

Universidade do Vale do Paraíba
Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento

HERCULES MORAES DE MATTOS

ANÁLISE DO EQUILÍBRIO POSTURAL ESTÁTICO APÓS O USO DE
PALMILHAS PROPRIOCEPTIVAS

São José dos Campos
2006

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

HERCULES MORAES DE MATTOS

ANÁLISE DO EQUILÍBRIO POSTURAL ESTÁTICO APÓS O USO DE
PALMILHAS PROPRIOCEPTIVAS

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia da Universidade do Vale do Paraíba, como complementação dos créditos necessários para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadora: Prof^ª. Dra. Claudia Santos Oliveira

São José dos Campos
2006

M391a

Mattos, Hercules Moraes

Análise do equilíbrio postural estático após o uso de palmilhas proprioceptivas / Hercules Moraes de Mattos. São José dos Campos: UNIVAP, 2006.

1 disco laser. Color.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, 2006.

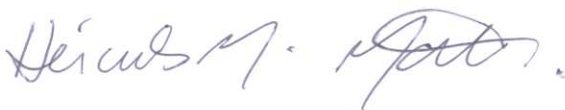
1. Postura corporal 2. Equilíbrio corporal
3. Palmilha proprioceptiva 4. Protocolo CNT

I. Oliveira, Claudia Santos, Orient II. Título

CDU:615.8

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processo fotocopiador ou transmissão eletrônica.

Assinatura do aluno:



Data: 02/02/07

**“ANÁLISE DO EQUILÍBRIO POSTURAL ESTÁTICO APÓS O USO DE PALMILHAS
PROPRIOCEPTIVAS EM ADULTOS”**

Hércules Moraes de Mattos

Banca Examinadora:

Prof. Dr. **ROOSEVELT ALVES DA SILVA** (UNIVAP)

Prof. Dr. **CLAUDIA SANTOS OLIVEIRA** (UNIVAP)

Prof. Dr. **WILSON LUIZ PRZYSIEZNY** (FURB)

Prof. Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco

Diretor do IP&D – UniVap

Dedicatória

Dedico a Deus, por estar presente em todos os momentos de minha vida, proporcionando-me paz e vitórias diante das dificuldades, por estar sempre cuidando de mim, e cumprindo a cada dia suas promessas em minha vida, iluminando minha mente e proporcionando oportunidades de tornar possível e real um sonho. A ti toda honra, toda glória!

Ao meu pai, Herculano que não está mais presente entre nós e a minha mãe Maria Ângela, que não mediu esforços para que eu chegasse até aqui, trabalhando dobrado, sacrificando seus sonhos em favor dos meus, apoiando-me em minhas decisões, incentivando-me a prosseguir. Com vocês aprendi a não desistir de meus ideais, sempre lutar, ser honesto e sincero. Amo vocês!

Dedico em especial à minha mãe, que sempre esteve ao meu lado, acreditando em mim, e no meu potencial, aconselhando-me e fazendo-me lembrar, nas horas difíceis, que para Deus nada é impossível.

Aos meus irmãos Rosângela, Valéria e Lafayette, pelo carinho e companheirismo.

Vocês

são muito especiais para mim. Amo vocês.

As minhas sobrinhas, Eduarda, Lais, Alice e Laura, que Deus enviou só para trazer felicidade e alegria. Que Deus vos abençoe!

A uma pessoa que tem um lugar especial no meu coração, minha namorada Carolina, obrigada pela dedicação, amizade e amor.

“Não é preciso estar perto para estarmos juntos...” Obrigado pela força, carinho e pelos momentos que passamos juntos. Você é muito especial para mim.

AGRADECIMENTOS

Aos queridos amigos de república, onde o respeito e a compreensão estiveram juntos a nós. Lisandro e João, amigos e companheiros de todo esse tempo, obrigado pelo companheirismo, amizade e pelos momentos que rimos e choramos juntos, obrigado pela força. Estarei torcendo pela vitória de vocês. Que Deus abençoe o caminho de vocês.

Agradeço ao meu grande amigo de salgado Lucas, pela amizade e companheirismo. Que Deus ilumine seu caminho.

Ao meu amigo de faculdade, trabalho e mestrado Rodolfo Biazi, que hoje não considero um amigo, mas um irmão, obrigado pela colaboração, companheirismo, respeito, união e amizade. Que Deus continue traçando o seu caminho. Sucesso.

Aos meus amigos de trabalho: Rafael, Rodolfo, Lisandro, Larissa, Juliana e Vilma.

Aos meus amigos de sala: Maria Amélia, Kelly, Marcelo, Elke, Carol, Andréia, Zé Lima, Silviane, Toninho, Ana Heloiza. Que Deus ilumine e abençoe o caminho de vocês.

Agradeço em especial ao Afonso Salgado, pela amizade e carinho, um grande profissional e pesquisador, que me mostrou um outro lado da fisioterapia, obrigado pela pessoa que você é. Que Deus ilumine seu caminho.

Agradeço à minha orientadora Claudia Oliveira Santos, que aceitou esse desafio junto comigo, fazendo com que eu também tivesse a minha oportunidade.

A todos os mestres que nos momentos de mestres foram os mais sinceros dos amigos, nos momentos de amigos os mais leais dos mestres.

MATTOS, Hercules Moraes. **Análise do equilíbrio postural estático após o uso de palmilhas proprioceptivas**. 2006. 1 disco laser. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2006.

Resumo

A Podoposturologia é uma área do conhecimento que abrange postura corporal humana. Utiliza as palmilhas proprioceptivas com a finalidade de prevenir e tratar alterações posturais. Neste tratamento são utilizadas peças podais corretivas descritas como: barras, elementos, cunhas e calços. Na avaliação são observadas as variáveis descritas pelo Protocolo CNT. A postura do corpo humano é descrita como sendo a base de toda funcionalidade corporal. Para o indivíduo ter uma boa postura o centro de gravidade deve se localizar no polígono de sustentação representada pelas plantas dos pés. O objetivo geral foi analisar a influência das palmilhas proprioceptivas termomoldáveis no equilíbrio postural ortostático. Os objetivos específicos foram verificar se há variação nos parâmetros estabilométricos (equilíbrio) pré e pós uso de palmilhas proprioceptivas (posturais) termomoldáveis: a) no deslocamento radial dos baricentros do corpo; b) na descarga de peso no apoio plantar antero-posterior e c) na descarga de peso no apoio plantar laterolateral. A pesquisa foi realizada na cidade de Londrina, estado do Paraná, com 56 indivíduos, com idade entre 30 e 40 anos, sendo 32 homens e 24 mulheres. Para a coleta dos dados foi utilizada uma plataforma de força com sensores de quartzo piezoelétricos com programa de análise denominado de Footchecker 3 o qual permite uma análise estabilométrica. Os voluntários foram avaliados pelo protocolo CNT, e através desta avaliação foram definidas quais peças podais seriam utilizadas na confecção das palmilhas. Após 2 meses de uso da palmilha, os indivíduos foram submetidos a novos exames para comparação. Para a análise estatística dos dados foi utilizado o programa Microcal Origin 6.0. Os resultados obtidos através da análise estatística de significância t-Student Pareado ($p \leq 0,05$) apontaram diferença significativa na descarga de peso no apoio plantar antero posterior e látero lateral entre os momentos pré e pós para a variável deslocamento do peso no apoio plantar ($p \leq 0,01$). Existe diferença significativa para a variável de oscilação do corpo antero posterior e látero lateral entre os momentos pré e pós para o equilíbrio postural ($p \leq 0,01$). Conclui-se que os indivíduos obtiveram uma menor trajetória de deslocamento da oscilação corporal antero-posterior e látero lateral e uma melhor distribuição da carga de peso no apoio plantar após o uso das palmilhas proprioceptivas termo moldáveis. Estas palmilhas favorecem uma melhor distribuição do apoio do peso corporal entre os pés e uma menor oscilação do equilíbrio corporal devido, possivelmente, a uma melhor organização do tônus muscular e postural.

Palavras-chave: 1. Palmilha proprioceptiva 2. Equilíbrio postural. 3. Postura corporal. 4. Protocolo CNT.

MATTOS, Hercules Moraes. **Analysis of the static posture balance after the used of the proprioceptive insoles.** 2006. 1 disco laser. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2006.

Abstract

Podoposturology is a knowledge field that has a human body posture approach. Use the principle of proprioceptive insoles to prevent and treat postural dysfunctions. In this treatment are needed corrective pedal pieces like: bars, elements, protectors and wedges. In the analysis they observe the variations showed in the CNT Protocol. The body posture is described as being the base of the entire body functionality. To have a good posture the body gravity center must be located within the sustentation polygon represented by the sole of the feet. The general purpose of this study was to analyse the proprioceptive insoles influence in the ortostatic posture balance. The specific purpose of this study was to analyse if there is a variation in the estabilometric parameter (balance) before and after the use of proprioceptive insoles (posture): a) in the radial transfer of the body baricenter b) in the weight discharge on the antero-posterior plantar support and c) in the weight discharge on the latero-lateral plantar support. The research was done in the center of the city Londrina, Parana's state, with 56 adult subjects, with age between 30 and 40 years old (32 men and 24 women. To data collection was used a force platform with piezoelectric sensors that uses the software Footchecker 3 that permits a stabilometric analysis. The volunteers (subjects) were evaluated by the CNT Protocol, and through this valuation were determined which elements would be used to make the insoles. After 02 months using the insoles, the subjects underwent a new valuation to a new data collection to compare with the previous results. To statistic analysis was used the Microcal Origin 6.0. The results obtained by the Paired Students t-test ($p \leq 0,05$) statistic analysis showed a significant difference in the weight discharge on the antero-posterior and latero-lateral plantar support between before and after the use of insole moments to a variable weight discharge in the plantar support ($p \leq 0,01$). There is a significant difference to the antero-posterior and latero-lateral body oscillation variable between the moments (before and after the use of the proprioceptive insoles) to the postural balance ($p \leq 0,01$). We can conclude that the subjects that used proprioceptive insoles got a lower dislocation way of the antero-posterior and latero-lateral body oscillation and a better distribution of weight charge in the plantar support after the use of the proprioceptive insoles. These proprioceptive insoles help a better distribution of the body weight base between the feet and a lower oscillation of the boby balance due to, possibly, a better reorganization of muscle tone and postural tone.

Key-words: 1. Insole Proprioceptive 2. Posture Balance. 3. Body Posture. 4. CNT Protocol.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - CARACTERIZAÇÃO DO GRUPO DA AMOSTRA.....	42
Tabela 2 - DESCARGA DE PESO NO APOIO PLANTAR.....	54
Tabela 3 - OSCILAÇÃO DO BARICENTRO DO CORPO.....	57

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - INFLUÊNCIAS SENSORIAIS SOBRE O CONTROLE POSTURAL	19
Figura 2 - REPRESENTAÇÃO DE PÊNDULO INVERTIDO.....	22
Figura 3 - ASSIMETRIA NO COMPRIMENTO DOS MEMBROS SUPERIORES ...	35
Figura 4 - AVALIAÇÃO DO NÍVELAMENTO DAS CRISTAS ILÍACAS	36
Figura 5 - POSIÇÃO DO TESTE DE BASSANI.....	36
Figura 6 - DA ESQUERDA PARA DIREITA BARRA INFRACAPITAL (BIC) E A O ELEMENTO INFRACUBÓIDE (EIC).....	39
Figura 7 - BAROPODÔMETRO E ESTABILÔMETRO.....	44
Figura 8 - PLACAS DE EVA PODODUR® 2 e 3 mm	44
Figura 9 - PALMILHA DO TIPO CONFORTO DA MARCA PODALY®.....	45
Figura 10 - PLANTÍGRAFO / PLANTÍGRAFIA	45
Figura 11 - PODOMIX®.....	46
Figura 12 - PODOLIXADEIRA® PLUS.....	46
Figura 13 - MOLDADOR DE PALMILHAS PODALY® e BOTA PLÁSTICA PODALY®.....	47
Figura 14 - SOPRADOR TÉRMICO PROFISSIONAL.....	47
Figura 15 - GABARITO / DEMARCAÇÃO COM GABARITO PODALY®	48
Figura 16 - EXAME DE ESTABILOMETRIA	50
Figura 17 - EXAME DE ESTABILOMETRIA	51
Figura 18 - DESCARGA DE PRESSÃO PLANTAR NA PLATAFORMA DE FORÇA.	51

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Valores médios e desvio padrão das comparações entre a descarga de Peso Anterior; Posterior; Esquerda e Direita Pré e Pós o uso de palmilhas.	55
Gráfico 2 - Valor médio e desvio padrão da descarga de peso Antero – Posterior Pré palmilha e Antero - Posterior Pós palmilha.	55
Gráfico 3- Valor médio e desvio padrão da descarga de peso Esquerda - Direita	56
Gráfico 4 - Ilustração da área de descarga de pressão Pré e Pós uso de palmilha.....	57
Gráfico 5 - Valor médio e desvio padrão da oscilação Anterior; Posterior; Esquerda e Direita Pré e Pós o uso de palmilhas.	58
Gráfico 6 - Valor médio e desvio padrão da oscilação Antero - Posterior Pré palmilha e Antero - Posterior Pós palmilha.	58
Gráfico 7 - Valor médio e desvio padrão da oscilação dos pés Esquerdo – Direito Pré palmilha e Esquerdo – Direito Pós palmilha.	59
Gráfico 8 - Ilustração da área de oscilação do baricentro do corpo Pré e Pós o uso de palmilha.	60

