4 transdutores de força tipo *strain gauges*.

Nas condições em que a plataforma é móvel, o deslocamento da mesma ocorre na direção ântero-posterior, ajustado para que seguisse o mesmo sentido e proporção da oscilação do centro de gravidade.

A sala de testes apresentava isolamento acústico e boa condição de iluminação e os sujeitos com deficiência de acuidade visual usaram suas lentes corretivas habituais durante a realização dos testes, uma vez que interferências sonoras ou a baixa acuidade visual conhecidamente influenciam a trajetória do centro de pressão durante a manutenção da postura quasi-estática (15, 16).

Um único examinador avaliou todos os indivíduos. Durante o teste, os pés descalços foram posicionados cuidadosamente sobre uma das três marcas da superfície da plataforma, baseada na estatura do sujeito (17). Esse procedimento assegurou a padronização do tamanho da base de apoio inter e intra-sujeitos e garantiu que o eixo do tornozelo estivesse sobre o eixo anteroposterior da plataforma.

Os indivíduos permaneceram relaxados na posição ortostática, mantendo o olhar na altura do horizonte, orientados a não se mover. Cada um realizou 3 tentativas de 20 segundos para cada condição de equilíbrio (3) e obedeceu a mesma sequência de condições uma vez que as comparações foram feitas intra-condições. A frequência de aquisição da plataforma de força foi de 100Hz.

3.3 Procedimentos para Aplicação da Bandagem Plantar no Estudo 2

Um único fisioterapeuta treinado aplicou a bandagem em todas as mulheres. Para este procedimento utilizamos a bandagem elástica Kinesio Taping®.

A técnica de aplicação da bandagem seguiu as seguintes etapas: 1) limpeza da pele com álcool e secagem com papel absorvente; 2) aplicação de bandagem no sentido de correção do alinhamento do arco transversal com tração do coxim adiposo do antepé; 3) aplicação de bandagem no sentido de correção do alinhamento do arco longitudinal com aplicação de uma faixa de fita em espiral, que parte do corpo do 5º metatarso, passa pela planta do arco até a tuberosidade do navicular e termina na porção lateral do terço distal da perna (Figura 5).

Após a aplicação, as mulheres foram orientadas a caminhar livremente no laboratório por poucos minutos somente para assegurar que estavam livres de desconforto e que a amplitude de movimento estivesse preservada, tal como foi o intuito da técnica de aplicação da bandagem que escolheu ser não restritiva.

Figura 5 - Aplicação da bandagem plantar. Realinhamento do arco transverso (a), realinhamento do arco longitudinal (b), vista sagital do arco rebaixado com a bandagem (c), e vista superior (d)

3.4 Análise matemática e estatística dos dados da trajetória do centro de pressão

As variáveis analisadas da trajetória do centro de pressão foram o *root mean square* (RMS) e a velocidade média (VM), para as direções ântero-posterior e médio-lateral, por apresentarem alta confiabilidade (18), especialmente para tempos de coleta entre 20 e 30 segundos (19), e serem comumente utilizadas para detectar déficits do equilíbrio e controle postural (3, 20) ou para quantificar intervenções terapêuticas (14, 21).

Todos os dados foram processados e as variáveis calculadas por uma rotina personalizada, escrita em ambiente MATLAB v.8 (MathWorks, Inc., Massachusetts EUA) (22). Antes do cálculo das variáveis o processamento incluiu

a filtragem passa baixa (butterworth 4ª ordem) e a remoção da tendência do sinal. O parâmetro de corte do filtro foi selecionado por meio de análise de resíduo específica para cada trajetória analisada (Figuras 6 a 9).

Figura 6 - Exemplo de um estatocinesiograma da trajetória do centro de pressão (COP) não filtrado de um indivíduo na postura ereta quasi-estática por 20 segundos.

Figura 7 - Exemplo de um estatocinesiograma da trajetória do centro de pressão (COP) com os dados já filtrados por meio de análise de resíduo. Dados referentes a figura 5.

Figura 8 - Exemplo das etapas da seleção do filtro por análise de resíduos: (a) estabilograma do dado bruto (COP), (b) seleção do parâmetro de corte e (c) averiguação do sinal filtrado (em vermelho, acompanhando a trajetória original).

Figura 9 - Exemplo de estatocinesiogramas de um indivíduo na postura ereta quasi-estática por 20 segundos nas 4 condições de perturbação sensorial: (1) plataforma fixa e olhos abertos, (2) plataforma fixa e olhos fechados, (3) plataforma móvel e olhos abertos, e (4) plataforma móvel e olhos fechados.

As variáveis analisadas serão apresentadas como média (desvio padrão), a menos se indicado de outra forma. As variáveis de RMS e VM seguiram uma distribuição normal (Kolmogorov-Smirnov) e com variâncias homogêneas (teste Levene).

Para determinar a influência do rebaixamento do arco longitudinal medial (fator independente) nas diferentes condições de perturbação sensorial (fator

medida repetida), estudo 1, usamos ANOVAs 2 fatores (2x2), seguidas de pós teste de Newman-Keuls. Para determinar o efeito de curto prazo da aplicação da bandagem (fator medida repetida com e sem bandagem) nas diferentes condições de perturbação sensorial (fator medida repetida), estudo 2, usamos ANOVAs para medidas repetidas 2 fatores (2x2), seguidas de pós teste de Newman-Keuls. Adotamos um erro do tipo I de 5% para considerar diferenças significativas. Todos os procedimentos estatísticos foram realizados no Statistica v.9 (Statsoft, Inc. Oklahoma, EUA).

4. ESTUDO 1- “Controle Postural em condições de perturbação sensorial de mulheres com rebaixamento do arco longitudinal medial”

4.1 Justificativa do Estudo 1

Desalinhamentos da articulação subtalar comprometem a habilidade do pé de se adaptar a superfície de apoio, absorver impactos e propulsionar o corpo durante a marcha (23), podendo causar prejuízos de mobilidade, do input somatosensorial ou das estratégias musculares (24) necessárias para manutenção da postura e do equilíbrio (25).

Particularmente o rebaixamento do arco longitudinal medial está associado ao aumento da incidência de lesões dos membros inferiores (26, 27), sobretudo em mulheres (1), tais como: entorses de tornozelo (28) osteoartrose de joelho (29), síndrome patelofemoral (30) lesões de tornozelo, joelho e troco em dançarinas profissionais (31), desgaste da cartilagem tibiofibular em idosos (32), fraturas por stress em trainees da marinha (33) e fasciíte plantar em corredoras (34). Uma explicação mecânica para essa associação foi apresentada por Tibério (23), que relaciona o desalinhamento da articulação subtalar ao mau funcionamento do pé e a subseqüentes desequilíbrios mecânicos gerados por compensações na cadeia cinética do membro inferior, como estresse em valgo

ou rotações inadequadas no joelho ou no quadril, que favoreceriam o aparecimento das lesões mencionadas.

No entanto, apesar da alta correlação entre o rebaixamento do arco e a incidência de lesões nos membros inferiores, poucos estudos investigaram as implicações do desalinhamento do arco plantar no controle postural. Hertel et al (2002) (35) não relataram diferenças na área ou velocidade da trajetória do centro de pressão de sujeitos com pés normais e planos durante a manutenção do apoio unipodálico (10s), e Cote et al (2005) (36) não encontraram alterações no deslocamento do centro de pressão entre sujeitos com e sem rebaixamento do arco, também durante avaliação do apoio unipodálico (15s), o que pode indicar, talvez, que as condições estudadas não tenham gerado demanda suficiente para detectar os possíveis prejuízos decorrentes desse desalinhamento.

Considerando a importância da integridade do complexo tornozelo-pé para a manutenção da postura, nossa hipótese é a de que sujeitos com rebaixamento do arco longitudinal medial apresentariam um comportamento do controle postural diferente dos sujeitos com arco normal, que seriam evidenciados em condições de desafio do controle postural, tais como em situações de perturbação sensorial. Como o controle postural é influenciado por parâmetros antropométricos como a massa corporal, estatura e o comprimento do pé (37), assim como pela idade e sexo (38), optamos pela análise dos ajustes de equilíbrio de mulheres com rebaixamento do arco longitudinal medial, já que

é sabido que mulheres apresentam maior índice de lesões mesmo em casos de menor grau de desalinhamento (1).

4.2 Resultados do Estudo 1

De modo geral, as mulheres com arcos rebaixados apresentaram valores significativamente maiores da velocidade média e do RMS na condição de maior perturbação sensorial (Figura 11).