LISTA DE ABREVIATURAS

BIC - Barra Infra Capital

CG - Centro de Gravidade

CM - Centro de Massa

CP - Centro de Pressão

EIC - Elemento Infra Cuboide

EVA - Etilvenilacetato

f - Frequência da amostragem

mm - Milímetro

MMII - Membro Inferior

P - Velocidade de Oscilação

PPCP - Peça podal corretiva postural

PPTM - Palmilhas proprioceptiva termo moldável

PR - Paraná

Rd - Deslocamento Radial

SNC - Sistema Nervoso Central

T - Tempo da Coleta

UNIVAP - Universidade do Vale do Paraíba.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
1.1 OBJETIVO GERAL	17
1.2 OBJETIVO ESPECÍFICO	17
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	18
2.1 CONTROLE POSTURAL E EQUILÍBRIO	18
2.2 BAROPODOMETRIA.....	24
2.3 A ESTABILOMETRIA	26
2.4 PODOPOSTUROLOGIA.....	31
2.4.1 PROTOCOLO CNT.....	34
2.4.2 PALMILHAS TERMO MOLDADAS	37
2.4.3 PRESCRIÇÃO DE PEÇAS PODOAIS CORRETIVAS POSTURASIS	38
3 METODOLOGIA.....	41
3.1 TIPO DE ESTUDO	41
3.2 LOCAL	41
3.3 AMOSTRA.....	41
3.4 MATERIAIS	43
3.5 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	48
3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS	51
3.6.1 PARÂMETROS ESTABILOMÉTRICOS	52
4 RESULTADOS	54
5 DISCUSSÃO	61
6 CONCLUSÃO.....	67
REFERÊNCIAS	68
ANEXO A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE	82
ANEXO B - Seqüência De Avaliação Em Podoposturologia 1.....	83
ANEXO C - AVALIAÇÃO EM PODOPOSTUROLOGIA	85
ANEXO D - Alta Ou Manutenção No Tratamento De Podoposturologia	87
ANEXO E - COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA.....	88

1 INTRODUÇÃO

Uma das tarefas mais importantes do controle postural humano é a do equilíbrio do corpo sobre a base de apoio fornecida pelos pés. O sistema podal é uma ferramenta importante do sistema nervoso central (SNC) no controle da postura. Ele é ao mesmo tempo um sistema sensorial e motor. O SNC usa essas informações combinadas com as informações fornecidas por outros sistemas sensoriais, para construir uma imagem (representação interna) da posição e do movimento do corpo todo e do ambiente que o cerca. O SNC utiliza as vias motoras ascendentes, que recebem informações podais, para controlar as posições dos pés e do corpo e para coordenar os movimentos posturais em relação ao meio externo (HORAK; SHUPERT, 2002).

O controle postural e o equilíbrio são funções reguladas automaticamente pelo sistema nervoso e que intervêm continuamente na atividade humana. Desde que os humanos adotaram a postura ereta bípede, eles têm sido desafiados pela força da gravidade para manter o equilíbrio do corpo sobre a pequena área de suporte fornecida pelos pés (DUARTE, 2000).

Para o indivíduo ter uma boa postura o centro de gravidade deve se localizar no polígono de sustentação, pois um centro de gravidade fora do alinhamento diminui os limites de estabilidade do indivíduo e compromete os padrões normais de movimento (BARELA, 2000; DUARTE, 2000; MATTOS, 2004).

Na posição ortostática o sistema postural fino controla intimamente as oscilações posturais. Dessa maneira, as deficiências posturais são testemunhas do desequilíbrio desse sistema postural fino (BANDY, 2003; BIENFAIT, 1999).

Considerando que a posição ortostática é a saída do sistema postural fino, os dados da experimentação, da estabilometria e as observações clínicas dos indivíduos

com ou sem queixa postural levam-no a reconhecer dois tipos de entradas: as exoentradas, que informam sobre o mundo exterior, e as endoentradas, que define imediatamente o seu estado interno (GAGEY; WEBER, 2000; SAUVAN, 1967).

O homem se estabiliza em seu meio ambiente utilizando as informações oriundas de seus órgãos sensoriais e sensitivos em relação com o meio ambiente. A relação direta das entradas do sistema postural com o mundo exterior justifica seu nome de exoentradas. Atualmente, conhecem-se três delas: o olho, o vestíbulo e a planta dos pés (BANDY, 2003; GAGEY; WEBER, 2000; NASHNER, 1985).

As exoentradas podem não ser suficientes para fornecer todas as informações necessárias ao sistema postural para estabilizar o corpo humano. O olho é móvel na órbita, enquanto o vestíbulo se encontra incrustado no maciço petroso. O sistema postural somente pode utilizar as informações de posição fornecidas por esses órgãos móveis, uns em relação aos outros, se ele conhecer também suas posições recíprocas. Portanto, parece perfeitamente lógico que a motricidade ocular intervenha no controle postural. Apesar dos músculos oculares não possuírem uma relação direta com o meio ambiente, eles fornecem a informação da posição recíproca da retina e dos epitélios sensíveis do vestíbulo (GAGEY; WEBER, 2000).

O mesmo raciocínio vale entre para as exoentradas cefálicas e plantares. O pé possui um grande número de graus de liberdade em comparação à cabeça. A posição recíproca das diferentes peças esqueléticas entre o occipital e o tarso é fornecida ao sistema postural pela propriocepção de todo o eixo postural. Essas informações proprioceptivas e oculomotoras têm o papel de verdadeiras entradas do sistema postural. E são através dos receptores internos, como fusos neuromusculares, receptores tendinosos e articulares que o sistema de regulação é enriquecido de informações sobre as posições relativas dos diferentes segmentos corporais e suas inter-relações. Assim,

qualquer estrutura que forneça informações sobre essa posição relativa de um segmento corporal pode ser considerada um receptor interno ou endoentradas (BANDY, 2003; GAGEY; WEBER, 2000; NASHNER, 1985).

O comportamento do sistema sensorial de controle na postura pode ser avaliado de forma não invasiva pela estabilometria, utilizando-se uma plataforma de força e analisando-se o deslocamento do centro de pressão (CP) no plano ou decomposto nas direções ortogonal antero-posterior e lateral (OLIVEIRA; SIMPSON; NADAL, 1996).

Portanto, o pé é uma estrutura que esta em contato com o solo e controla a distribuição da pressão plantar, o apoio, a absorção de impacto, o equilíbrio, o impulso, suporta o peso e ajusta a postura na posição ereta (BRICOT, 1999; GAGEY; WEER, 2000).

A podoposturologia é uma área que possui uma abordagem postural através de prevenção e tratamento usando o princípio das palmilhas proprioceptivas termomoldáveis criadas em 1980 por Bordiol (PRZYSIEZNY, 2006).

Este princípio está fundamentado na ação de peças podais muito finas que são colocados sob a pele e músculos plantares. Estas peças estimulam os mecanorreceptores da região por uma deformação mínima através de pequenos relevos fornecendo informações ao sistema postural. Como resposta, o SNC produz o reequilíbrio postural através das reações reflexas tônicas musculares e corrige as assimetrias posturais (BRICOT, 1999; PRZYSIEZNY, 2006; VILLENEUVE, 1996).

A escolha destas peças podais corretivas será feita em função da avaliação clínica com o intuito de identificar a origem da disfunção. Posteriormente será definido o programa de tratamento individual para restaurar a integridade sensorial, corrigindo e prevenindo desequilíbrios, compensações e bloqueios articulares.

A partir do exposto, faz-se necessário analisar as alterações que as palmilhas proprioceptivas (posturais) causam no aparelho locomotor e no equilíbrio estático postural.

1.1 OBJETIVO GERAL

O presente estudo teve por objetivo analisar a influência das palmilhas proprioceptivas termomoldáveis no equilíbrio postural ortostático em adultos.

1.2 OBJETIVO ESPECÍFICO

Verificar se há variação nos parâmetros estabilométricos (equilíbrio) pré e pós uso de palmilhas proprioceptivas (posturais) termomoldáveis:

- a) no deslocamento radial dos baricentros do corpo;
- b) na descarga de peso no apoio plantar antero-posterior
- c) na descarga de peso no apoio plantar laterolateral.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 CONTROLE POSTURAL E EQUILÍBRIO

O equilíbrio é uma função complexa que requer o processamento central de múltiplas informações sensoriais que conduzem a um contexto específico responsável pela seleção e execução de movimentos muscular que estende por todo o corpo (RAGNARSDÓTTIR, 1996).

O controle postural e a habilidade de manter o equilíbrio na posição ortostática dependem das interações do sistema sensorial e da biomecânica do sistema músculo-esquelético (HORAK, 1997).

A manutenção do equilíbrio corporal no meio ambiente é determinada por sistemas centrais e estruturas periféricas responsáveis pela execução motora, cujo funcionamento depende da integração das informações provenientes das estruturas sensoriais dos sistemas proprioceptivo, vestibular e visual (FIGURA 1). Estes receptores atuam de forma complexa, integrada, redundante e de maneira diferenciada para cada perturbação sobre o corpo processada nos núcleos vestibulares do tronco encefálico, sob a coordenação do cerebelo (EKMAN, 2000; ROTHWELL, 1994).

A orientação postural derivada dos sistemas podal, visual e vestibular depende da integração e seleção das informações recebidas para realização de determinada tarefa (WOOLLEY et al., 1993). O equilíbrio estático é garantido quando a somatório de todos os torques e das forças vertical e horizontal atuantes no corpo é igual à zero (FRONTERA; DAWSON; SLOVICK, 2001; HALL, 2000). Quando uma dessas condições não é satisfeita, o equilíbrio estático deixa de existir (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

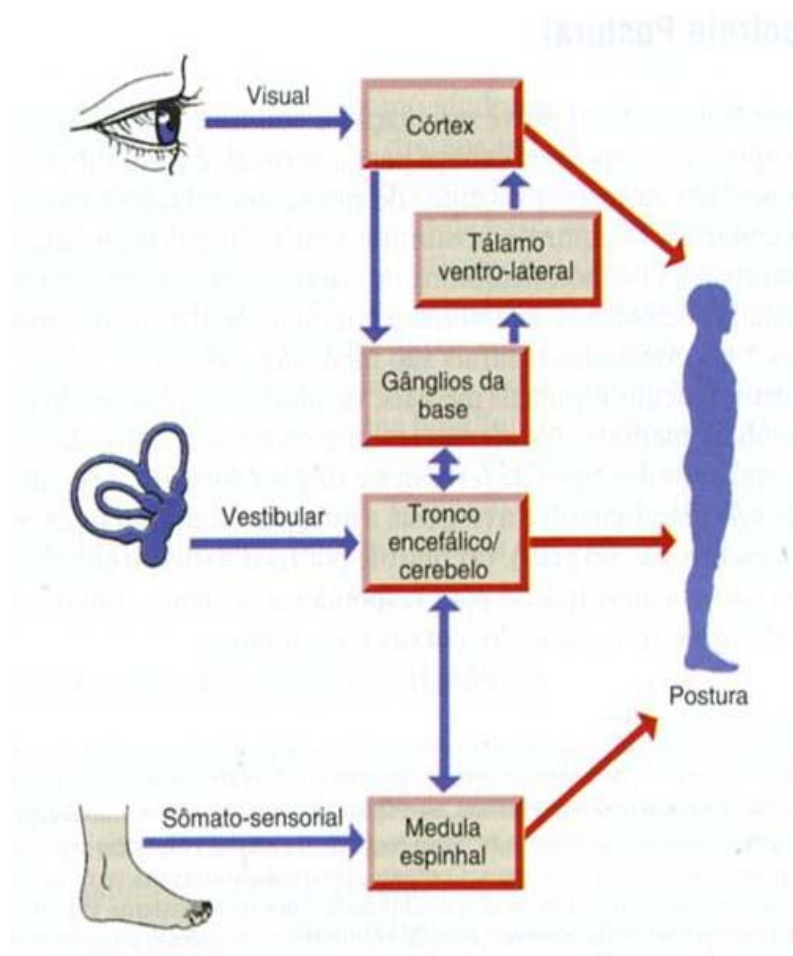


Figura 1 - INFLUÊNCIAS SENSORIAIS SOBRE O CONTROLE POSTURAL
 Fonte: EKMAN, 2000.

O SNC necessita de um conjunto de informações precisas e harmoniosas para organizar e processar com rapidez as informações sensoriais visuais, vestibulares, e proprioceptivas em centros específicos localizados no tronco encefálico e cerebelo. Estes centros comandam os movimentos da cabeça, pescoço, coluna vertebral, pernas, braços, olhos, pés e todos os músculos do corpo, necessários para orientá-lo e mantê-lo em equilíbrio. Caso ocorra um conflito entre as informações recebidas pelo SNC, a perturbação do estado de equilíbrio passa a ser consciente, originando desequilíbrio corporal (GANANÇA, 1998).

Kantner et al. (1991) relataram que o conceito teórico subjacente aos testes de

equilíbrio é o de que a percepção da orientação do corpo em relação à gravidade, à superfície de apoio e aos objetos depende de uma combinação das informações sensoriais. A informação do sistema visual fornece informações sobre a orientação em relação ao ambiente circunjacente, enquanto o sistema proprioceptivo fornece informações sobre a posição de cada articulação, assim como sobre superfície de apoio. A informação vestibular é uma referência da inércia gravitacional interna que fornece informações sobre a orientação da cabeça no espaço.