As ANOVAs indicaram significância nos efeitos da perturbação sensorial, do tipo de arco, e da interação destes dois fatores para a maioria das variáveis estudadas. O efeito da perturbação sensorial foi significativo para o RMS e para a VM nas direções ântero-posterior e médio-lateral (RMSap: $F=130,47$; $p<0,001$; RMSml: $F=127,33$; $p<0,001$; VMap: $F=241,21$; $p<0,001$; VMml: $F=141,46$; $p<0,001$), assim como o efeito do tipo de arco (RMSap: $F=5,67$; $p=0,02$; RMSml: $F=7,95$; $p=0,01$; VMap: $F=20,21$; $p<0,001$; VMml: $F=36,57$; $p<0,001$). O efeito de interação entre as condições de perturbação e tipo de arco só não foi significativo para o RMS ântero-posterior (RMSap: $F=1,26$; $p=0,29$; RMSml: $F=9,13$; $p<0,001$; VMap: $F=8,68$; $p<0,001$; VMml: $F=9,33$; $p<0,001$).

A comparação post-hoc confirmou que os sujeitos com arco normal apresentaram maior velocidade médio-lateral da oscilação do centro de pressão que os sujeitos com arco rebaixado, nas quatro condições de perturbação. Para as demais variáveis (velocidade média ântero-posterior e RMS ântero-posterior e médio-lateral) as diferenças só foram observadas na condição de maior desafio

do controle postural: plataforma móvel e olhos fechados, em que os sujeitos com pé normal também apresentaram oscilações maiores e mais rápidas que os sujeitos com arco rebaixado (Figura 10).

A diferença entre as condições de equilíbrio foram significativas para todas as variáveis ($p < 0,01$), excluindo as condições (1) olhos abertos e plataforma fixa e (2) olhos fechados e plataforma fixa, que não foram diferentes entre si para nenhuma variável em ambos os grupos (Tabela 1).

Figura 10 – Diferenças do tipo de arco: Velocidade média (VM) e *root mean square* (RMS) nas direções ântero-posterior e médio-lateral, nos grupos arco normal e arco rebaixado. Médias e erro padrão nas 4 condições de perturbação sensorial: (1) plataforma fixa e olhos abertos, (2) plataforma fixa e olhos fechados, (3) plataforma móvel e olhos abertos, e (4) plataforma móvel e olhos fechados. ANOVAs para medidas repetidas com tipo de arco, condições e interação tipo de arco X condições como efeitos, teste post-hoc de Newman-Keuls. * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$; n.s. não significante.

Tabela 1 – Diferenças entre as condições de perturbação para cada grupo, Arco normal e Arco rebaixado. Velocidade média e *root mean square* (RMS) da trajetória do COP nas direções ântero-posterior e médio-lateral, nas 4 condições de perturbação sensorial: (1) plataforma fixa e olhos abertos, (2) plataforma fixa e olhos fechados, (3) plataforma móvel e olhos abertos, e (4) plataforma móvel e olhos fechados.

Trajetória ântero-posterior do COP				
Condição	Velocidade média (cm/s)		RMS (cm)	
	Arco normal (n=24)	Arco rebaixado (n=13)	Arco normal (n=24)	Arco rebaixado (n=13)
1	0,54 (0,08)†	0,35 (0,08)†	0,25 (0,05)†	0,20 (0,08)†
2	0,77 (0,14)†	0,56 (0,17)†	0,35 (0,07)†	0,29 (0,12)†
3	1,35 (0,29)#	1,16 (0,31)#	0,88 (0,20)#	0,77 (0,56)#
4	3,72 (0,54)	2,74 (0,85)	1,43 (0,28)	1,20 (0,40)

Trajetória médio-lateral do COP				
Condição	Velocidade média (cm/s)		RMS (cm)	
	Arco normal (n=24)	Arco rebaixado (n=13)	Arco normal (n=24)	Arco rebaixado (n=13)
1	0,33 (0,07)†	0,18 (0,05)†	0,10 (0,03)†	0,08 (0,03)†
2	0,33 (0,07)†	0,21 (0,06)†	0,09 (0,03)†	0,09 (0,05)†
3	0,43 (0,08)#	0,33 (0,09)#	0,14 (0,03)#	0,15 (0,06)#
4	0,84 (0,19)	0,57 (0,20)	0,26 (0,07)	0,21 (0,10)

ANOVA medidas repetidas, teste post-hoc de Newman-Keuls ($p < 0,01$). † diferente das condições 3 e 4 para cada grupo; # diferente de todas as condições para cada grupo.

4.3 Discussão do Estudo 1

De maneira geral, os resultados mostraram que em condição de maior perturbação do controle postural (olhos fechados e plataforma móvel), as mulheres com arco rebaixado oscilaram menos e mais lentamente que as mulheres com arco normal.

Sabe-se que a oscilação postural é essencial para a manutenção da postura bípede, garantindo que receptores musculares, articulares e cutâneos, mantenham o sistema nervoso central informado sobre a posição do corpo no

espaço (39). A trajetória do centro de pressão representa os ajustes posturais necessários para compensar essas oscilações (6). A redução da velocidade e da amplitude destes ajustes, portanto, pode representar uma resposta pior, ou mais lenta, de um sistema com alterações mecânicas, musculares e/ou sensoriais (40)

Pode-se dizer que todas as desordens neuromusculares resultam em algum grau de alteração do controle postural, no entanto, como o sistema nervoso central lida com uma redundância de informações sensoriais, um determinado prejuízo pode não ser aparente até que haja privação do sistema de compensação (6). Portanto, nas condições em que a plataforma é móvel combinada com a restrição da informação visual, os prejuízos causados pelo desalinhamento plantar passou a ser determinante para a escolha das estratégias de ajuste adotadas, resultando em mudanças nas variáveis relacionadas a trajetória do COP.

Os limites de estabilidade expressam a base de suporte funcional do indivíduo. Por exemplo, com o envelhecimento os limites de estabilidade diminuem sensivelmente (41), assim como a oscilação do centro de pressão durante a análise da postura irrestrita (42). É possível, portanto, que os sujeitos com rebaixamento do arco tenham limites de estabilidade menores, ou confiem um pouco menos nos ajustes posturais, o que foi mais evidente para direção médio-lateral. Nesse caso, o grupo arco rebaixado apresentou velocidades menores de ajustes para todas as condições de perturbação.

Com o rebaixamento do arco, a cabeça do talus se desloca medialmente, alongando o ligamento calcâneo-navicular, o colateral medial e o tendão do

músculo tibial posterior (27). Com isso, a função dos estabilizadores do tornozelo fica prejudicada (24, 43), principalmente no eixo transversal do arco, o que justificaria os piores ajustes na direção médio-lateral

4.4 Conclusão do Estudo 1

Mulheres com alterações mecânicas de alinhamento do arco longitudinal plantar (arcos rebaixados) apresentam uma lentificação e inapropriação das respostas de ajustes posturais em condição de privação de informação visual perturbação da propriocepção.

5. ESTUDO 2 - “Efeitos a curto prazo da bandagem plantar no controle postural em condições de perturbação sensorial de mulheres com rebaixamento do arco longitudinal medial”

5.1 Justificativa do Estudo 2

Como visto no estudo 1, o desalinhamento mecânico das estruturas do pé desencadeia subseqüentes alterações nas estratégias de ajustes posturais gerados provavelmente por compensações na cadeia cinética do membro inferior que podem levar a prejuízos do controle motor (23).

A bandagem é uma técnica designada para manutenção da amplitude de movimento, fortalecimento e resistência muscular, que pode ser aplicada por meio de variadas técnicas e métodos na prevenção, tratamento e reabilitação de lesões associadas a estes desalinhamentos. Os efeitos terapêuticos da bandagem, como minimizar a dor, prevenir lesões e fornecer proteção e suporte articular, têm sido amplamente relatados (9, 10, 44-54). No entanto, seus mecanismos de ação não são bem conhecidos, assim como suas técnicas de aplicação são vagamente definidas.

A bandagem plantar é recomendada como tratamento ou prevenção de entorses ou distensões do joelho e tornozelo (45, 48, 51), auxiliando o alinhamento da articulação subtalar (47, 48) com base em diferentes raciais:

por meio da restrição de movimentos inadequados e/ou da estimulação somatossensorial desta região.

Alguns autores que avaliaram o efeito da bandagem na sustentação do arco plantar optaram por materiais não elásticos, e os aplicaram com diferentes sistemas de ancoragens e reforços para realinhar a articulação e limitar amplitudes de movimento indesejadas (9, 10, 46). Esses estudos observaram que a bandagem teve sucesso em restringir a inversão/eversão da subtalar (10); aumentar o momento necessário para rotação do complexo tornozelo-pé (9); e redistribuir pressões plantares durante a locomoção, favorecendo uma melhor distribuição da carga no arco e no complexo do tornozelo-pé (46). No entanto, demonstrou-se que esses efeitos de sustentação se perdem ao longo do dia (9), ou após 30min de atividade física (10), o que sugere que suportes externos rígidos, como órteses plantares, talvez sejam mais eficientes para esta finalidade(49).

Outros autores acreditam que os benefícios da bandagem não são oriundos somente da restrição da amplitude de movimento, mas também, e talvez principalmente, da facilitação neuromuscular por aumento de input dos mecanorreceptores cutâneos (52). Considera-se que o estímulo da pele aumenta a relevância das aferências somatossensoriais para o sistema nervoso central, favorecendo a percepção do movimento (55). Para esta finalidade bandagens elásticas são mais indicadas, uma vez que se adaptam melhor às estruturas anatômicas sem restringir o movimento (56) ou irritar a pele (57). Nesse caso, a bandagem pode ser aplicada para alinhar o complexo tornozelo-pé por meio de

uma tração que aumentaria a percepção de que a amplitude de movimento executada estaria inadequada e precisaria ser corrigida, sem bloquear o movimento articular.

Uma bandagem elástica bastante utilizada na prática clínica é a Kinesio Taping® (KT), que consiste em um tecido antialérgico, capaz de esticar 30-40% do seu comprimento inicial e com faixas horizontais de cola adesiva que garante conforto e distribuição da tração cutânea. Este material foi desenvolvido para melhorar a circulação local, reduzir edemas, facilitar ou relaxar a musculatura e garantir melhor função articular por meio da estimulação de receptores cutâneos (58). Embora sua eficácia não esteja totalmente estabelecida, essa bandagem foi utilizada em estudos recentes que apontam efeitos benéficos de seu uso na dor, amplitude de movimento ou recrutamento muscular da cintura escapular (56, 59). No tornozelo, uma técnica específica de aplicação em faixa que parte da região plantar do calcâneo e se insere na região posterior do terço distal da perna, não alterou a dor, a capacidade funcional ou a excitabilidade de motoneurônios em pacientes com tendinite do calcâneo (60), mas proporcionou diminuição da oscilação do centro de pressão (COP) em sujeitos com esclerose múltipla, especificamente quando avaliados com restrição da informação visual (14).

Resultados que sugerem a eficácia da bandagem na estimulação somatossensorial, também foram observados usando materiais rígidos quando aplicados em sujeitos sem desalinhamentos ou patologias; em alguns casos ainda como uma faixa no terço inferior da perna (61, 62), em outros como suportes

que visavam restringir movimentos inadequados da articulação subtalar (54, 63). Thedon et al (61) observaram diminuição do comprimento da trajetória ântero-posterior do COP especificamente em condição de fadiga muscular, e Simoneau et al (62) observaram melhora da percepção da flexão/extensão do tornozelo. Usando uma técnica restritiva, Robbins et al (63) relataram melhora da percepção dos movimentos do tornozelo antes e após a atividade física e Lohrer et al (54), melhora da “razão de propriocepção” (razão entre a integral eletromiográfica dos estabilizadores do tornozelo e a amplitude de movimento articular) na plataforma de inversão repentina.

Em condições patológicas de instabilidade do tornozelo, Matsusaka et al (64) descreveram que a reabilitação do controle postural foi acelerada quando se associou o treino de equilíbrio ao uso terapêutico de pequenas tiras de bandagem aplicadas para estimular receptores cutâneos. Por outro lado, a utilização de bandagens que visavam estabilizar a articulação subtalar resultaram em piora da percepção de movimentos de inversão e eversão (65), ou não alteraram as respostas de testes clínicos de equilíbrio (*Hopping Test* ou *Star Excursion Balance Test*) (66, 67).

A contradição entre os resultados encontrados sobre o papel da bandagem na estimulação sensorial pode estar relacionada ao fato de que a maioria dos estudos que usou a bandagem para restrição articular e/ou para estimulação somatossensorial, focou-se em populações sem desalinhamento, sem alteração da propriocepção e do equilíbrio, ou utilizou técnicas de aplicação com enfoque na estimulação sensorial e não na correção do movimento

articular, sendo portanto difícil concluir se benefícios no equilíbrio seriam observados em populações com maiores demandas de alinhamento ou feedback sensorial.

Considerando que a estimulação cutânea favorece o controle postural, principalmente em casos de restrição sensorial (68), a hipótese deste estudo é a de que a bandagem plantar aplicada para auxiliar o alinhamento da articulação subtalar e do arco longitudinal por meio da facilitação neuromuscular desta região, pode melhorar a acuidade proprioceptiva de sujeitos com arco plantar rebaixado, refletindo no melhor controle postural em situações de perturbação sensorial. Como o controle postural é influenciado por parâmetros antropométricos como o massa corporal, estatura e o comprimento dos arcos (37), assim como pela idade e sexo (38), optamos pela análise dos ajustes no controle postural de mulheres com rebaixamento do arco longitudinal medial, já que é esta população que apresenta maior índice de lesões, mesmo em casos de menor grau de desalinhamento (1).

5.2 Resultados do Estudo 2

De modo geral, o efeito de curto prazo da aplicação da bandagem plantar levou as mulheres com arcos rebaixados a aumentar significativamente as velocidades médias e o valor do RMS para a maioria das condições de perturbação sensorial avaliadas, principalmente na direção médio-lateral (Figura 11).

As ANOVAs indicaram efeito significativo da perturbação sensorial, da bandagem, e da interação entre bandagem e condição de perturbação sensorial para a maioria das variáveis estudadas. O efeito da perturbação sensorial foi significativo para todas as variáveis (RMSap: $F=126,16$; $p<0,001$ e RMSml $F=91,26$; $p<0,001$; VMap: $F=399,91$; $p<0,001$; VMml: $F=168,93$; $p<0,001$), enquanto o efeito da bandagem só não foi significativo para a velocidade média na direção ântero-posterior (RMSap: $F=19,28$; $p<0,001$; RMSml $F=11,29$; $p<0,01$; VMap: $F=3,07$; $p=0,09$; VMml: $F=11,56$; $p<0,01$). O efeito de interação foi significativo somente para o RMS (RMSap: $F=2,76$; $p=0,05$; RMSml: $F=5,49$; $p<0,01$; VMap: $F=1,05$; $p=0,37$; VMml: $F=0,55$; $p=0,65$).

A comparação post-hoc confirmou que as mulheres sem bandagem apresentaram, na condição (1) plataforma fixa e olhos abertos, aumentos significativos do RMS médio-lateral; na condição (2) plataforma fixa e olhos fechados, os aumentos foram significativos para a velocidade ântero-posterior e médio-lateral e para o RMS médio-lateral; na condição (3) plataforma móvel e olhos abertos, aumentos significativos da velocidade médio-lateral e do RMS ântero-posterior e médio-lateral, e na condição (4) plataforma móvel e olhos fechados, aumentos significativos da velocidade ântero-posterior e do RMS médio-lateral (Figura 12).

A diferença entre as condições de equilíbrio foram significativas para todas as variáveis ($p<0,01$), excluindo as condições (1) olhos abertos e plataforma fixa e (2) olhos fechados e plataforma fixa, que não foram diferentes entre si para nenhuma variável em ambos os grupos (Tabela 2).

Figura 11 – Diferenças das situações sem e com a bandagem: Velocidade média (VM) e *root mean square* (RMS) nas direções ântero-posterior e médio-lateral. Médias e erro padrão nas 4 condições de perturbação sensorial: (1) plataforma fixa e olhos abertos, (2) plataforma fixa e olhos fechados, (3) plataforma móvel e olhos abertos, e (4) plataforma móvel e olhos fechados. ANOVAs para medidas repetidas com tipo de arco, condições e interação tipo de arco X condições como efeitos, teste post-hoc de Newman-Keuls. * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$; n.s. não significante.

Tabela 2 – Diferenças entre as condições de perturbação sensorial para cada situação (Sem e Com bandagem). Velocidade média e *root mean square* (RMS) da trajetória do COP nas direções ântero-posterior e médio-lateral, nas 4 condições de perturbação sensorial: (1) plataforma fixa e olhos abertos, (2) plataforma fixa e olhos fechados, (3) plataforma móvel e olhos abertos, e (4) plataforma móvel e olhos fechados.

Trajetória ântero-posterior do COP (n=13)				
Condição	Velocidade média (cm/s)		RMS (cm)	
	Sem	Com	Sem	Com
1	0,35 (0,08)+	0,46 (0,13)+	0,20 (0,08)+	0,24 (0,11)+
2	0,56 (0,17)+	0,70 (0,24)+	0,29 (0,12)+	0,35 (0,15)+
3	1,16 (0,31)#	1,15 (0,29)#	0,77 (0,56)#	0,93 (0,60)#
4	2,74 (0,85)	2,61 (0,72)	1,20 (0,40)	1,36 (0,43)
Trajetória médio-lateral do COP (=n 13)				
Condição	Velocidade média (cm/s)		RMS (cm)	
	Sem	Com	Sem	Com
1	0,18 (0,05)+	0,25 (0,08)+	0,08 (0,03)+	0,10 (0,04)+
2	0,21 (0,06)+	0,28 (0,12)+	0,09 (0,05)+	0,11 (0,07)+
3	0,33 (0,09)#	0,40 (0,18)#	0,15 (0,06)#	0,16 (0,10)#
4	0,57 (0,20)	0,60 (0,18)	0,21 (0,10)	0,24 (0,15)

ANOVA medidas repetidas, teste post-hoc de Newman-Keuls ($p < 0,01$). † diferente das condições 3 e 4 para cada situação (Sem e Com bandagem); # diferente de todas as condições para cada situação (Sem e Com bandagem).