A estabilidade postural requer tanto a habilidade para discriminar a exatidão da informação sensorial como para selecionar uma estratégia apropriada de movimento. Se a informação sensorial de um sistema estiver indisponível ou for impreciso para orientação, a redundância do SNC pode compensar usando um sentido alternativo. Nas condições sensoriais de conflito, o SNC tem a habilidade de selecionar e priorizar a principal fonte de informação disponível e ignorar as demais (HORAK, 1997).

Segundo Horak (1997), acreditava-se que a avaliação do equilíbrio estava pautada sobre um grupo de respostas reflexas e sobre a oscilação postural na posição ortostática. O controle do equilíbrio é uma habilidade motora complexa que envolve a integração de diversas informações sensoriais, o planejamento e execução de padrões de movimento flexíveis e adaptativos a fim de ser atingido os objetivos posturais.

A manutenção do equilíbrio postural é um complexo mecanismo de controle, alimentado por um fluxo de impulsos neurológicos provenientes dos sistemas proprioceptivo, vestibular e visual, cujas informações são processadas pelo sistema nervoso central e retornam pelas vias eferentes para manter o controle do equilíbrio corporal pela contração dos músculos antigravitários (NASHNER, 1989).

O equilíbrio corporal postural, também, está fundamentado nas relações provenientes das vias aferentes (vias auditivas e vias vestibulares) através do VIII par

de nervos craniano chamado vestibulo-coclear, relacionado, respectivamente, com o equilíbrio e a audição, dois fatores fundamentais para se trabalhar com as questões posturais (BANKOFF, 1992).

É comum o sujeito sofrer algum tipo de interferência, modificando a postura corporal provenientes dos sistemas de equilíbrio e audição relacionados com o nervo vestibulo-coclear e ouvido interno, sendo os casos mais comuns relacionados com a labirintite e até mesmo zumbidos nos ouvidos (BANKOFF, 1992).

Segundo Gagey e Weber (2000) e Duarte (2002), não existe postura totalmente estática. Mesmo quando se está imóvel sempre há deslocamento mínimo da massa corporal, de tal forma que a projeção do centro de gravidade permanece dentro de limites perfeitamente determinados e mensuráveis.

O controle postural humano é comparado a um pêndulo invertido suspenso sobre uma base e que oscila constantemente devido ao controle do equilíbrio e da postura (GAGEY; WEBER, 2000). Portanto, o centro de gravidade do corpo humano não é um ponto fixo, ele depende da posição relativa dos diferentes segmentos e varia a cada instante. Estas oscilações, quando muito acentuadas, são decorrentes da dificuldade em manter os segmentos corporais alinhados entre si sobre a base de sustentação (DUARTE, 2000; LUCA, 1982).

Na posição ortostática, as oscilações posturais produzem pequenos alongamentos musculares que correspondem a uma resposta dos fusos neuromusculares. Portanto, a informação proprioceptiva muscular que participa do controle da postura ortostática é precisa (BIENFAIT, 1999; GAGEY; WEBER, 2000; MARIM, 2005).

O modelo de pêndulo (FIGURA 2) representa a dinâmica do sistema músculo-esquelético humano no plano sagital (DUARTE, 2000).

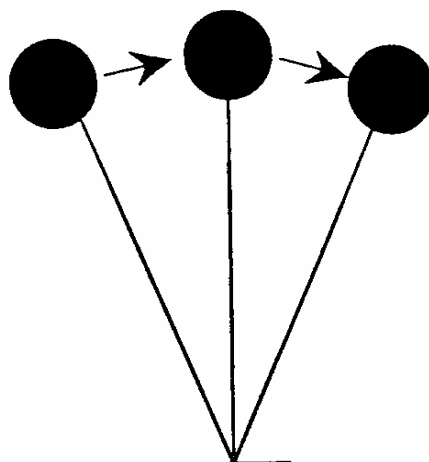


Figura 2 - REPRESENTAÇÃO DE PÊNDULO INVERTIDO.
Fonte: Duarte, 2000.

O controle das oscilações posturais e a regulação da atividade tônica postural são duas realidades claras e diferentes. No entanto, elas parecem estar muito ligadas às afecções do sistema postural fino. É raro que se modifique o tônus sem desestabilizar imediatamente o controle das oscilações de um paciente já instável. É da união dessas duas atividades concomitantes que vem o nome "*sistema postural fino*" (BANDY, 2003; GAGEY; WEBER, 2000; NASHNER, 1985).

A complexidade desses dois fenômenos apresenta uma consequência clínica muito surpreendente para a medicina clássica. O posturologista clínico não se ocupa somente das instabilidades relacionadas com uma falha no controle das oscilações posturais, mas também das algias do eixo corporal, supostamente decorrentes de uma falha no controle do tônus postural (BARELA, 2000; GAGEY; WEBER, 2000).

O principal parâmetro mensurado em estudos de equilíbrio corporal é o centro de pressão (CP). O CP é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais atuando na superfície de apoio e representa um resultado coletivo do sistema de controle postural e da força da gravidade. Quando uma pessoa fica em pé sobre uma plataforma de força, o CP pode ser avaliado e seus movimentos então se tornam indicadores de estabilidade.

O CP é uma medida de deslocamento e é influenciada pela posição do centro de gravidade (CG). Há certa confusão com a utilização das grandezas CG (centro de gravidade) e CP (centro de pressão) no estudo do controle postural. O CG é o centro das forças gravitacionais agindo sobre todos os segmentos do corpo humano, se move como se a força gravitacional sobre todo o corpo agisse apenas neste ponto e é um conceito análogo ao centro de massa (CM). Ele pode ser calculado a partir da média ponderada dos CG de cada segmento do corpo em uma dada posição (instante). A posição do CG é uma medida de deslocamento e é totalmente independente da velocidade ou aceleração total do corpo ou de seus segmentos (KING; ZATSIORSKY, 1997).

O deslocamento do CG é causado pelo movimento dos segmentos corporais e o deslocamento do CP é provocado pela variação da força de reação do solo, pela aceleração do CG, pelo momento de inércia do corpo e pelas forças musculares aplicadas no tornozelo (WINTER, 1990).

A oscilação do CG é a grandeza que realmente indica o balanço do corpo e a grandeza CP é resultado da resposta neuromuscular ao balanço do CG e indica a posição do vetor resultante da força de reação do solo. Segundo os mesmos autores sob essas circunstâncias, é crucial que o sistema nervoso seja capaz de extrair das informações sensoriais disponíveis a melhor orientação do corpo em relação à gravidade e à base de apoio, porque uma falha no alinhamento adequado do corpo, dentro do contexto da gravidade, certamente levará a uma queda.

A **estabilometria** corresponde à medida e ao registro contínuo da *oscilação* do corpo humano. Essa medida é obtida por intermédio de uma plataforma de força e o parâmetro mensurado é o CP. A medida do CP durante a postura em pé tem sido por décadas a principal ferramenta biomecânica para o entendimento do equilíbrio corporal. A quantificação mais precisa e adequada da oscilação corporal tem sido implementada

devido ao desenvolvimento tecnológico das plataformas de força e ao avanço em processamento de sinais (TEREKHOV, 1976a).

O controle da postura ereta utiliza informações sobre o movimento da posição do CG, por meio de um quadro de referências, baseado nas informações sensoriais. Este monitoramento indica quando é necessário alterar a postura. Fisicamente o corpo interage com intuito de gerar forças para corrigir a posição do CG, com o apoio (superfície firme ou superfície macia), e as estruturas internas, como ossos, músculos, articulações e tendões (GURFINKEL, 1999).

Para identificar os aspectos e as características das oscilações mensura-se a posição do CP, do CG ou de outra variável que possa ser associada à oscilação postural. Estas características podem ser relacionadas às estratégias escolhidas para garantir a estabilidade da postura ereta. Estas estratégias se referem ao comportamento da oscilação postural no domínio temporal, espacial ou no domínio das frequências. No domínio espacial, caracteriza-se por estratégias posturais associadas às oscilações posturais em diferentes direções nos componentes ortogonais orientadas nas direções antero-posterior e médio-lateral (TURVEY, 2000).

2.2 BAROPODOMETRIA

Segundo Oliveira et al. (1998) é importante avaliar as disfunções do pé e tentar compreender as influências posturais sobre os mesmos ou vice-versa. Dessa forma, um exame objetivo e quantitativo que analisa a pressão e distribuição plantar e mensura e compara as pressões desenvolvidas nos diferentes pontos da região plantar tanto na posição em pé estática ou na marcha é imprescindível.

Como tais aspectos não podem ser vistos com precisão no podoscópio, essas

avaliações constituem o fundamento científico da eficácia de muitos procedimentos conservadores ou cirúrgicos das afecções dos pés e possibilita quantificar as pressões do pé direito, esquerdo, na parte anterior, posterior e no médio pé, modificação, hiperpressão e distribuição. O programa e o equipamento permitem fazer uma análise inicial e acompanhar as evoluções clínicas (CHAMLIAN, 1999; LIBOTTE, 2001; NABERES, 1994; WOODEN, 1996).

Através de sensores de pressão de alta sensibilidade, tanto se pode medir a distribuição de pressão durante o ortostatismo, quanto ou na marcha, corridas e saltos, fornecendo dados quantitativos e qualitativos. Qualitativos pela imagem da morfologia do passo ou distribuições das pressões da estática no retro, médio e ante-pé e também pelo deslocamento do centro de força. Quantitativos através de registro numérico dos valores dos picos das pressões plantares, da velocidade de oscilação corporal e do deslocamento radial da oscilação, tanto na postura estática quanto na dinâmica da marcha (OLIVEIRA et al., 1998).

No século dezanove surgiram os primeiros registros de análise de contato entre pé e solo. Libote (2001) descreve que Carlet em 1872 utilizou um plano de marcha circular associado a um instrumento de medida no centro aderido à sola dos sapatos de pacientes; Marey e Demeny em 1880 modificaram o estudo de Carlet utilizando uma câmara embaixo do sapato; Schwartz e Heath em 1947 usaram pequenos sensores de pressão (piezoelétricos) aderidos à planta dos pés para uma análise dinâmica durante o andar; Carlon e Taillard em 1962 utilizaram análises experimentais dinâmicas. Por volta de 1966 importantes projetos foram executados graças ao método de eletropodografia desenvolvido pelo instituto de Montpellier na França.

Em 1983, trabalhos simultâneos do professor Rabshong e M. Jean Clot e sua equipe resultaram na introdução de solas sensíveis usando a tecnologia de “*pele*

artificial” e na conclusão da construção de um podômetro eletrônico que era uma plataforma para análise estática e dinâmica de suporte plantar. Em 1985 foi criada a Companhia MIDCAPTEUR que fabrica e comercializa a podometria eletrônica PEL. Com este dispositivo foi introduzido o conceito de podometria eletrônica na França (MIDI CAPTEURS, 1998).

Os sensores de pressão são dispositivos utilizados para se medir as variações de força em determinados setores da zona de apoio. Como são planos, os sensores podem fixar-se em locais como o sapato. Os sinais obtidos desses sensores são amplificados e enviados a um computador. Uma pressão exercida sobre um dos sensores aumenta sua capacidade e diminui sua resistência a uma corrente alternada.

Os sensores estão conectados a diodos luminosos de tal maneira que a intensidade da luz emitida por eles seja proporcional à força aplicada. O principal determinante da qualidade dos sistemas é o tipo de sensor. Existem três tipos de sensores: a) quartzo piezoelétricos, b) variações de resistência e c) variações de capacidade (LIBOTTE, 2001).

2.3 A ESTABILOMETRIA

A abordagem funcional e a posturologia são usadas para identificar a alteração e para determinar a causa do problema de equilíbrio (AGEBERG, 2001). A estabilometria também chamada de estabilografia, estatocinesiografia ou posturografia estática mensura os fenômenos de controle da postura ortostática. Terekhov (1976) definiu a estabilometria como sendo um instrumento que mensura e registra a oscilação corporal.

A regulação da atividade tônica postural pode ser avaliada clinicamente. Por

outro lado, é clinicamente impossível decidir se o controle das oscilações posturais é normal ou não. Devido ao fenômeno ser muito sutil é necessário um instrumento de mensuração (BARELA, 2000; GAGEY; WEBER, 2000; MARIM, 2005).

A estabilometria, também conhecida como posturografia estática, é um método de avaliação do equilíbrio corporal por meio da mensuração da oscilação postural, representada pelo deslocamento do centro de pressão (CP) dos pés do indivíduo sobre uma plataforma de força fixa. Esta plataforma mensura o equilíbrio corporal estático do homem transformando as oscilações mecânicas do CP em sinais elétricos, amplificando, gravando e analisando os sinais. É medida por meio de forças associadas com os três eixos ortogonais que são mensuradas e usadas para planejar as excursões do CP (TEREKHOV, 1976a).

A plataforma de força é um tapete constituído por uma superfície de sensores de pressão que registram no momento da passagem ou apoio do pé uma força, uma superfície, cronometrando o tempo de ativação.

Quando o pé efetua uma passagem ou apoio sobre a plataforma de força, o computador registra a força gerada pelo achatamento do pé sobre ela (deformação), assim como a quantidade de superfície dos sensores estimulados e os tempos de passagem sobre a plataforma. A obtenção da relação entre força e superfície de apoio permite calcular a pressão do pé.

A força resultante do peso do corpo sobre o pé é constante. As zonas dos calcanhares e ante-pés são mais solicitadas no momento do contato com a carga, devido ao calcanhar e cabeças metatarsais representarem uma superfície reduzida em relação ao pé como um todo (AVAGNINA; BENGUERBI; SCHMIDT, 2003).