5.3 Discussão do Estudo 2

Com a bandagem plantar as mulheres com rebaixamento do arco longitudinal medial apresentaram maior velocidade e deslocamento do centro de pressão, particularmente na direção médio-lateral. Na condição de restrição da visão, o sistema somatossensorial é o que melhor detecta movimentos leves de inclinação linear do corpo (68), e esperávamos, portanto, que nos casos de restrição ou perturbação sensorial, o aumento de aferências proporcionados pela bandagem pudesse diminuir a oscilação postural, como foi observado em

estudos anteriores (14, 61). Porém, isso não foi observado, já que a oscilação foi maior com a bandagem para a maioria das condições de perturbação sensorial avaliadas. Entretanto, nesse estudo a bandagem foi utilizada com o intuito de corrigir um desalinhamento, enquanto em outros a aplicação visava somente o estímulo receptores cutâneos (14, 55, 61, 62).

Como nesse estudo a aplicação da bandagem plantar visou realinhar o arco longitudinal por meio da estimulação somatossensorial, é possível que o aumento observado na oscilação seja resultado de alterações mecânicas, de recrutamento muscular e/ou sensoriais, que agudamente demandem aumento do fluxo de aferências para manutenção do equilíbrio sobre uma nova condição postural, o que sugere que quando além da estimulação sensorial, há a correção do desalinhamento, os sujeitos mudam suas estratégias de ajustes posturais aumentando a oscilação do COP.

Entretanto, embora alguns estudos demonstrem a eficácia da bandagem no realinhamento da articulação subtalar (69), não se pode assegurar que esta bandagem elástica, da forma como foi aplicada, tenha provocado alterações no alinhamento articular, uma vez que a altura do arco não foi avaliada após a aplicação da bandagem, sendo esta uma possibilidade para estudos futuros.

Esse não foi o primeiro estudo que relata efeitos proprioceptivos aparentemente negativos imediatamente após a aplicação da bandagem em sujeitos com alguma disfunção neuromuscular. Refshauge et al (70) relataram piora da cinestesia com a bandagem, em sujeitos com instabilidade de tornozelo. Nesse caso, o autor discute que talvez o excesso de estimulação cutânea

provoque um ruído de aferências que dificulta a interpretação pelo sistema nervoso central. Outra explicação para esse conflito sensorial foi proposta por Edin et al (71), que descreve que, em alguns casos, deformações musculares podem ser interpretadas como movimento articular. Nesse sentido, é também possível que deformações geradas pela tração da bandagem no arco longitudinal nas mulheres estudadas tenham desencadeado informações sensoriais de movimento articular, o que justificaria o aumento da oscilação do COP observado principalmente no sentido médio-lateral.

Ackermann et al (72) aplicaram a bandagem corretiva na escápula de violinistas profissionais e observaram a piora da qualidade musical, da concentração e do conforto dos músicos avaliados. Assim como nesse último estudo citado, a mudança imediata da performance postural em nosso estudo pode significar que, indivíduos bastante treinados em uma tarefa específica, tal como a postura quasi-estática, ainda não se adaptaram o suficiente à condição postural imposta pela intervenção com a bandagem, o que não significa necessariamente que a intervenção tenha sido ruim, mas sim que há necessidade de um treinamento, ou de uma adaptação mais longa para essa nova condição.

No entanto, o aumento da oscilação do COP não é necessariamente ruim. A trajetória do centro de pressão representa os ajustes posturais necessários para compensar as oscilações posturais e fisiológicas do centro de gravidade (6). Porque, então o aumento da amplitude do COP nestas condições seguras de manutenção da postura quasi-estática significaria uma desvantagem postural?

Esse aumento observado pode significar, por outro lado, que a estimulação somatossensorial proporcionada pela bandagem aumentou a percepção de estabilidade e a confiança dos sujeitos, como observado em estudos anteriores (66, 67), que passaram a testar novos limites de estabilidade, ou a contar um pouco mais com os ajustes médio-laterais, principalmente em condições de restrição sensorial.

É necessário portanto que novos estudos avaliem os efeitos a longo prazo da bandagem corretiva, com o intuito de corrigir o alinhamento sem restringir o movimento articular, para que se possa determinar a eficácia desse procedimento na percepção do movimento e no controle postural de indivíduos com disfunção musculoesquelética.

5.4 Conclusão do Estudo 2

A bandagem plantar aplicada para realinhar o arco longitudinal de mulheres jovens com arcos rebaixados aumentou a oscilação do COP em condições de perturbação sensorial, podendo indicar uma possível dificuldade em se ajustar a uma nova condição postural imposta ou um relativo ganho de confiança na condição com bandagem, traduzido pelo aumento da utilização dos ajustes posturais.

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste estudo, vimos que mulheres com desalinhamento do arco longitudinal medial (arcos rebaixados) apresentam lentificação e diminuição das respostas de ajustes posturais em condição de privação da visão e perturbação da propriocepção, e que estas alterações no COP ocorrem principalmente na direção médio-lateral. Considerando a importância dos ajustes posturais para a manutenção da postura bípede, podemos supor que o desalinhamento do arco plantar, quando acompanhado de privações sensoriais, ou até de outros déficits motores, pode causar prejuízos do controle postural que explicariam a correlação entre esse desalinhamento e o aumento da incidência de lesões dos membros inferiores observada em estudos anteriores (1, 28-34).

A bandagem plantar é uma das técnicas recomendadas para o tratamento e a prevenção de algumas dessas lesões (45, 48, 51), uma vez que sua utilização favorece o alinhamento da articulação subtalar (47, 48) e a estimulação somatossensorial por meio do aumento de input dos mecanorreceptores cutâneos (52, 54, 61-63). Nesse estudo, vimos que quando aplicada para realinhar o arco longitudinal de mulheres jovens, com arcos rebaixados, aumentou a oscilação do COP na condição de maior desafio do controle a postural (olhos abertos e plataforma móvel), o que corrobora com a tese de que todas as desordens neuromusculares resultam em algum grau de alteração motora, que pode no

entanto não ser aparente até que haja algum desafio sensitivo-motor, como a privação do sistema de compensação (6).

Nesse sentido podemos considerar que a aplicação da bandagem plantar proporcionou um aumento da estimulação somatossensorial, e com isso garantiu melhora da percepção de estabilidade e da confiança dessas mulheres (66, 67), que passaram a testar novos limites de estabilidade, ou a contar um pouco mais com os ajustes médio-laterais, principalmente em condições de restrição sensorial.

Embora alguns estudos relatem a eficácia da bandagem plantar no realinhamento do arco longitudinal medial (9, 10, 46), deve-se ter cautela ao concluir que a bandagem elástica, da forma como foi aplicada, tenha alterado o alinhamento articular dos sujeitos avaliados, uma vez que o arco plantar não foi mensurado após a aplicação da mesma. No entanto, o objetivo desse estudo não foi o de promover o realinhamento do arco, mas sim, o de proporcionar uma melhor condição de postura articular para esse sujeitos, através da estimulação somatossensorial.

Nós também reconhecemos que o período de coleta ajustado para 20 segundos não é o ideal para a análise da trajetória do centro de pressão durante a manutenção da postura quasi-estática, uma vez que já é conhecido que períodos menores que 60 segundos só captam os componentes de alta frequência do sinal, podendo com isso perder informações importantes tipicamente encontradas nas faixas de frequências mais baixas (73). No entanto, estas flutuações são consideradas pequenas e insignificantes para a velocidade

de oscilação do centro de pressão, de modo que a medida relacionada (VM) é muito menos sensível à duração da avaliação (73), sendo considerada altamente confiável, mesmo para períodos de aquisição entre 20-30 segundos (18, 19), e, assim como o RMS, é uma variável comumente utilizada na detecção de alterações do equilíbrio (3, 20) e quantificação de intervenções terapêuticas (14, 21).

Com isso, embora este estudo traga informações relevantes sobre as consequências do desalinhamento do arco longitudinal medial e o mecanismo de ação da bandagem plantar, seria interessante comprovar essas informações em estudos posteriores, com um maior número de sujeitos e que avaliassem os efeitos da bandagem a longo prazo.

ANEXO A: APROVAÇÃO CAPPESQ.

APROVAÇÃO

O Presidente da Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo em 18.02.08, **APROVOU**, *ad-referendum*, o Protocolo de Pesquisa nº **0966/07**, intitulado "**BANDAGENS MANUAIS E PODÁLICAS: EFEITOS NA FUNÇÃO MUSCULAR E POSTURAL**", apresentado pelo Departamento de **FISIOTERAPIA, FONOAUDIOLOGIA E TERAPIA OCUPACIONAL**, inclusive Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar à CAPPesq, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196, de 10.10.1996, inciso IX.2, letra "c").