Com o indivíduo sobre a plataforma, o programa calcula o número de sensores solicitados, a superfície, o peso do corpo e a força (AVAGNINA; BENGUERBI;

SCHMIDT, 2003). Segundo Oliveira (1998), os dados analisados de maneira estática são: a superfície em cm²; a pressão em quilo/pascal(kpa); a força em quilograma/força (kgf); a carga (porcentagem de força) e o baricentro corporal e baricentro das articulações inferiores. As outras impressões dos pés emparelham-se sobre o esquema geral do registro, os dados representativos do baricentro médio, os centros de avanço direito e esquerdo e as percentuais cargas entre o ante-pé e o retro-pé e entre o pé direito e o pé esquerdo (AVAGNINA; BENGUERBI; SCHMIDT, 2003).

A amplitude, a área e a velocidade de oscilações do CP na base de sustentação são detectadas por sensores eletromecânicos e é analisada em cada uma das condições sensoriais a que o indivíduo é submetido (NARDIN, 2000).

Estas mensurações permitem comparações e promovem o conhecimento nas populações “normais”. É possível descrever se o comportamento de um indivíduo se encontra ou não inscrito nos limites da normalidade desses parâmetros. A estabilometria permite definir objetivamente a posição média do centro de gravidade do corpo e mensurar os pequenos movimentos que o corpo realiza em torno dessa posição (GAGEY; WEBER, 2000; MARIM, 2005)

Mensurar a posição média de centro de gravidade de um indivíduo e sua dispersão significa mensurar sua estabilidade que é definida como a propriedade de um corpo desequilibrado retornar ao seu estado (GAGEY; WEBER, 2000).

As forças de atrito do pé contra a plataforma são denominadas de CP. Essa medida é obtida através do uso de uma plataforma de força onde são verificados os deslocamentos nos eixos antero-posterior (y) e médio-lateral (x) analisado em relação ao CP. A medida do CP durante a postura em pé tem sido por décadas a principal ferramenta biomecânica para o entendimento do equilíbrio corporal (CELISO et al., 2001; GARCIA, 2000; OLIVEIRA; IMBIRIBA; WIECZOREK; DUARTE;

ZATSIORSKI, 2001; OLIVEIRA; SIMPSON; NADAL, 1996; TEREKHOV, 1976; WIECZOREK, 2003).

No campo gravitacional, o corpo humano exhibe movimentos oscilatórios sustentados em torno de uma posição postural fixa chamada **oscilação postural** espontânea. Esta oscilação é resultante de efeitos combinados de propriedades mecânicas de um sistema corporal multissegmentar de controle postural (LIBIEDOWSKA; SYCZEWSKA, 2000). A regulação do CP nas direções médio-lateral e antero-posterior é realizada de forma independente para situações de pouca instabilidade na postura ereta, mas com o aumento de instabilidade, pode existir um acoplamento dos deslocamentos do CP (MOCHIZUKI et al., 2001).

O CP é a localização do vetor vertical de reação central da força nas direções x e y que o indivíduo exerce sobre a plataforma de força na tentativa de manutenção da postura imóvel. Este movimento é manifestado como o ponto móvel dos pés que oscilam com a transferência de peso (PIETRO et al., 1996; ROSE et al., 2002).

O movimento ântero-posterior ou lateral do CP de um indivíduo em postura ereta sobre uma plataforma de força tem sido usado para proporcionar informação sobre a dinâmica do controle postural em ambas as situações normal e patológica (MIDDLETON; SINCLAIR; PATTON, 1999).

As oscilações do CP representam uma área do controle neuromuscular e foram comparadas às oscilações do CG. A comparação foi focada na trajetória do parâmetro de comprimento ao longo dos eixos médio-lateral e antero-posterior devido às duas variáveis serem dependentes da relação amplitude versus frequência. Esta relação foi usada para avaliar os movimentos do CG baseado nas oscilações do CP (CARON; FAURE; BRENIERE, 1997; WIECZOREK; DUARTE; ZATSIORSKI, 2001).

O deslocamento do CP tem sido mensurado e usado como um índice de instabilidade postural no ortostatismo durante condições fisiológicas, patológicas e de treinamento (NAKAMURA; TSUCHIDA; MANO, 2001; SCHILICHT; CAMAIONE; OWEN, 2001).

Gagey e Toupet (1988) verificaram que a estabilometria tem demonstrado ser um método adequado de avaliação do equilíbrio corporal por possibilitar a discriminação de diferentes comportamentos entre diversas doenças assim como alterações ao longo do tempo. Os resultados são consistentes, entre diferentes indivíduos como também, entre registros diferentes do mesmo indivíduo.

O valor diagnóstico das posturografias estática e dinâmica na identificação de diversas alterações que envolvam os sistemas vestibular, visual e proprioceptivo foi mundialmente reconhecido por diversos pesquisadores (BARIN et al., 1992; FREYSS et al., 1992; HAMID et al., 1991; JACOBSON et al., 1993; NASHNER; PETERS, 1990; NASHNER et al., 1993; VOORHESS, 1989).

Tropp et al. (1987) descrevem a estabilometria como sendo um bom método de avaliação funcional do controle postural em pacientes com distúrbios vestibulares centrais e periféricos. A estabilometria é um bom complemento na rotina de avaliação otoneurológica de pacientes com vertigem (NORRÉ et al., 1991).

Goldie et al. (1989) analisaram a validade da plataforma de força na avaliação do controle postural em indivíduos saudáveis. Descreveram que as oscilações do CP medidas na plataforma de força são os melhores parâmetros de avaliação da estabilidade postural.

Toupet et al. (1992), avaliaram a oscilação espontânea (n=500) em diferentes faixas etárias e observaram que os indivíduos sadios de 40 a 80 anos de idade apresentaram aumento na oscilação postural a cada década de vida.

Saad et al (1997) avaliaram o equilíbrio corporal postural de um grupo de sujeitos em quatro horários distintos com o objetivo de verificar suas relações com as atividades físicas. Observaram que o equilíbrio corporal postural pode comportar-se diferentemente ao longo do dia de acordo com as atividades físicas.

De acordo com Gagey e Toupet (1991) a estabilometria não pode diagnosticar os diferentes tipos de distúrbios plantares. Ela é uma ferramenta na complementação do diagnóstico. Mostra quantitativamente a integração sensorial e diferentes comportamentos para a regulação e controle da postura ortostática. Identifica indivíduos com controle postural anormal. As mensurações clínicas simples do equilíbrio estático e dinâmico podem distinguir pacientes com e sem alterações plantares em relação ao deslocamento antero-posterior e médio-lateral do CP.

O objetivo da posturologia é oferecer um tratamento etiológico a partir da reprogramação dos sensores para restaurar o equilíbrio global do sistema neuro-músculo-esquelético (SAAD et al., 1997).

A estabilometria é um método de análise do equilíbrio postural por meio da quantificação das oscilações do corpo. Sua aplicação se reporta nas áreas da avaliação clínica, reabilitação e treinamento desportivo. São utilizadas plataformas de força para mensurar essas alterações (OLIVEIRA, 1993).

2.4 PODOPOSTUROLOGIA

A podoposturologia é uma área do conhecimento que possui uma abordagem postural. Está fundamentada no princípio das palmilhas proprioceptivas ou também descrita como posturais. Estas palmilhas são órteses plantares e foram descritas em 1980 por Bourdiol. A correção das básculas da pelve era realizada somente através do

aumento do calço abaixo do calcâneo. Representa uma correção simplista, talvez um erro fisiológico. É um conceito terapêutico novo que utiliza os sensores dos pés como forma de tratamento ou prevenção. Está direcionada à neurofisiologia e não ao aspecto mecânico como as palmilhas tradicionais (BRICOT, 1999; CECI, 2004; GAGEY; WEBER, 2000; PRZYSIEZNY, 2006; VILLENEUVE, 1996).

A planta dos pés é sensível às variações de deformação da ordem de cinco microns a um grama de pressão. Estas informações cutâneas aferentes vindas do pé são instantaneamente transmitidas ao sistema nervoso central sobre a posição do corpo e comparadas às estimulações dos olhos, vestibulo e da propriocepção interna do corpo. O sistema nervoso central em resposta regula as oscilações por intermédio dos músculos extrínsecos e intrínsecos dos pés e induzem a uma resposta postural adaptativa corrigindo as assimetrias posturais (BRICOT, 1999; GAGEY; WEBER, 2000; VILLENEUVE, 1996).

O pé pode controlar a postura pelo trabalho dos seus neurosensores. Os Discos de Merkel são receptores de adaptação lenta e codificam a sensibilidade à pressão e/ou ao estiramento como os Corpúsculo de Ruffini. O Corpúsculo de Meissner é um receptor de adaptação intermediária e controlam a velocidade. Os Corpúsculos de Paccini são receptores de adaptação rápida e são sensíveis à aceleração da deformação cutânea.

Os ligamentos e cápsulas dos pés são ricos em receptores encapsulados do tipo Corpúsculo de Golgi, Manzoni, Ruffini e de Paccini. Estes mecanorreceptores informam sobre os movimentos articulares.

Os músculos do pé possuem uma função muito importante graças a dois tipos de mecanorreceptores: a) os órgãos tendinosos de golgi que controlam as variações de tensão muscular e b) as terminações primárias e secundárias dos fusos neuromusculares

que são sensíveis ao alongamento. A integração das informações é realizada ao nível da medula e cérebro sempre associadas com as informações das aferências visuais, vestibulares e do aparelho locomotor (BRICOT, 1999).

A propriocepção inclui tanto a sensação posicional articular estática como a cinestésicas. Estas informações sensoriais sobre o movimento são fundamentais para um bom funcionamento do sistema proprioceptivo (EKMAN, 2000).

A postura ereta é mantida por dois pólos sensoriais situados nas extremidades do corpo. Uma das extremidades é a cefálica, onde estão localizados os sistemas vestibulares, visuais e oclusal, e na outra extremidade está o receptor sensorial podal, que se comportam como uma plataforma estatocinesiométrica. Em conjunto com o sistema nervoso central estes pólos sensoriais constituem um sistema de análise do movimento (ENJALBERT et al., 1996).

Os conhecimentos da neurofisiologia propiciam o surgimento da técnica descrita como podoposturologia e que tem como objetivo prevenir e tratar os transtornos da postura e do equilíbrio por intermédio dos receptores podais. Este tratamento é realizado com o uso de **peças podais corretivas** descritas como barras, elementos, cunhas e calços. Tem sua base na ação destas peças finas e que são fixadas nas palmilhas. Estas peças ficam sob a pele e músculos ativando os mecanorreceptores da região plantar através de uma deformação mínima e fornecem informações ao sistema postural (BRICOT, 1999; GAGEY; WEBER, 2000; VILLENEUVE, 1996).

A podoposturologia está indicada aos transtornos da postura. O processo inicia com uma avaliação clínica (ANEXO C). São observadas as variáveis independentes descritas no Protocolo CNT. (CECI, 2004; PRZYSIEZNY, 2006).

O paciente se posiciona em ortostatismo. Havendo assimetrias em pelo menos uma das variáveis testadas, há indicação de palmilhas proprioceptivas. Na prescrição

das peças podais corretivas o clínico inicia com uma seqüência (ANEXO B) a colocação das peças corretivas posturais em áreas específicas do pé com o intuito de melhorar e corrigir estas assimetrias corporais. É um tratamento individual que busca corrigir as variáveis e restaurar a integridade sensorial, conseqüentemente melhorando o equilíbrio, diminuindo as compensações e os bloqueios articulares (CECI, 2004; PRZYSIEZNY, 2006).

Se com a colocação das **peças podais de correção postural** (PPCP) nas áreas pré determinadas pela avaliação clínica ocorrer a correção das assimetrias das variáveis descritas no protocolo CNT, o clínico confeccionará a **palmilha proprioceptiva termo moldável** (PPTM) (PRZYSIEZNY, 2006). Trata-se de um método suave e não invasivo.

Esse método tem-se mostrado muito útil na prática profissional do fisioterapeuta. Ele possibilita o tratamento de vários distúrbios relacionados ao aparelho músculo-esquelético.

2.4.1 PROTOCOLO CNT

O protocolo CNT foi inicialmente descrito por Ceci (2004). É um meio de avaliação postural em podoposturologia que possui três aspectos a serem observados nas avaliações e reavaliações dos tratamentos com palmilhas proprioceptivas ou posturais (MORAES; PRZYSIEZNY, 2004).

Nesta avaliação o indivíduo deve permanecer em pé. São observadas as variáveis independentes descritas no Protocolo CNT. São elas: a) *comprimento dos membros superiores*; b) *nível das cristas ilíacas*; c) *teste dos polegares ascendentes na região paravertebral da coluna e das espinhas ilíacas póstero superiores ou teste de Bassani* (CECI, 2004; PRZYSIEZNY, 2006).

Na avaliação do **comprimento dos membros superiores** o indivíduo se posiciona em pé, os membros superiores poderão estar na horizontal e/ou na vertical e cotovelos em extensão (FIGURA 3). O normal é que o comprimento seja simétrico. Frequentemente a assimetria ocorre em decorrência da torção de tronco (BRICOT, 1999; PRZYSIEZNY, 2003; PRZYSIEZNY, 2006).



Figura 3 - ASSIMETRIA NO COMPRIMENTO DOS MEMBROS SUPERIORES

Na avaliação da pelve o indivíduo permanece em pé, imóvel e o clínico avalia o **nivelamento das cristas ilíacas** (FIGURA 4).