Pesquisador (a) Responsável: **PROFA. DRA. CLARICE TANAKA**

Pesquisadores Executantes: **LICIA PAZZOTO CACCIARI**

MARINA LUIZA SPINELLI

LUCIANA ARIAS

CAPPesq, 18 de fevereiro de 2008.

Prof.ª Dra. Eliane Schochat
 Coordenadora do Programa de Pós-Graduação
 em Ciências da Reabilitação-FMUSP

PROF. DR. EDUARDO MASSAD
 Presidente da Comissão Ética para Análise
 de Projetos de Pesquisa

Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa do HCFMUSP e da FMUSP
 Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
 Rua Ovídio Pires de Campos, 225, 5º andar - CEP 05403-010 - São Paulo - SP
 Fone: 011 - 3069 6442 fax: 011 - 3069 6492 - e-mail: cappesq@hcfmusp.br / secretariacappesq2@hcfmusp.br
 mta

ANEXO B: MUDANÇA DE TÍTULO

Hospital das Clínicas da FMUSP
Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa
CAPPesq

Nº Protocolo: 0966/07

Título: BANDAGENS MANUAIS E PODÁLICAS: EFEITOS NA FUNÇÃO MUSCULAR E POSTURAL

Pesquisador Responsável: Clarice Tanaka

Pesquisador Executante: Licia Pazzoto Cacciari; Marina Luiza Spinelli; Luciana Arias

Finalidade Acadêmica: Trabalho de Graduação/IC

Departamento: FISIOTERAPIA, FONOAUDIOLOGIA E TERAPIA OCUPACIONAL

O Coordenador da Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa – CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, **APROVOU / TOMOU CIÊNCIA ad-referendum** em 26/07/2012, do(s) documento(s) abaixo mencionado(s):

•Carta datada de 22/06/12 - Mudança de título de projeto de mestrado da aluna Licia Pazzoto Cacciari para: "Influências do rebaixamento do arco longitudinal medial e da bandagem plantar no controle postural"

A CAPPesq em obediência à Resolução CNS 196/96, solicita ao pesquisador (a) s elaboração de relatório parcial e final.

No caso de relatório parcial é necessário informar o tempo previsto para a conclusão do protocolo e breve resumo dos resultados obtidos.

CAPPesq, 27 de Julho de 2012

PROF. DR. LUIZ EUGÊNIO GARCEZ LEME
Coordenador
Comissão de Ética para Análise de
Projetos de Pesquisa - CAPPesq

ANEXO C: TERMO DE CONSENTIMENTO

HOSPITAL DAS CLÍNICAS
DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
CAIXA POSTAL 8091 – SÃO PAULO – BRASIL

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1. NOME:
DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : SEXO : M ☐ F ☐
DATA NASCIMENTO:/...../.....
ENDEREÇO Nº APTO:
BAIRRO: CIDADE
CEP:..... TELEFONE: DDD (.....)
2. RESPONSÁVEL LEGAL
NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.)
DOCUMENTO DE IDENTIDADE:..... SEXO: M ☐ F ☐
DATA NASCIMENTO:/...../.....
ENDEREÇO: Nº APTO:
BAIRRO: CIDADE:
CEP: TELEFONE: DDD (.....)

DADOS SOBRE A PESQUISA

1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA: "BANDAGENS PODÁLICAS: EFEITOS NO EQUILÍBRIO POSTURAL DE SUJEITOS COM ARCO PLANO"
PESQUISADOR RESPONSÁVEL: Clarice Tanaka
CARGO/FUNÇÃO: Fisioterapeuta
INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL Nº 342-F
UNIDADE DA FMUSP: Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional
PESQUISADOR EXECUTANTE: Licia Pazzoto Cacciari
CARGO/FUNÇÃO: Discente
UNIDADE DA FMUSP: Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional

3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

RISCO MÍNIMO ☒ RISCO MÉDIO ☐
RISCO BAIXO ☐ RISCO MAIOR ☐

4. DURAÇÃO DA PESQUISA: de 01/04/2010 a 01/10/2012.

REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO PACIENTE OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA CONSIGNANDO

1. justificativa e os objetivos da pesquisa

As deformidades do arco causam dores e falseamento e com isso você pisa de maneira errada porque seus arcos não apóiam corretamente no chão. Como consequência sua postura também fica alterada. Este estudo vai permitir que os profissionais entendam melhor se a técnica que se chama bandagem pode melhorar o apoio do seu arco e com isso o seu equilíbrio.

2. procedimentos que serão utilizados e propósitos, incluindo a identificação dos procedimentos que são experimentais.

O tempo total da sua participação será de 40 minutos. Primeiro você deverá ficar em arco em cima de uma placa que está no chão. Esta placa testará seu equilíbrio. Depois pediremos para você fechar os olhos. A placa pode se mover

levemente, mas não há perigo que você possa cair porque o movimento é muito pequeno e lento. Caso o seu arco seja plano, vamos colocar uma fita colante tipo esparadrapo em seus arcos e repetiremos os testes.

3. desconfortos e riscos esperados

O teste não causa dor ou desconforto. Como o teste tem a duração de mais ou menos vinte minutos, talvez você possa se sentir um pouco cansado e neste caso poderá descansar de acordo com sua necessidade.

4. benefícios que poderão ser obtidos

Será feita uma avaliação de sua postura e, caso haja interesse poderá receber orientações ou tratamento para cuidados e correções da postura.

5. procedimentos alternativos que possam ser vantajosos para o indivíduo

Não há.

ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA CONSIGNANDO:

1. acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para dirimir eventuais dúvidas.

Sempre que precisar te daremos explicações para tirar qualquer dúvida a respeito do estudo.

2. liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e de deixar de participar do estudo, sem que isto traga prejuízo à continuidade da assistência.

Você pode desistir de participar do estudo a qualquer momento sem que isso lhe prejudique.

3. salvaguarda da confidencialidade, sigilo e privacidade.

Todos os dados da sua avaliação e tratamento serão confidenciais. Serão utilizados apenas para fins científicos e sua identidade não será revelada.

4. disponibilidade de assistência no HCFMUSP, por eventuais danos à saúde decorrentes da pesquisa.

Apesar de não haver riscos no procedimento, em qualquer eventual dano à sua saúde decorrente dele, você terá acesso e será atendido no Hospital das Clínicas da FMUSP.

5. viabilidade de indenização por eventuais danos à saúde decorrentes da pesquisa.

Apesar de não haver riscos no procedimento, em qualquer eventual dano à sua saúde decorrente dele você terá acesso e será atendido no Hospital das Clínicas da FMUSP.

12 - Os dados e o material coletado somente serão utilizados para esta pesquisa.

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

Licia Pazzoto Cacciari: 7679-9792

Prof. Dra. Clarice Tanaka: Orientador: 3069-6867 (horário comercial)

CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo “BANDAGENS PODÁLICAS: EFEITOS NO EQUILÍBRIO POSTURAL DE SUJEITOS COM ARCO PLANO”

Eu discuti com o pesquisador Licia Pazzoto Cacciari sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes; além da isenção de despesa para a minha participação. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades, prejuízos ou perdas de qualquer benefício que eu possa ter adquirido neste Serviço.

Assinatura do participante/representante legal

Data ____/____/____

Assinatura da testemunha

Data ____/____/____

para casos de participantes menores de 18 anos, analfabetos, semi-analfabetos ou portadores de deficiência auditiva ou visual.

(Somente para o responsável do projeto)

Declaro que obtive de forma apropriada o Consentimento Livre e Esclarecido deste voluntário ou representante legal para a participação neste estudo.