Na avaliação da região paravertebral da coluna através do **teste dos polegares ascendentes** e das espinhas ilíacas pósterio superiores ou teste de Bassani, o indivíduo permanece em pé, o clínico coloca os polegares direito e esquerdo sobre a musculatura paravertebral e solicita ao indivíduo que realize uma flexão do tronco. Inicia com a flexão da cabeça, região do tórax e lombar.

Durante este movimento é observado se os polegares se deslocam de forma simétrica ou assimétrica (FIGURA 5). Quando os dois polegares permanecem simétricos é um sinal de normalidade. Caso contrário, quando um dos polegares não sobe com o

movimento de flexão, é um indicativo de assimetria e disfunção postural (BASSANI, 1966; GAGEY; WEBER, 2000; LEPORCK; VILLENEUVE, 1996).

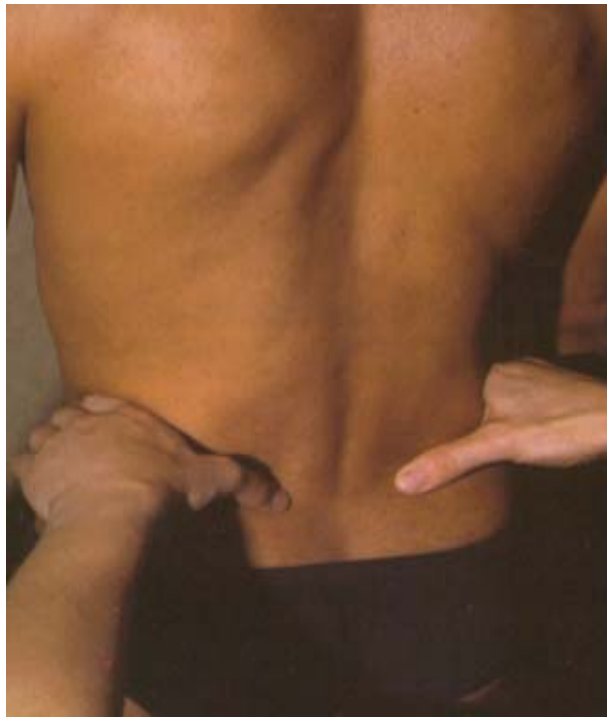


Figura 4 - AVALIAÇÃO DO NÍVELAMENTO DAS CRISTAS ILÍACAS

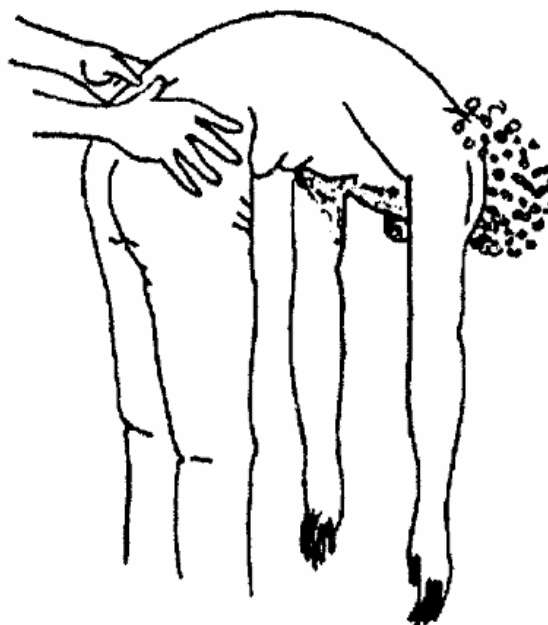


Figura 5 - POSIÇÃO DO TESTE DE BASSANI
Fonte: Bassani, 1966.

2.4.2 PALMILHAS TERMO MOLDADAS

São palmilhas compostas de materiais que propiciam a moldagem aos pés dos indivíduos que apresentam alterações nas variáveis independentes descritas no protocolo CNT. São confeccionadas com materiais que apresentam características de leveza, variação de densidade, pouca espessura e esta fundamentada na neurofisiologia da postura (ABADIE, 1994).

A palmilha proprioceptiva termo moldável (PPTM) é fabricada basicamente com três porções. A porção superficial é composta de uma cobertura especial com um material de alta qualidade e tecnologia que absorve o suor, ajuda na transpiração e propicia uma sensação de conforto e bem estar ao pé. A porção medial é composta de EVA (ETILVENILACETATO), com espessura entre 2 a 3 mm. A porção inferior é composta por uma placa denominada de PodoLux[®] que tem uma trama de fios de algodão e resina colante com espessura de 1 mm.

Nesta porção inferior são colocadas as **peças podais** que têm a função de estimular a pele nas regiões pré-determinadas e promover a reprogramação postural (PRZYSIEZNY, 2003). A fusão destas porções e a termomoldagem da palmilha proprioceptiva aos pés do indivíduo é realizada em um equipamento denominado de Podomix[®].

Mafinski e Cordeiro (2005) termomoldaram as palmilhas a um grupo de 15 indivíduos do gênero masculino. Porém, não acrescentaram as peças podais corretivas. Os indivíduos apresentavam alterações nas variáveis do Protocolo CNT. Somente com a moldagem da palmilha aos pés, 85% dos indivíduos apresentaram uma melhora de 65% nos parâmetros do protocolo CNT.

2.4.3 PRESCRIÇÃO DE PEÇAS PODOAIS CORRETIVAS POSTURAIS

A reprogramação postural ocorre quando os mecanorreceptores da região plantar são estimulados por uma deformação mínima na pele a partir das peças podais que são colocadas nas palmilhas propioceptivas. Estas peças podais estimulam os mecanorreceptores e o sistema postural fino (BRICOT, 1999; GAGEY; WEBER, 2000; VILLENEUVE, 1996).

Existem regiões específicas na planta dos pés cuja estimulação provoca uma modificação organizando o tônus postural corporal. Em decorrência destes estímulos ocorre um nivelamento dos membros superiores, das cristas dos íliacos e simetria na tensão da musculatura paravertebral (CECI, 2004; PRZYSIEZNY, 2006).

Villeneuve propôs uma nova nomenclatura para as peças podais utilizadas na podoposturologia. Ela designa as zonas de estimulação. A terminologia utilizada nas palmilhas ortopédicas clássicas não corresponde à das palmilhas posturais (GAGEY et al., 1994a). A partir de Ceci (2004), Przysiezny (2006) promoveu uma adaptação desta nomenclatura. Sendo que as **peças podais** ficaram assim denominadas: barras, elementos, cunhas e calços.

O objetivo principal das palmilhas propioceptivas é a estimulação de determinadas áreas da pele e de músculos para melhorar a postura do indivíduo. A estimulação pode ser realizada por vários tipos de peças. Os **elementos** são pontuais. As **barras** são transversais ao pé, percorrendo a palmilha de lado a lado (FIGURA 6). As **cunhas** apresentam uma característica mecânica e postural. Os **calços** atuam igualando o comprimento do membro inferior (ABADIE, 1994; PRZYSIEZNY, 2006).



Figura 6 - DA ESQUERDA PARA DIREITA BARRA INFRACAPITAL (BIC) E A O ELEMENTO INFRACUBÓIDE (EIC)

As peças podais são confeccionadas com placas de EVA (ETILVENILACETATO) especialmente desenvolvidas para a prática da podoposturologia, pois apresentam espessura, densidade e resiliência próprias. São encontradas com o nome comercial de PODODUR[®] 2 e PODODUR[®] 3. Apresentam respectivamente espessura de 2 e 3 mm. A escolha da peça podal foi feita em função da avaliação clínica utilizando-se da mensuração das variáveis independentes descritas no protocolo CNT (CECI, 2004).

A região plantar é composta de vários receptores sensoriais que detectam as pressões na pele e a tensão que ocorrem nas articulações do pé e do tornozelo. Estas características físicas dos mecanorreceptores são à base das sensações estatocinéticas que analisam a mobilidade das diferentes partes do corpo (ENJALBERT et al., 1996; ENJALBERT et al., 1998; RABISCHONG, 1996).

Desta forma, o pé e seus mecanorreceptores são essenciais ao controle postural. Os músculos reagem aos estímulos que são efetuados na região plantar. Estas reações envolvem a postura e variam de acordo com a natureza do estímulo e com o nível de

integração neurosensorial. Sendo assim, a postura do corpo pode ser modificada tanto para uma postura adequada ou inadequada, depende do estímulo plantar (BRICOT, 1999; MANFIO et al., 2001; VALLET, 1996; VILADOT, 1987; VILLENEWE, 1996).

3 METODOLOGIA

3.1 TIPO DE ESTUDO

Foi um estudo pré-experimental, analítico consecutivo transversal não controlado.

3.2 LOCAL

A pesquisa foi realizada no Laboratório de Marcha e Equilíbrio da Escola de Terapia Manual e Postural na cidade de Londrina - PR.

3.3 AMOSTRA

A amostra (n=56) foi composta aleatoriamente por 56 indivíduos saudáveis de ambos os sexos, voluntários, com idade média de 36,18 anos, pesando em média 67,4 kg e medindo em média 168,09 cm². Todos os sujeitos da pesquisa foram avaliados por um fisioterapeuta especializado para constatar a ausência de relato de dor aguda.

Os **fatores de inclusão** para o grupo experimental foram: ser voluntário, ter idade entre 30 e 40 anos, não apresentar queixa de dor aguda ou crônica, ausência de lesões músculo-esqueléticas, cardiorespiratórias ou neurológicas; ser capaz de permanecer na postura ortostática sem apoio, ter o cognitivo preservado e capacidade de atender as orientações dadas durante as coletas; apresentar alterações nas variáveis descritas no protocolo CNT, mas possíveis de serem corrigidas somente com os itens

nos níveis 1, 2 e 3 da **Seqüência de Avaliação** para colocação de peças corretivas (ANEXO B).

Os **fatores de exclusão** para o grupo experimental foram: indivíduos que apresentem pés do tipo plano grau II e III; pés do tipo cavo grau II e III; calcâneo valgo ou varo, rotações internas e externas da perna exacerbadas, alterações oclusais e com disfunções temporo mandibulares, alterações visuais, disfunções vestibulares, déficits de atenção; indivíduo sem alteração nas variáveis descritas no protocolo CNT ou que apresente as alterações nas variáveis descritas no protocolo CNT mas corrigidas somente com os itens superiores ao nível 4 da **Seqüência de Avaliação** para colocação de peças corretivas (ANEXO B).

Os valores médios e desvios padrão de idade, peso e altura do Grupo estão descrito na Tabela 1.

Tabela 1 - CARACTERIZAÇÃO DO GRUPO DA AMOSTRA

N = 56	Idade (anos)	Peso (Kg)	Altura (cm)
Média	36,18	67,4	168,09
DP	3,227	13,9	10,981

Nota: Média e desvio-padrão.

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba - UNIVAP, sendo que os voluntários selecionados para o estudo assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido contendo informações que os deixaram cientes do objetivo, dos procedimentos e orientando que o mesmo não envolve risco à sua saúde.

Observado e exigido o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para todos os sujeitos da pesquisa (ANEXO A), os mesmos também receberam orientação quanto a poderem afastar-se do estudo a qualquer tempo.

3.4 MATERIAIS

Os materiais e equipamentos utilizados são todos de propriedade do Laboratório de Marcha da Escola de Terapia Manual e Postural. Foram utilizados os seguintes materiais e equipamentos:

- a) Notebook
- b) Baropodômetro de procedência italiana da marca FOOTCHECKER[®] com programa computadorizado versão 1.1.2.0. de análise dos dados e uma plataforma equipada com 2.700 sensores piezoelétricos de pressão dispostos em uma área de 289 cm² (17cm x 17cm), com tempo de coleta de 30 segundos,
- c) Placas de EVA da marca PODODUR[®] 2 e 3 mm fornecidos pela Podaly[®] Palmilhas do Brasil. Placas utilizadas para confeccionar peças podais (**BIC** - barra infra capital e **EIC** - elemento infra cuboide).
- d) Palmilha do Tipo Conforto da marca Podaly[®] Palmilhas do Brasil. Utilizada na forma termomoldada aos indivíduos voluntários.
- e) Plantigrama.
- f) Podomix[®], equipamento utilizado para termocolagem das palmilhas e termomoldagem das palmilhas aos pés dos indivíduos voluntários.
- g) Podolixadeira[®] Plus Profissional, equipamento utilizado para preparar as peças podais (BIC e EIC) e para dar acabamento nas palmilhas proprioceptivas.
- h) Moldador de Palmilhas da marca Podaly[®] Palmilhas do Brasil utilizado na moldagem das palmilhas termocoladas aos pés dos indivíduos voluntários.
- i) Soprador Térmico Profissional utilizado para confeccionar as palmilhas proprioceptivas.
- j) Gabaritos Podaly[®] (masculino e feminino).
- k) Botas Plásticas Podaly[®]. Utilizadas na moldagem das palmilhas proprioceptivas.



Figura 7 - BAROPODÔMETRO E ESTABILÔMETRO



Figura 8 - PLACAS DE EVA PODODUR® 2 e 3 mm



Figura 9 - PALMILHA DO TIPO CONFORTO DA MARCA PODALY®



Figura 10 - PLANTÍGRAFO / PLANTÍGRAFIA



Figura 11 - PODOMIX®



Figura 12 - PODOLIXADEIRA® PLUS



Figura 13 - MOLDADOR DE PALMILHAS PODALY® e BOTA PLÁSTICA PODALY®



Figura 14 - SOPRADOR TÉRMICO PROFISSIONAL.



Figura 15 - GABARITO / DEMARCAÇÃO COM GABARITO PODALY®

3.5 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Os voluntários foram avaliados por um fisioterapeuta e somente aqueles que se adequaram aos critérios de inclusão foram selecionados. Todos foram submetidos a um exame inicial de Baropodometria Eletrônica no Laboratório de marcha e equilíbrio da Escola de Terapia Manual e Postural na cidade de Londrina/PR.

O Baropodômetro foi colocado a 1 metro de distância da parede e os voluntários, sem calçados e vestindo roupas leves, foram orientadas a subirem na plataforma olhando para o horizonte, em um ponto de referência fixado na parede na altura de seus olhos. Posicionaram-se com os braços relaxados ao longo do corpo e realizando uma pequena abertura na boca para relaxamento da articulação temporomandibular (SANTANA, 1999). As avaliações baropodométricas estáticas foram obtidas durante 30 segundos.

Os voluntários foram orientados a não mudarem seus hábitos de vida diária, não realizar nenhuma atividade ou tratamento que possa vir a interferir nos resultados da utilização das palmilhas proprioceptivas termo moldáveis com objetivo de não alterar a distribuição do centro de pressão plantar (FOTI et al., 1992; ROSE et al., 2002; VIEIRA et al., 2003).

Todos os voluntários passaram previamente à coleta de dados por um período de adaptação aos equipamentos com objetivo de minimizar alterações devido a não habituação ao meio (CAMPOS et al., 2002; WALL; CHARTERIS, 1980; 1981).

Em seguida, os voluntários foram avaliados pelo protocolo CNT. De acordo com a avaliação inicial foram definidas as *peças podais corretivas* (BIC e EIC) que cada indivíduo necessitou usar nas palmilhas para correção postural. A avaliação foi sempre aplicada pelo mesmo terapeuta em horário pré-determinado.

No estudo foram utilizadas somente três peças podais corretivas. Sendo: uma barra infra capital (BIC) e dois elementos infra cubóides (EIC). A barra infra capital foi confeccionada na espessura de 2 mm (PLACA PODODUR® 2) é colocada abaixo das cabeças dos metatarsos no hemicorpo que apresenta antepulsão. Esta peça promove a retropulsão do hemicorpo. O elemento infra cubóide foi confeccionada na espessura de 3 mm (PLACA PODODUR® 3) e colocada abaixo do osso cubóide. Esta peça promove a inclinação lateral do corpo para o lado oposto do desvio. Foram seguidas as etapas descritas na **Seqüência de Avaliação** (ANEXO B) (PRZYSIEZNY, 2006).

Após definir as peças podais corretivas que cada voluntário necessitou foi confeccionada uma palmilha termo moldável do tipo Conforto. Os voluntários foram orientados a usarem as palmilhas pelo menos 3 horas por dia na primeira semana, passando por um processo de adaptação e após esta primeira semana poderiam usar por

mais tempo, sendo que no mínimo 3 horas por dia. Todos os voluntários relataram cumprir as orientações durante o experimento.

O experimento com palmilhas proprioceptivas termo moldáveis durou dois meses (ANEXO D). Sendo realizadas duas análises baropodométricas e duas estabilométricas, uma inicial, pré-palmilha e a outra pós-palmilha. Ao final do segundo mês de uso das palmilhas um novo exame, semelhante às condições anteriores, foi realizado para coletar os dados no pós-experimento.

Em cada fase, foram colhidos dados estabilométricos de deslocamento radial dos baricentros do corpo e dados baropodométricos da porcentagem da descarga de peso no apoio plantar antero-posterior e lateral do pé direito e pé esquerdo, caracterizando o comportamento do equilíbrio estático e distribuições da descarga de peso no apoio plantar.

A avaliação na Plataforma da marca FOOTCHECKER teve como objetivo analisar a estabilometria e verificar o comportamento da oscilação no sistema de equilíbrio postural (FIGURA 16 e 17), bem como o comportamento da descarga de peso no apoio plantar antero-posterior e látero lateral, após a utilização das palmilhas proprioceptivas termo moldável (FIGURA 18).

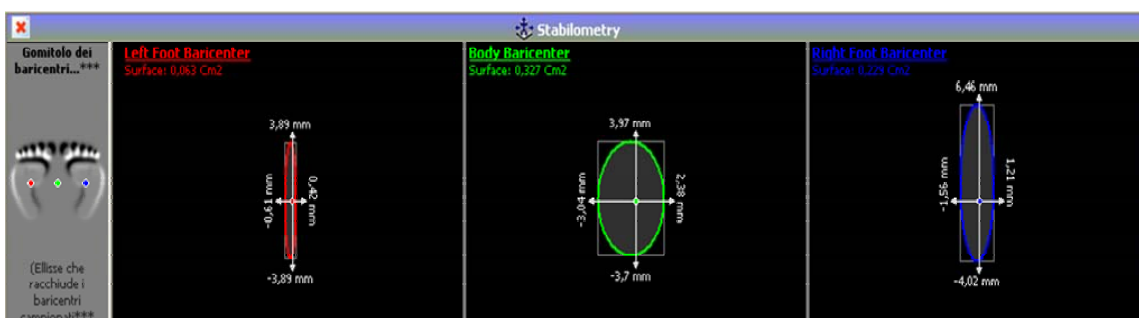


Figura 16 - EXAME DE ESTABILOMETRIA

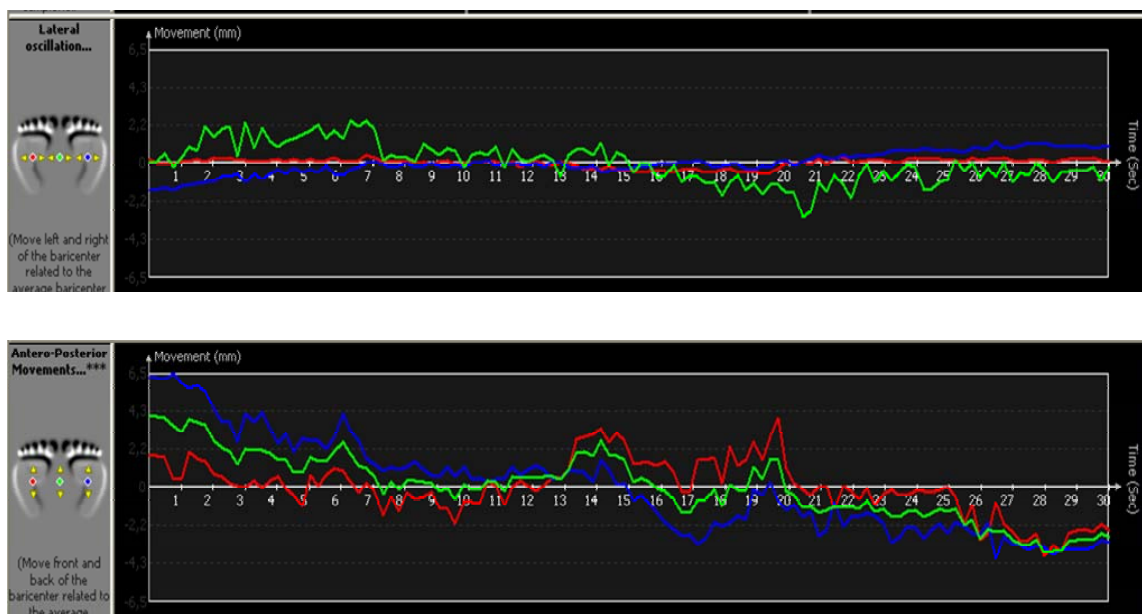


Figura 17 - EXAME DE ESTABILOMETRIA

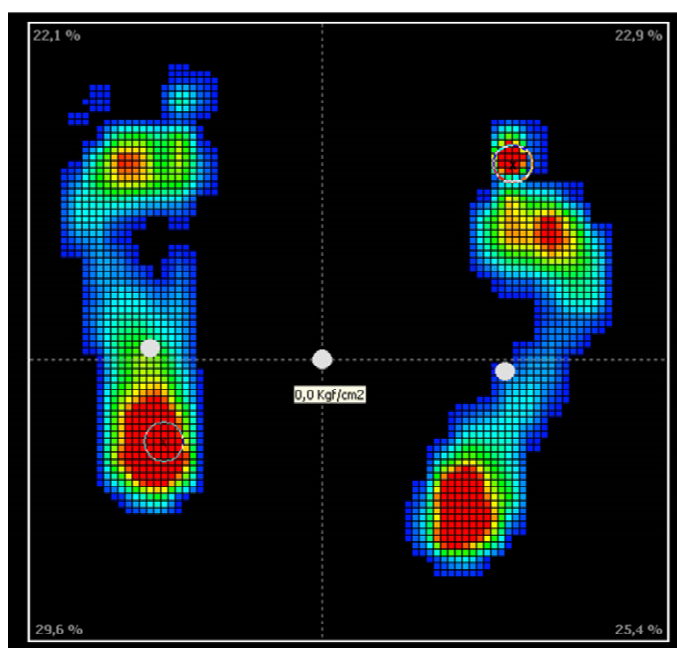


Figura 18 - DESCARGA DE PRESSÃO PLANTAR NA PLATAFORMA DE FORÇA.

3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS

A coleta, organização, descrição e interpretação dos dados foram realizadas através do Software Microcal Origin 6.0 que utilizou a estatística inferencial, para

realizar a análise comparativa através do teste T-Student com índice de significância de $p < 0,05$ dos dados estabilométricos obtidos e na montagem dos gráficos com os resultados alcançados, comparando os indivíduos antes e após o uso das palmilhas proprioceptivas termo moldável.

3.6.1 PARÂMETROS ESTABILOMÉTRICOS

Os dados de oscilação postural nas direções antero-posterior (x) e médio-lateral (y) do baricentro corporal e dos pés direito e esquerdo foram analisados por meio de um Software utilizando a linguagem Visual Basic desenvolvido em conjunto com um analista de sistemas para exportar os dados e fazer os cálculos para a obtenção das seguintes variáveis:

- Velocidade (P)

Trata-se da distância média percorrida por segundo durante o período de tempo da coleta de dados, onde f é a frequência de amostragem (N/T), sendo N o número de pontos registrados e T o tempo de coleta, x_i e y_i são referentes às coordenadas do CP a cada instante nas direções médio-lateral e antero-posterior, respectivamente, no índice de amostra i , com estes parâmetros a velocidade foi calculada usando a seguinte relação:

$$P = \frac{f}{(N-1)} \sum_{i=1}^{N-1} \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2}$$

- Deslocamento radial (Rd)

A formula abaixo demonstra o cálculo do deslocamento radial do CP.

$$Rd = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sqrt{\{(x_i - x_c)^2 + (y_i - y_c)^2\}}$$

Onde:

$$x_c = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i) \qquad y_c = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (y_i)$$

Aqui podemos considerar x_c e y_c como as coordenadas do centróide e x_i e y_i como os deslocamentos em torno desse ponto.

4 RESULTADOS

Diferenças estatisticamente significante foram encontradas quando comparadas as descarga de peso do grupo de indivíduos antes e após o uso das palmilhas através da análise estatística de significância T-Student Pareado ($p < 0.05$). A comparação entre as descargas de peso no apoio plantar Anterior e Posterior Pré e Pós palmilha foi estatisticamente significante com valores de iguais à: 0,0000004 e 0,0000007 respectivamente (Tabela 2 e Gráfico 1). O mesmo foi observado entre as descargas de peso Esquerda ($p = 0,00009$) e Direita ($p = 0,00007$) nas situações Pré e Pós o uso de palmilhas. Nota-se que, na parte anterior dos pés que houve uma diminuição da descarga de peso e um aumento na descarga de peso na parte posterior dos pés. No membro inferior esquerdo ocorreu um aumento na descarga de peso e uma diminuição na descarga de peso no membro inferior direito após o uso da palmilha.

Tabela 2 - DESCARGA DE PESO NO APOIO PLANTAR

	Anterior		Posterior		Esquerda		Direita	
	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós
Média	47,97	43,74	51,96	56,11	43,65	47,61	56,37	52,32
DP	6,48	5,82	6,44	5,83	7,68	3,32	7,67	3,38

Nota: Média e desvio-padrão em %.

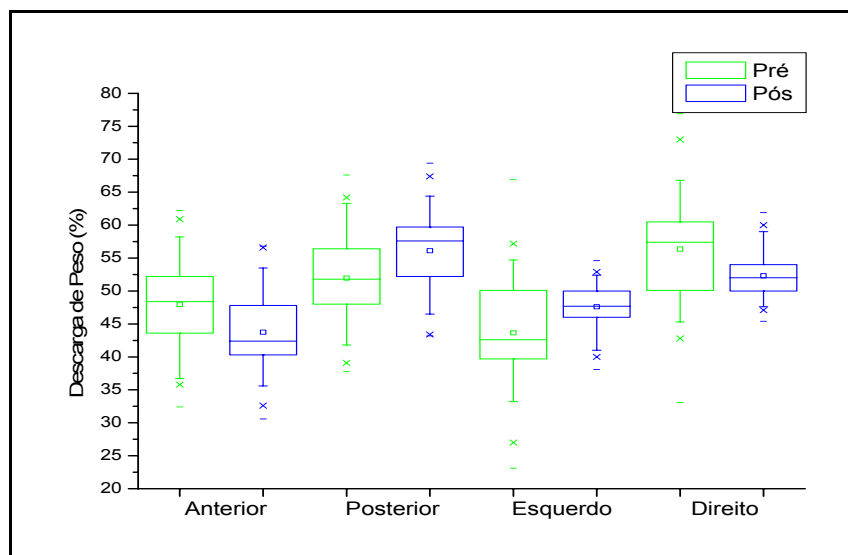


Gráfico 1 - Valores médios e desvio padrão das comparações entre a descarga de Peso Anterior; Posterior; Esquerda e Direita Pré e Pós o uso de palmilhas.