Assinatura do responsável pelo estudo

Data ____/____/____

7. REFERÊNCIAS

1. Levy JC, Mizel MS, Wilson LS, Fox W, McHale K, Taylor DC, et al. Incidence of foot and ankle injuries in west point cadets with pes planus compared to the general cadet population. *Foot Ankle Int.* [Article]. 2006 Dec;27(12):1060-4.
2. Shumway-Cook A, Hutchinson S, Kartin D, Price R, Woollacott M. Effect of balance training on recovery of stability in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2003 Sep;45(9):591-602.
3. della Volpe R, Popa T, Ginanneschi F, Spidalieri R, Mazzocchio R, Rossi A. Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. *Gait Posture.* 2006 Nov;24(3):349-55.
4. Ramstrand N, Thuesen AH, Nielsen DB, Rusaw D. Effects of an unstable shoe construction on balance in women aged over 50 years. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2010 Jun;25(5):455-60.
5. Hageman PA, Leibowitz JM, Blanke D. Age and gender effects on postural control measures. *Arch Phys Med Rehabil.* 1995 Oct;76(10):961-5.
6. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture.* [doi: 10.1016/0966-6362(96)82849-9]. 1995;3(4):193-214.
7. Broglio SP, Monk A, Sapienza K, Cooper ER. The influence of ankle support on postural control. *J Sci Med Sport.* 2008 Jun 10.
8. Tropp H, Ekstrand J, Gillquist J. Factors affecting stabilometry recordings of single limb stance. *Am J Sports Med.* 1984 May-Jun;12(3):185-8.
9. Fleet K, Galen S, Moore C. Duration of strength retention of ankle taping during activities of daily living. *Injury.* 2009 Mar;40(3):333-6.
10. Purcell SB, Schuckman BE, Docherty CL, Schrader J, Poppy W. Differences in ankle range of motion before and after exercise in 2 tape conditions. *Am J Sports Med.* 2009 Feb;37(2):383-9.
11. Forriol F, Pascual J. Footprint analysis between three and seventeen years of age. *Foot Ankle.* 1990 Oct;11(2):101-4.
12. Villarroja MA, Esquivel JM, Tomas C, Moreno LA, Buenafe A, Bueno G. Assessment of the medial longitudinal arch in children and adolescents with obesity: footprints and radiographic study. *Eur J Pediatr.* 2009 May;168(5):559-67.
13. Onodera AN, Sacco IC, Morioka EH, Souza PS, de Sa MR, Amadio AC. What is the best method for child longitudinal plantar arch assessment and when does arch maturation occur? *Foot (Edinb).* 2008 Sep;18(3):142-9.
14. Cortesi M, Cattaneo D, Jonsdottir J. Effect of kinesio taping on standing balance in subjects with multiple sclerosis: A pilot study. *Neurorehabilitation.* [Article]. 2011;28(4):365-72.
15. Park SH, Lee K, Lockhart T, Kim S. Effects of Sound on Postural Stability during Quiet Standing. *J Neuroeng Rehabil.* 2011;8:67.
16. Mohapatra S, Krishnan V, Aruin AS. The effect of decreased visual acuity on control of posture. *Clin Neurophysiol.* [Article]. 2012 Jan;123(1):173-82.
17. Dodd K, Hill K, Haas R, Luke C, Millard S. Retest reliability of dynamic balance during standing in older people after surgical treatment of hip fracture. *Physiother Res Int.* 2003;8(2):93-100.
18. Cornilleau-Pérès V, Shabana N, Droulez J, Goh JCH, Lee GSM, Chew PTK. Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: methodology and reliability. *Gait & Posture.* [doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.07.009]. 2005;22(2):96-106.
19. Le Clair K, Riach C. Postural stability measures: what to measure and for how long. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1996 Apr;11(3):176-8.

20. Riach CL, Starkes JL. Velocity of centre of pressure excursions as an indicator of postural control systems in children
. *Gait & Posture* 1994;2:167-72.
21. Baier M, Hopf T. Ankle orthoses effect on single-limb standing balance in athletes with functional ankle instability. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998 Aug;79(8):939-44.
22. Duarte M, Freitas SM. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Rev Bras Fisioter.* 2010 May-Jun;14(3):183-92.
23. Tiberio D. Pathomechanics of structural foot deformities. *Phys Ther.* 1988 Dec;68(12):1840-9.
24. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res.* 2009;2:35.
25. Tsai LC, Yu B, Mercer VS, Gross MT. Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006 Dec;36(12):942-53.
26. Neely FG. Biomechanical risk factors for exercise-related lower limb injuries. *Sports Med.* 1998 Dec;26(6):395-413.
27. Franco AH. Pes cavus and pes planus. Analyses and treatment. *Phys Ther.* 1987 May;67(5):688-94.
28. Mei-Dan O, Kahn G, Zeev A, Rubin A, Constantini N, Even A, et al. The medial longitudinal arch as a possible risk factor for ankle sprains: A prospective study in 83 female infantry recruits. *Foot Ankle Int.* [Article]. 2005 Feb;26(2):180-3.
29. Levinger P, Menz HB, Fotoohabadi MR, Feller JA, Bartlett JR, Bergman NR. Foot posture in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Journal of Foot and Ankle Research.* 2010 Dec 16;3.
30. Cheung RT, Ng GY, Chen BF. Association of footwear with patellofemoral pain syndrome in runners. *Sports Med.* 2006;36(3):199-205.
31. Gamboa JM, Roberts LA, Maring J, Fergus A. Injury patterns in elite preprofessional ballet dancers and the utility of screening programs to identify risk characteristics. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008 Mar;38(3):126-36.
32. Gross KD, Felson DT, Niu JB, Hunter DJ, Guermazi A, Roemer FW, et al. Association of Flat Feet With Knee Pain and Cartilage Damage in Older Adults. *Arthritis Care Res.* [Article]. 2011 Jul;63(7):937-44.
33. Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, Johnson CW, Cullison TR. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *Am J Sports Med.* 1999 Sep-Oct;27(5):585-93.
34. Pohl MB, Hamill J, Davis IS. Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. *Clin J Sport Med.* 2009 Sep;19(5):372-6.
35. Hertel J, Gay MR, Denegar CR. Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. *J Athl Train.* [Article]. 2002 Apr-Jun;37(2):129-32.
36. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *J Athl Train.* 2005 Jan-Mar;40(1):41-6.
37. Chiari L, Rocchi L, Cappello A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002 Nov-Dec;17(9-10):666-77.
38. Masui T, Hasegawa Y, Matsuyama Y, Sakano S, Kawasaki M, Suzuki S. Gender differences in platform measures of balance in rural community-dwelling elders. *Arch Gerontol Geriatr.* 2005 Sep-Oct;41(2):201-9.
39. Bringoux L, Nougier V, Barraud PA, Marin L, Raphel C. Contribution of somesthetic information to the perception of body orientation in the pitch dimension. *Q J Exp Psychol Sect A-Hum Exp Psychol.* [Article]. 2003 Jul;56(5):909-23.
40. Termoz N, Halliday SE, Winter DA, Frank JS, Patla AE, Prince Fo. The control of upright stance in young, elderly and persons with Parkinson's disease. *Gait & Posture.* [doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.05.015]. 2008;27(3):463-70.
41. Horak FB, Shupert CL, Mirka A. Components of postural dyscontrol in the elderly: A review. *Neurobiology of Aging.* [doi: 10.1016/0197-4580(89)90010-9]. 1989;10(6):727-38.

42. Freitas SM, Wieczorek SA, Marchetti PH, Duarte M. Age-related changes in human postural control of prolonged standing. *Gait Posture*. 2005 Dec;22(4):322-30.
43. Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait Posture*. 2009 Feb;29(2):172-87.
44. Radford JA, Landorf KB, Buchbinder R, Cook C. Effectiveness of low-Dye taping for the short-term treatment of plantar heel pain: a randomised trial. *BMC Musculoskelet Disord*. 2006;7:64.
45. Dizon JM, Reyes JJ. A systematic review on the effectiveness of external ankle supports in the prevention of inversion ankle sprains among elite and recreational players. *J Sci Med Sport*. 2010 May;13(3):309-17.
46. Kelly LA, Racinais S, Tanner CM, Grantham J, Chalabi H. Augmented Low Dye Taping Changes Muscle Activation Patterns and Plantar Pressure During Treadmill Running. *J Orthop Sports Phys Ther*. [Article]. 2010 Oct;40(10):648-55.
47. Cheung RTH, Chung RCK, Ng GYF. Efficacies of different external controls for excessive foot pronation: a meta-analysis. *Br J Sports Med*. [Review]. 2011 Jul;45(9):743-51.
48. Ekstrand J, Gillquist J, Liljedahl SO. Prevention of soccer injuries- supervision by doctor and physiotherapist. *Am J Sports Med*. 1983 1983;11(3):116-20.
49. Smith M, Brooker S, Vicenzino B, McPoil T. Use of anti-pronation taping to assess suitability of orthotic prescription: case report. *Aust J Physiother*. 2004;50(2):111-3.
50. Saxelby J, Betts RP, Bygrave CJ. 'Low-Dye' taping on the foot in the management of plantar-fasciitis. *The Foot*. 1997;7(4):205-9.
51. Verhagen EA, Bay K. Optimising ankle sprain prevention: a critical review and practical appraisal of the literature. *Br J Sports Med*. 2010 Dec;44(15):1082-8.
52. Verhagen EA, van der Beek AJ, van Mechelen W. The effect of tape, braces and shoes on ankle range of motion. *Sports Med*. 2001;31(9):667-77.
53. Ricard MD, Sherwood SM, Schulthies SS, Knight KL. Effects of Tape and Exercise on Dynamic Ankle Inversion. *J Athl Train*. 2000 Jan;35(1):31-7.
54. Lohrer H, Alt W, Gollhofer A. Neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles. *Am J Sports Med*. 1999 Jan-Feb;27(1):69-75.
55. Collins DF, Refshauge KM, Todd G, Gandevia SC. Cutaneous receptors contribute to kinesthesia at the index finger, elbow, and knee. *J Neurophysiol*. 2005 Sep;94(3):1699-706.
56. Hsu YH, Chen WY, Lin HC, Wang WT, Shih YF. The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009 Jan 13.
57. Kerkhoffs GM, Struijs PA, Marti RK, Assendelft WJ, Blankevoort L, van Dijk CN. Different functional treatment strategies for acute lateral ankle ligament injuries in adults. *Cochrane Database Syst Rev*. 2002(3):CD002938.
58. Kase K WJ, Kase T. . *Clinical Therapeutic Applications of the Kinesio Taping Method*. . Tokyo, Japan: Ken Ikai Co Ltd; 2003.
59. Lin JJ, Hung CJ, Yang PL. The Effects of Scapular Taping on Electromyographic Muscle Activity and Proprioception Feedback in Healthy Shoulders. *J Orthop Res*. [Article]. 2011 Jan;29(1):53-7.
60. Firth BL, Dingley P, Davies ER, Lewis JS, Alexander CM. The effect of kinesiotape on function, pain, and motoneuronal excitability in healthy people and people with Achilles tendinopathy. *Clin J Sport Med*. 2010 Nov;20(6):416-21.
61. Thedon T, Mandrick K, Foissac M, Mottet D, Perrey S. Degraded postural performance after muscle fatigue can be compensated by skin stimulation. *Gait & Posture*. [Article]. 2011 Apr;33(4):686-9.
62. Simoneau GG, Degner RM, Kramper CA, Kittleson KH. Changes in Ankle Joint Proprioception Resulting From Strips of Athletic Tape Applied Over the Skin. *J Athl Train*. 1997 Apr;32(2):141-7.
63. Robbins S, Waked E, Rappel R. Ankle taping improves proprioception before and after exercise in young men. *Br J Sports Med*. 1995 Dec;29(4):242-7.

64. Matsusaka N, Yokoyama S, Tsurusaki T, Inokuchi S, Okita M. Effect of ankle disk training combined with tactile stimulation to the leg and foot on functional instability of the ankle. *Am J Sports Med.* 2001 Jan-Feb;29(1):25-30.
65. Refshauge KM, Raymond J, Kilbreath SL, Pengel L, Heijnen I. The effect of ankle taping on detection of inversion-eversion movements in participants with recurrent ankle sprain. *Am J Sports Med.* 2009 Feb;37(2):371-5.
66. Sawkins K, Refshauge K, Kilbreath S, Raymond J. The placebo effect of ankle taping in ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2007 May;39(5):781-7.
67. Delahunt E, McGrath A, Doran N, Coughlan GF. Effect of Taping on Actual and Perceived Dynamic Postural Stability in Persons With Chronic Ankle Instability. *Arch Phys Med Rehabil.* [Article]. 2010 Sep;91(9):1383-9.
68. Janssen M, Lauvenberg M, van der Ven W, Bloebaum T, Kingma H. Perception Threshold for Tilt. *Otol Neurotol.* [Article]. 2011 Jul;32(5):818-25.
69. Vicenzino B, Franettovich M, McPoil T, Russell T, Skardoon G. Initial effects of anti-pronation tape on the medial longitudinal arch during walking and running. *Br J Sports Med.* 2005 Dec;39(12):939-43; discussion 43.
70. Refshauge KM, Kilbreath SL, Raymond J. The effect of recurrent ankle inversion sprain and taping on proprioception at the ankle. *Med Sci Sports Exerc.* 2000 Jan;32(1):10-5.
71. Edin BB, Johansson N. Skin strain patterns provide kinaesthetic information to the human central nervous system. *J Physiol.* 1995 Aug 15;487 (Pt 1):243-51.
72. Ackermann B, Adams R, Marshall E. The effect of scapula taping on electromyographic activity and musical performance in professional violinists. *Aust J Physiother.* 2002;48(3):197-203.
73. van der Kooij H, Campbell AD, Carpenter MG. Sampling duration effects on centre of pressure descriptive measures. *Gait & Posture.* [Article]. 2011 May;34(1):19-24.

APÊNDICE

Rotinas desenvolvidas no software Matlab

% FILTRAGEM POR ANÁLISE DOS RESÍDUOS

```
function[A]=analise_residuos(dados)
```

```
dados=[(1:length(dados))' dados];
```

```
[nquadros,nc] = size(dados);
```

```
% Adaptado por Franklin de Camargo Junior  
% % By La Torre  
% % Adaptado de Fcwin(3), By Jefferson Loss  
(2006),  
% % Winter (1990),  
% % Biomechanics and Motor Control of Human  
Movement, 2ª ed - pp. % % 41-43  
% % Winter(2005), Biomechanics and Motor Control  
of Human Movement, 3ª ed - pp. 49-50  
% %  
% % Necessita um arquivo tipo "2d ou 3d" (padrão  
matlab)  
% % Somente analisa uma única coluna de cada  
vez  
% %  
% % Formato do arquivo de entrada: Matriz de  
dados com 'n' % % colunas. Não é necessária  
coluna contendo dados de tempo (esta % %  
é a diferença em relação ao Fcwin2).  
% %  
% % Formato do arquivo de saída: Vetor linha  
contendo a Frequência % % de Corte para cada  
coluna da matriz avaliada.  
% %  
% % Cria um arquivo '3d' com os dados filtrados,  
com o nome de  
% % cinematicaf.3d.  
% %  
% % Necessário "alguma noção" do operador a  
respeito da faixa de % % frequência que o filtro  
irá operar  
% %  
% % Necessita das rotinas: carrega e matfiltfilt  
% % Necessita dos arquivos: diretorio.txt  
% %  
% % Última revisão: 110910
```

```
fsamp = input('Frequência de amostragem: ');  
dt=1/fsamp; % Período  
%
```

```
% h=msgbox('DETERMINAÇÃO DA FREQUÊNCIA  
DE CORTE E FILTRO,  
'ANÁLISE DE RESÍDUO ADAPTADO DE  
WINTER(1990)', 'help');
```

```
A(:,1)=1:nquadros;  
inc=fsamp/1000; %define o incremento para teste  
de frequência  
fmin=inc;
```

```
for k=2:nc  
data(:,1) = 1:nquadros;  
data(:,2) = dados(:,k);  
fmax=(fsamp/2)-(fsamp*.1);
```

```
cont=1;  
ordem=3; % ordem default do filtro butterworth  
while cont==1  
figure(1)  
plot(data(:,1),data(:,2))
```

```
def={num2str(ordem),'hsv'};  
ordem_s=inputdlg('Escolha uma ordem de 2 a  
7','ordem do filtro butterworth',1,def);  
ordem=str2double(ordem_s); %converte uma  
informação de caracteres em informação numérica
```

```
j=3;  
%for i=fmin:inc:fmax  
for i=fmin:inc:fmax  
data(:,3)=matfiltfilt(dt,i,ordem,data(:,2));  
Res(j-2,1)=i;  
Res(j-2,2)=sqrt(mean((data(:,2)-  
data(:,3)).^2));  
j=j+1;  
end  
[nlin,ncol]=size(Res);
```

```
minimoplot=find(Res(:,1)==fmin);
```

```
figure(2)
```

```
plot(Res(minimoplot:nlin,1),Res(minimoplot:nlin,2))  
title('determinação da frequência de corte')  
xlabel('frequência de corte  
[Hz]');ylabel('resíduo');  
hold on;
```

```
h=msgbox('Avalie qualitativamente a faixa  
aproximadamente linear do gráfico - Ajuste o zoom,  
se necessário (ANTES de clicar  
OK)', 'ATENÇÃO', 'help');  
waitfor(h);
```

```
[PM1,PM2]=ginput(2);
```

```
ind_base=find(Res(:,1)>PM1(1) &  
Res(:,1)<PM1(2)); % define a linha de base  
baseline=Res(ind_base,:);  
plot(baseline(:,1),baseline(:,2),'k');  
h=msgbox('Região selecionada em  
preto', 'Atenção', 'warn');  
waitfor(h);
```

```
rmin=PM1(1); %referência mínima'  
rmax=PM1(2); %referência máxima  
rtam=(rmax-rmin)*.8; %tamanho do trecho  
analizado (Hz), 80% do definido com o mouse  
np=round(rtam/inc); %número de pontos que  
terá o intervalo
```

```
ref1=max(find(Res(:,1)<=rmin));  
ref2=min(find(Res(:,1)>=rmax));  
for i=ref1:ref2-np  
r=corrcoef(Res(i:np+i,1),Res(i:np+i,2)); %  
calcula o coeficiente de correlação de todas as retas  
dentro do intervalo
```

```

        R(i)=r(1,2);
    end
    %ref1=find(R==min(R))+ref1-1;
    ref1=find(R==min(R));
    ref2=ref1+np;

    a=(Res(ref2,2)-Res(ref1,2))/(Res(ref2,1)-
Res(ref1,1));
    b=Res(ref1,2)-a*Res(ref1,1);
    for i=1:nlin
        Linha(i,1)=a*Res(i,1)+b;
    end
    Res(:,3)=b;
    plot(Res(:,1),Linha,'r')
    plot(Res(:,1),Res(:,3),'g.')
    fcut=Res(max(find(Res(:,2)>b)),1)

    j=1;
    for i=b:-(b-min(Res(:,2)))/10:min(Res(:,2))
        x(j)=fcut;
        y(j)=i;
        j=j+1;
    end

    plot(x,y,'cv')
    hold off

    dadosf=matfiltfilt(dt,fcut,ordem,data(:,2));
    figure(1)
    hold on
    plot(data(:,1),dadosf,'r')
    hold off

    h=msgbox('Avalie qualitativamente o sinal
filtrado','ATENÇÃO','help');
    waitfor(h);

    answer_on=questdlg(' REPETE?
','ATENÇÃO','SIM','NÃO','NÃO');
    switch answer_on
        case 'SIM' %roda a rotina novamente
            cont=1;
            close all
        case 'NÃO' %termina a rotina
            cont=2;
            close all
    end
    fcutf(k)=fcut;
    A(:,k)=dadosf;
    end % final do while
    if k==50 %QUANDO A MATRIZ POSSUIR MAIS
QUE 50 COLUNAS GRAVA O SINAL E A FCUT
        h=msgbox('Salve o arquivo com os dados
filtrados','ATENÇÃO','help');
        waitfor(h);
        gravamatl(A)
        h=msgbox('Salve o arquivo com as frequências
de corte','ATENÇÃO');
        waitfor(h);
        gravamatl(fcutf)
    else
        continue
    end
end % final do for

A = A(:,2:end); % Matriz de dados sem o tempo

h=msgbox('Salve o arquivo com os dados
filtrados','ATENÇÃO','help');
waitfor(h);
gravamatl(A) %GRAVA O SINAL FILTRADO

h=msgbox('Salve o arquivo com as frequências de