As análises realizadas entre a descarga de peso Antero - Posterior Pré palmilha e Antero - Posterior Pós palmilha apresentaram diferença estatística significativa com valores de p iguais à 0,02 e 0,0000000003 respectivamente (Gráfico 2). Nota-se que, na parte anterior dos pés que houve uma diminuição na média da descarga de peso e um aumento na descarga de peso na parte posterior dos pés após o uso da palmilha.

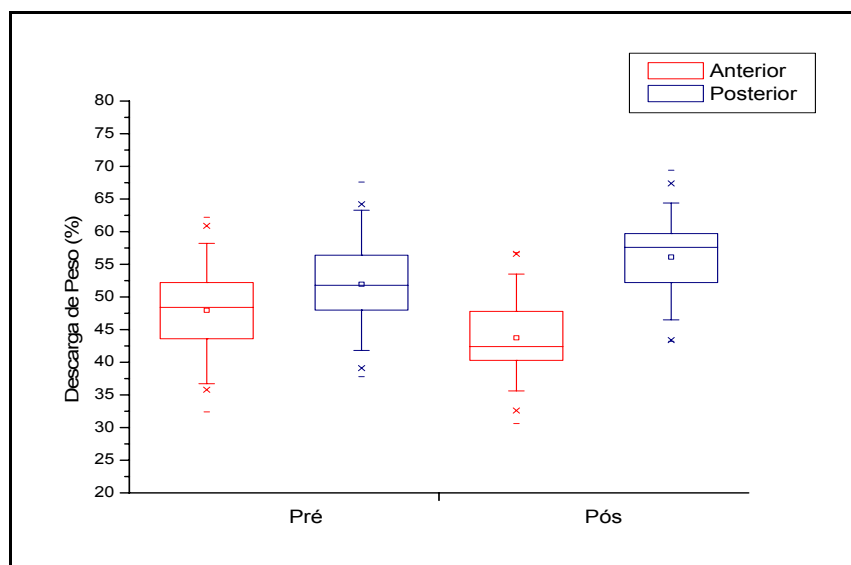


Gráfico 2 - Valor médio e desvio padrão da descarga de peso Antero - Posterior Pré palmilha e Antero - Posterior Pós palmilha.

O mesmo foi observado entre os valores de descarga de peso no apoio plantar Esquerdo - Direito Pré palmilha ($p = 0,00000008$) e Esquerdo / Direito Pós palmilha ($0,000001$) (Gráfico 3). Nota-se que ocorreu um aumento na descarga de peso no membro inferior esquerdo e houve uma diminuição na descarga de peso no membro inferior direito após o uso da palmilha.

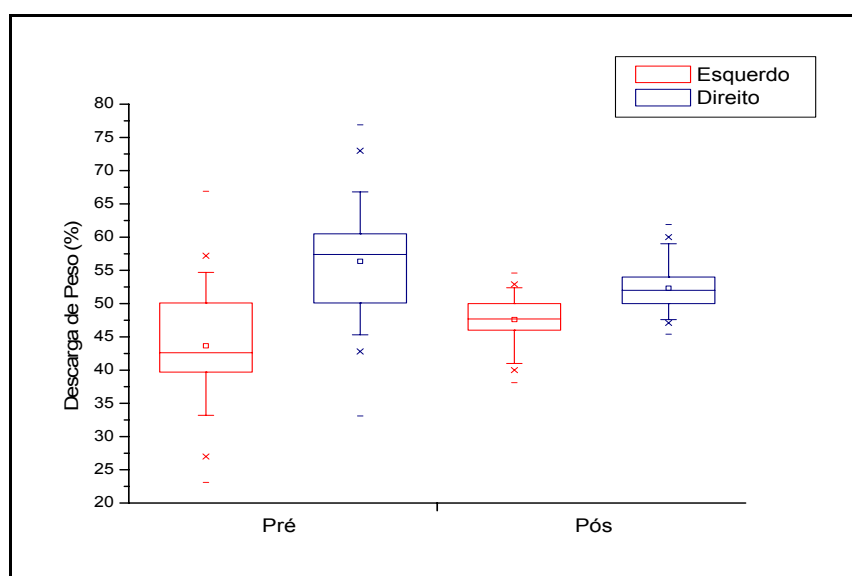


Gráfico 3- Valor médio e desvio padrão da descarga de peso Esquerda - Direita Pré palmilha e Esquerda - Direita Pós palmilha.

Observa-se um deslocamento da área de descarga de peso do apoio plantar para região posterior e para região do lado esquerdo do corpo após o uso de palmilhas, deslocando o centro de gravidade no solo, conforme demonstrado no Gráfico 4.

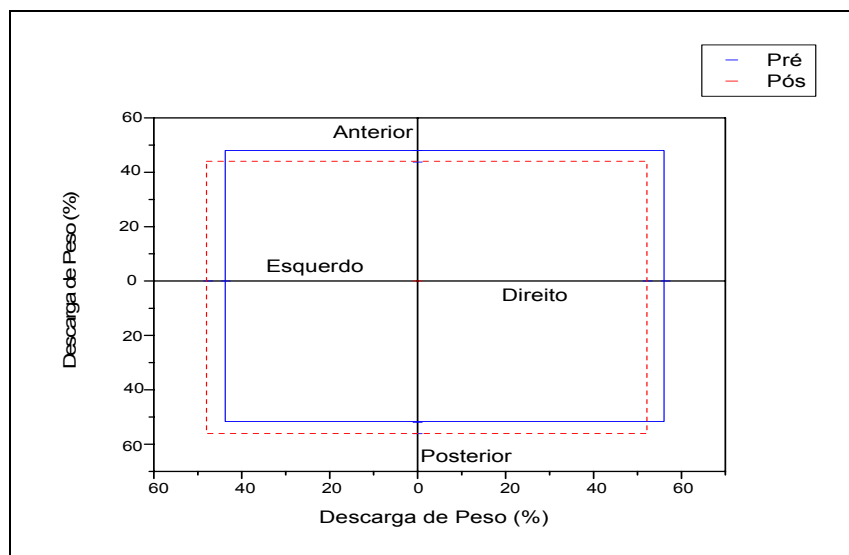


Gráfico 4 - Ilustração da área de descarga de pressão Pré e Pós uso de palmilha.

As comparações entre as oscilações do baricentro do corpo Anterior e Posterior nas situações Pré e Pós o uso de palmilhas apresentaram diferença estatística significativa com valores de p iguais à: 0,00002 e 0,000001. O mesmo ocorreu entre as oscilações Esquerda (Pré e Pós / $p = 0,000004$) e Direita (Pré e Pós / $p = 0,000006$) (Tabela 3 e Gráfico 5). Observou-se que ocorreu uma diminuição na média das oscilações do baricentro do corpo para deslocamento anterior, posterior, lateral direito e lateral esquerdo após o uso da palmilha.

Tabela 3 - OSCILAÇÃO DO BARICENTRO DO CORPO

	Anterior		Posterior		Esquerda		Direita	
	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós	Pré	Pós
Média	4,34	2,86	4,95	2,77	4,16	2,35	3,83	2,41
DP	2,20	1,58	3,19	1,46	2,83	1,22	2,69	1,31

Nota: Média e desvio-padrão em mm

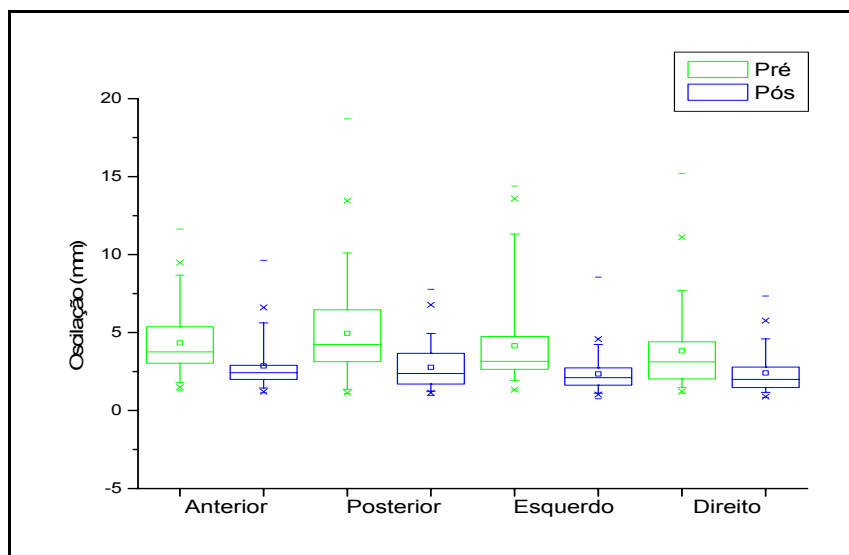


Gráfico 5 - Valor médio e desvio padrão da oscilação Anterior; Posterior; Esquerda e Direita Pré e Pós o uso de palmilhas.

A comparação entre a oscilação Antero-Posterior Pré palmilha apresentou diferença estatística com valor de $p = 0,08$. Já a análise entre a oscilação Antero-Posterior Pós palmilha não apresentou a diferença estatística significativa com valor de $p = 0,2$ (Gráfico 6). Nota-se que há uma discreta alteração na média do deslocamento da oscilação, quando comparados o início e o término do tratamento, porém, sem diferença estatística significativa.

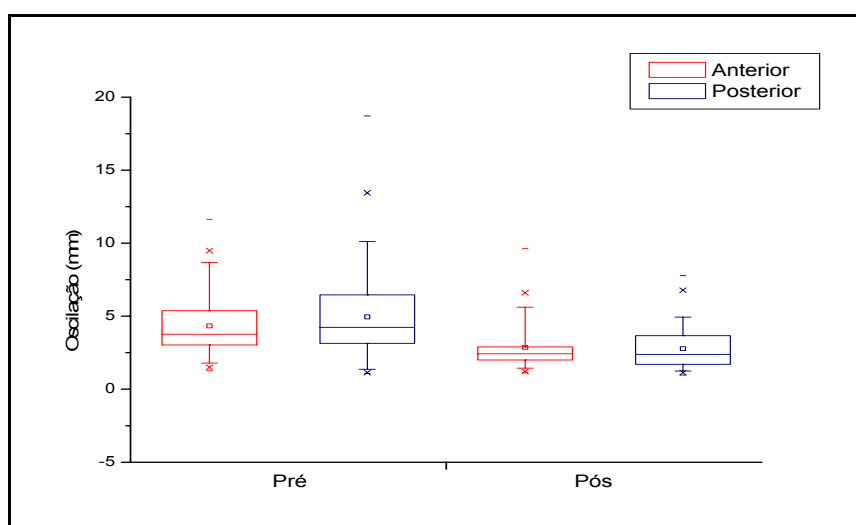


Gráfico 6 - Valor médio e desvio padrão da oscilação Antero - Posterior Pré palmilha e Antero - Posterior Pós palmilha.

As comparações entre as oscilações Pré palmilha - Esquerdo e Direito e Pós palmilha - Esquerdo e Direito não apresentaram diferença estatística significativa com valores de p iguais à 0,6 (Pré) e 0,5 (Pós) (Gráfico 7). Nota-se que não há uma alteração na média do deslocamento da oscilação, quando comparados o início e o término do tratamento, porém, o deslocamento da oscilação total sofreu uma discreta redução, mas sem diferença estatística significativa.

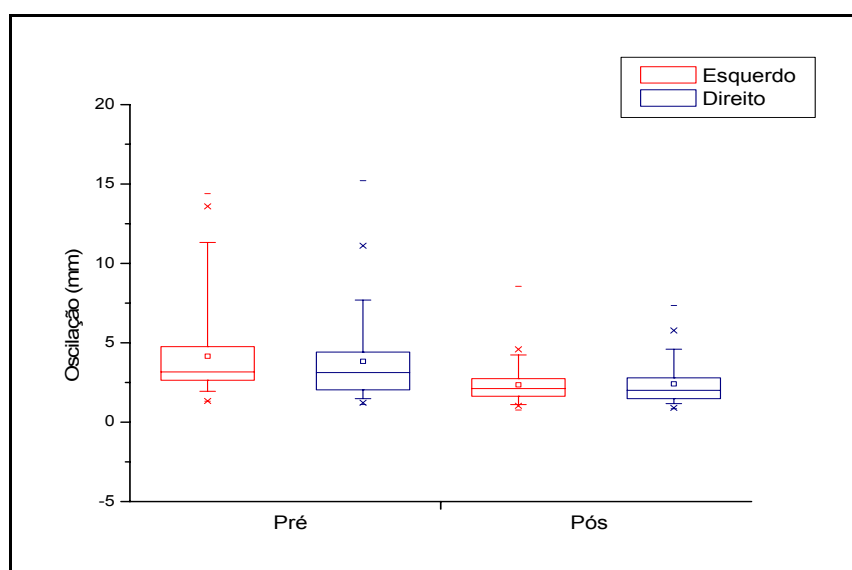


Gráfico 7 - Valor médio e desvio padrão da oscilação dos pés Esquerdo – Direito Pré palmilha e Esquerdo – Direito Pós palmilha.

O Gráfico 8 demonstra que houve uma diminuição da área de oscilação antero-posterior e latero-lateral do baricentro do corpo após o uso da palmilha proprioceptiva termo moldável.