```

```

corte','ATENÇÃO');
waitfor(h);
gravamatl(fcutf) %GRAVA A FCUT DO SINAL
FILTRADO

```

%% ROTINA PARA CÁLCULO DAS VARIÁVEIS DO CENTRO DE PRESSÃO

```

% Elaborada por Licia Pazzoto Cacciari e Ricky
Watary
%Frequência: 100hz
%Unidade: cm

```

```

%% FAXINA
close all
clear all
clc

```

%% 1 - Seleciona o arquivo já filtrado

```

file=1;
numer_arq=1;
while file==1

```

```

%% 2- Carrega o arquivo
wdw = sprintf(' seleccione arquivos:');
%wdw=window(nome q aparece na janela)
entrada = uigetfile('.txt');
eval(['load ' entrada]);
ent = entrada(1:end-4);
eval(['entrada = ' ent '(:,:) ']);

```

%% 3- Define a frequência de coleta
freq=100;

%% 4- Nomeia as variáveis
%As variáveis da trajetória ântero-posterior foram nomeadas de CPap
%As variáveis médio-laterais foram nomeadas de CPml.
%As 4 condições foram definidas como
%-cond1 (olhos abertos plataforma fixa),
%-cond2 (olhos fechados plataforma fixa),
%-cond3 (olhos abertos plataforma móvel) e
%-cond4 (olhos fechados plataforma móvel)
%a variável CPap/CPml_cond1 é um vetor com os valores das três tentativas

```

CPap_cond1(:,1)=entrada(:,2);
CPap_cond1(:,2)=entrada(:,4);
CPap_cond1(:,3)=entrada(:,6);

```

```

CPap_cond2(:,1)=entrada(:,8);
CPap_cond2(:,2)=entrada(:,10);
CPap_cond2(:,3)=entrada(:,12);

```

```

CPap_cond3(:,1)=entrada(:,14);
CPap_cond3(:,2)=entrada(:,16);
CPap_cond3(:,3)=entrada(:,18);

```

```

CPap_cond4(:,1)=entrada(:,20);
CPap_cond4(:,2)=entrada(:,22);
CPap_cond4(:,3)=entrada(:,24);

```

```

CPml_cond1(:,1)=entrada(:,1);
CPml_cond1(:,2)=entrada(:,3);
CPml_cond1(:,3)=entrada(:,5);

```

```

CPml_cond2(:,1)=entrada(:,7);
CPml_cond2(:,2)=entrada(:,9);
CPml_cond2(:,3)=entrada(:,11);

```

```

CPml_cond3(:,1)=entrada(:,13);

```

```
CPml_cond3(:,2)=entrada(:,15);
CPml_cond3(:,3)=entrada(:,17);
```

```
CPml_cond4(:,1)=entrada(:,19);
CPml_cond4(:,2)=entrada(:,21);
CPml_cond4(:,3)=entrada(:,23);
```

```
for t=1:3
```

```
%% 5- REMOVE A TENDÊNCIA DO SINAL
```

```
CPap_cond1d(:,t)=detrend(CPap_cond1_filt(:,t));
CPap_cond2d(:,t)=detrend(CPap_cond2_filt(:,t));
CPap_cond3d(:,t)=detrend(CPap_cond3_filt(:,t));
CPap_cond4d(:,t)=detrend(CPap_cond4_filt(:,t));
CPml_cond1d(:,t)=detrend(CPml_cond1_filt(:,t));
CPml_cond2d(:,t)=detrend(CPml_cond2_filt(:,t));
CPml_cond3d(:,t)=detrend(CPml_cond3_filt(:,t));
CPml_cond4d(:,t)=detrend(CPml_cond4_filt(:,t));
```

```
%% 6- RMS (Root Mean Square)
```

```
RMSap_c1(t) =
sqrt(sum(CPap_cond1d(:,t).^2)/length(CPap_cond1d
(:,t)));
RMSap_c2(t) =
sqrt(sum(CPap_cond2d(:,t).^2)/length(CPap_cond2d
(:,t)));
RMSap_c3(t) =
sqrt(sum(CPap_cond3d(:,t).^2)/length(CPap_cond3d
(:,t)));
RMSap_c4(t) =
sqrt(sum(CPap_cond4d(:,t).^2)/length(CPap_cond4d
(:,t)));
```

```
RMSml_c1(t) =
sqrt(sum(CPml_cond1d(:,t).^2)/length(CPml_cond1d
(:,t)));
RMSml_c2(t) =
sqrt(sum(CPml_cond2d(:,t).^2)/length(CPml_cond2d
(:,t)));
RMSml_c3(t) =
sqrt(sum(CPml_cond3d(:,t).^2)/length(CPml_cond3d
(:,t)));
RMSml_c4(t) =
sqrt(sum(CPml_cond4d(:,t).^2)/length(CPml_cond4d
(:,t)));
```

```
%% 7- Velocidade Média
```

```
VMap_c1(t) =
sum(abs(diff(CPap_cond1d(:,t))))*freq/length(CPap_
```

```
cond1d(:,t));
VMap_c2(t) =
sum(abs(diff(CPap_cond2d(:,t))))*freq/length(CPap_
cond2d(:,t));
VMap_c3(t) =
sum(abs(diff(CPap_cond3d(:,t))))*freq/length(CPap_
cond3d(:,t));
VMap_c4(t) =
sum(abs(diff(CPap_cond4d(:,t))))*freq/length(CPap_
cond4d(:,t));
```

```
VMml_c1(t) =
sum(abs(diff(CPml_cond1d(:,t))))*freq/length(CPml_
cond1d(:,t));
VMml_c2(t) =
sum(abs(diff(CPml_cond2d(:,t))))*freq/length(CPml_
cond2d(:,t));
VMml_c3(t) =
sum(abs(diff(CPml_cond3d(:,t))))*freq/length(CPml_
cond3d(:,t));
VMml_c4(t) =
sum(abs(diff(CPml_cond4d(:,t))))*freq/length(CPml_
cond4d(:,t));
```

```
end
```

```
%% 8-Junta as condições das variáveis
```

```
RMS = [[RMSap_c1]' [RMSml_c1]' [RMSap_c2]'
[RMSml_c2]' [RMSap_c3]' [RMSml_c3]'
[RMSap_c4]' [RMSml_c4]'];
```

```
VM = [[VMap_c1]' [VMml_c1]' [VMap_c2]'
[VMml_c2]' [VMap_c3]' [VMml_c3]' [VMap_c4]'
[VMml_c4]'];
```

```
%% 9- Exporta os dados
```

```
out1= [RMS VM];
name1=[ent 'var.txt'];
save(name1, 'out1', '-ascii')
```

```
%% 10- Looping para multiplos arquivos
```

```
file=input('Voce deseja carregar mais um arquivo?
(0/1)(0=n,o, 1=sim): ');
dados_aux=[];
numer_arq=numer_arq+1;
```

```
end
```