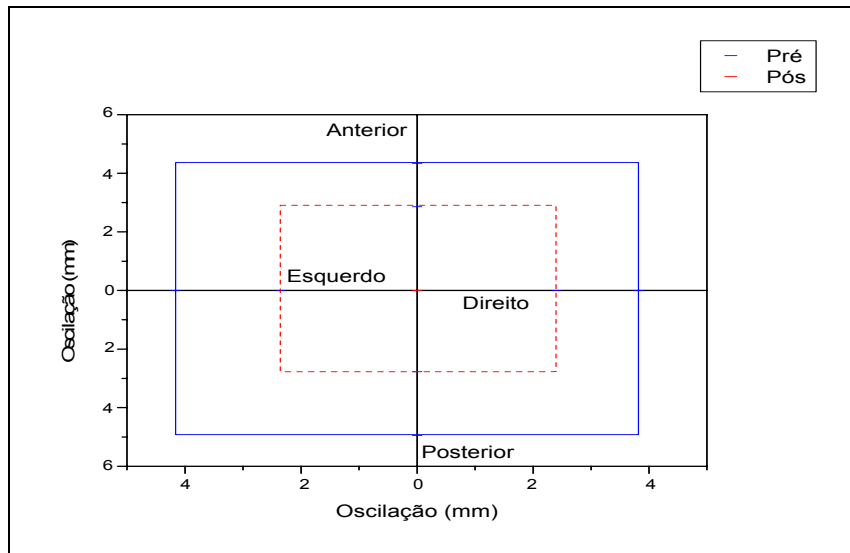


Gráfico 8 - Ilustração da área de oscilação do baricentro do corpo Pré e Pós o uso de palmilha.

5 DISCUSSÃO

O presente estudo analisou comportamento das medidas oriundas da descarga de peso no apoio plantar e deslocamento das oscilações do baricentro do corpo de ambos os pés, em indivíduos sem queixas físicas de desconforto ou dor, em um exame através da plataforma de força, onde os indivíduos eram orientados a se posicionar em uma posição com a base de sustentação livre, numa posição de conforto buscando o melhor equilíbrio espontâneo da mesma forma que foi realizado na avaliação, através do protocolo CNT.

A posição pré-estabelecida dos pés não foi adotada, pois ela pode induzir uma tática de ajuste corporal diferente a do individuo quando ele esta com a base de sustentação livre (BIANCHINI, 2005).

Muitas soluções têm sido desenvolvidas para registrar e mensurar o controle postural, e uma delas é através da análise de variáveis obtidas através da plataforma de força. Um método mais amplamente usado para o registro dessas oscilações.

Vários autores descreveram a estabilometria como sendo um bom complemento na rotina de avaliação de patologias que possam vir a interferir no controle do equilíbrio corporal (GAGEY; TOUPET, 1988; GAGEY; NORRÉ et al., 1991; GOLDIE et al., 1989; TOUPET, 1991; TROPP et al., 1987).

Entretanto, a estabilometria também é uma ferramenta útil no acompanhamento clínico de pacientes que já se encontram em um programa de reabilitação vestibular. A estabilometria fornece parâmetros quanto à tendência de oscilação corporal de pacientes com distúrbios vestibulares tanto na direção antero-posterior quanto na direção médio-lateral. Estas informações são úteis na elaboração de um programa de exercícios ao paciente (HERDMAN; WHITNEY, 2002).

A instabilidade postural afeta a projeção do centro de gravidade no polígono de sustentação e gera desvios/oscilações do corpo nos eixos frontal ou sagital. Estes desvios/oscilações podem produzir compressões excessivas nas articulações em decorrência do aumento do tônus muscular podendo favorecer o surgimento de lesões (DAGNONI, 2003).

Duarte (2000), explicam que para manter a projeção horizontal do CP do individuo dentro da base de suporte, definida pela área da base dos pés, durante a postura ereta estática exige a produção de diferentes momentos de força sobre o sistema músculo-esquelético. A integridade desse sistema desempenha um importante papel na manutenção do equilíbrio.

Segundo Bienfait (1995), os apoios dos pés no chão condicionam toda estática. Não há boa estática sem bons apoios, sejam as deformidades dos pés causa ou consequência da estática deficiente. Para Bricot (1999), uma deformidade dos pés repercutirá sempre mais acima e necessitará de uma adaptação do sistema postural.

A modificação do tônus postural é feita pela estimulação de regiões específicas na planta dos pés. Um elemento médio externo produzirá lateropulsão contra lateral, no caso do elemento infra cubóide, e uma barra infra capital unilateral produzirá uma rotação homolateral do corpo (CECI; PRZYSEIZNY, 2003; GAGEY; WEBER, 2000; VILLENEUVE, 1996).

O uso de elementos corretivos em palmilhas contribui com uma reprogramação postural através do alinhamento dos segmentos corporais, atuando no sistema postural fino (MORAES, 2004; VILLENEUVE, 1996).

No gráfico 1 observa-se uma diminuição na média da descarga de peso na parte anterior dos pés e um aumento na descarga de peso na parte posterior dos pés após o uso da palmilha. No membro inferior esquerdo ocorreu um aumento na descarga de

peso e houve uma diminuição na descarga de peso no membro inferior direito após o uso da palmilha. Essa mudança deve-se a uma melhor distribuição do apoio plantar entre os pés, uma melhora da base de sustentação e melhor estabilidade postural.

Manfio et al. (2001), descreve que aproximadamente 60% do peso corporal estão distribuídas nos calcanhares, no máximo 5,2% localizam-se no meio do pé, 31% a 38% na região da cabeça dos metatarsos e no máximo 2% na região dos dedos.

Este resultado vem ao encontro dos achados na pesquisa, em que a média da descarga de peso ficou maior na região posterior após o uso das palmilhas, com 56,11% do peso na parte posterior ficando perto da normalidade.

No gráfico 2, se observa a comparação dos valores na descarga de peso antero-posterior para o apoio plantar antes e após o uso das palmilhas. Nota-se que, na parte anterior do corpo houve uma diminuição na média da descarga de peso e um aumento na parte posterior após o uso da palmilha com significância estatística. Essa mudança deve-se a uma melhor distribuição do apoio plantar entre os pés, melhorando a base de sustentação e dando melhor estabilidade entre os pés.

No gráfico 3, foi comparado valores na descarga de peso do membro inferior direito e esquerdo para o apoio plantar antes e após o uso das palmilhas proprioceptivas termo moldáveis. Nota-se que ocorreu um aumento na descarga de peso no membro inferior esquerdo e houve uma diminuição na descarga de peso no membro inferior direito após o uso da palmilha com significância estatística. Essa mudança deve-se a uma melhor distribuição do apoio plantar entre os pés, melhorando a base de sustentação e dando melhor estabilidade entre os pés.

Observa-se no gráfico 4 que após o uso das palmilhas ocorreu um deslocamento da área de descarga de peso no apoio plantar para região posterior e para região do lado esquerdo, deslocando o centro de gravidade. Pode-se dizer que essa mudança deve-se a

uma melhor distribuição do apoio plantar entre os pés, melhorando a base de sustentação e dando melhor estabilidade entre os pés.

No gráfico 5, observou-se que ocorreu uma diminuição na média das oscilações do baricentro do corpo para o deslocamento anterior, posterior, lateral direito e lateral esquerdo após o uso das palmilhas proprioceptivas termo moldáveis com significância estatística.

Segundo Midi Capteurs (1998), a média de dispersão dos desvios do centro de pressão do corpo em relação à linha de referência (0 mm), tem como parâmetros normais das oscilações, amplitude de deslocamento situados entre + 2 e - 2 mm. Os desvios que se apresentam fora destes parâmetros são indicadores de uma tendência de instabilidade postural que aumenta na proporção direta da distância da linha de referência, levando a maior instabilidade postural. Sendo assim, estes resultados vêm ao encontro dos achados na pesquisa, em que as médias de oscilações ântero-posteriores e latero-lateral ficaram perto da normalidade após o uso das palmilhas proprioceptivas termos moldáveis.

No gráfico 6, observa-se valores da media de oscilação para o baricentro do corpo comparando o deslocamento antero-posterior e o deslocamento latero-lateral antes e após o uso das palmilhas. Nota-se que há uma alteração na média do deslocamento da oscilação, quando comparados o início e o término do tratamento, porém, o deslocamento da oscilação total sofreu um discreto aumento, mas sem diferença estatística significativa.

A mesma análise se repete no gráfico 7, onde observa-se valores da média do deslocamento da oscilação para o baricentro do corpo comparando o deslocamento esquerdo-direito antes e após o uso das palmilhas proprioceptivas termo moldáveis. Não há uma alteração na média do deslocamento da oscilação, quando comparados o

início e o término do tratamento, porém, o deslocamento da oscilação total sofreu uma discreta redução, mas sem diferença estatística significativa.

No gráfico 8, observa-se que houve uma diminuição da área de oscilação antero-posterior e latero-lateral do baricentro do corpo após o uso das palmilhas proprioceptivas termo moldáveis, alterando a projeção do centro de gravidade no solo. Essa melhora deve estar relacionada com a distribuição na descarga do apoio plantar, conforme observados no gráfico 4, que apresentou uma melhor centralização dos pés, demonstrando que houve um deslocamento na descarga de peso para a região posterior e para o lado esquerdo, melhorando a distribuição do apoio plantar entre os pés, melhorando a base de sustentação, dando melhor estabilidade entre os pés, melhorando o equilíbrio postural dos indivíduos.

As variáveis: a) áreas de oscilação e b) deslocamento total de oscilação do CP estão relacionadas com a mensuração da quantidade de oscilação, partindo-se do pressuposto de que uma maior oscilação do CP na posição ortostática evidencia um menor controle do equilíbrio corporal.

Segundo El-Kashlan et al. (1998), Kantner et al. (1991) e Woolley et al. (1993) indivíduos com maior oscilação apresentam um pior controle do equilíbrio corporal. No entanto, a “*teoria dos sistemas dinâmicos*”, contradiz esta afirmação. Van Emmerik e Van Wegen (2002) relatam que sujeitos com maior amplitude ou maior velocidade de oscilação, podem apresentar na verdade um melhor controle na manutenção do equilíbrio corporal.

Neste estudo foram mensuradas as duas direções na mensuração da média de oscilação do CP (antero-posterior e médio-lateral). Observou-se que houve uma diminuição estatisticamente significativa na oscilação do CP em ambas as direções nos indivíduos após o uso da palmilhas.

Estes resultados estão de acordo com os trabalhos descritos por Gagey et al. (1994). Eles descrevem que os pés são considerados como entradas sensoriais devido à alta quantidade de receptores proprioceptivos em sua planta e são causadores de desequilíbrios posturais ascendentes.

A utilização de palmilhas proprioceptivas termo moldáveis foi ao encontro do pensamento de Nasher (1989). Onde ele descreve que a manutenção da estática postural é um complexo mecanismo de controle alimentado por um fluxo de impulsos neurológicos provenientes de estímulos proprioceptivos (neuromusculares), cujas informações são processadas pelo sistema nervoso central e retornam pelas vias eferentes para manter o controle do equilíbrio corporal pela contração dos músculos antigravitários.

Portanto, indivíduos que fazem o uso da palmilhas proprioceptivas termo moldáveis melhoram a distribuição do apoio plantar e diminuem a oscilação do corpo melhorando o equilíbrio e possivelmente, diminuindo assim os riscos de lesões.

6 CONCLUSÃO

Ocorreu uma variação estatisticamente significativa entre as medidas do exame na plataforma de força nos indivíduos pré e pós o uso das palmilhas. Os indivíduos obtiveram menor trajetória de deslocamento da oscilação corporal antero-posterior e látero lateral e uma melhor distribuição da descarga de peso no apoio plantar após o uso das palmilhas proprioceptivas termo moldáveis.

Estas palmilhas favorecem uma melhor distribuição do apoio do peso corporal entre os pés e uma menor oscilação do equilíbrio corporal devido, possivelmente, a uma melhor organização do tônus muscular e postural.

Como sugestão para trabalhos futuros, aspectos como faixa etária, gênero, patologias, parâmetros estabilométricos podem ser analisados.

REFERÊNCIAS

ABADIE, P. Appareillage em podologie: orthèse podologique et éléments de semelle orthopédique. **Encyclopédie médico-chirurgicale: Kinésithérapie rééducation fonctionnelle**. Paris, n. 54, p.1-5, out-dez, 1994a.

ABADIE, P. Constats sur la chaussure de série pouvant influer sur le choix de l'appareillage et sa conception. **Encyclopédie médico-chirurgicale: Kinésithérapie rééducation fonctionnelle**. Paris, n. 54, p. 1-2, out-dez, 1994a.

AGEBERG, E.; ZATTERSTROM, R.; FRIDÉN, T.; MORITZ, U. Individual factors affecting stabilometry and one-leg hop test in 75 healthy subjects, age 15-44 years. **Scand J Med Sci sports**, v.11, p. 47-53, 2001.

AVAGNINA, L.; BENGUERB, E.; SCHMIDT, G. **Diagnostica biomeccanica con pedane di pressione**, Bologna: Timeo Editore, 2003. 175p.

BANDY, W. D.; SANDERS, B. **Exercícios terapêuticos: técnicas para intervenção**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogans, 2003. 361 p.

BANKOFF, A. D. P., et al. Analisis podometrico de los atletas de levantamiento de peso mediante la tecnica video-pedometrica. In: CONGRESSO CIENTÍFICO OLÍMPICO, 1992, Málaga, Espanha. **Anais...** Málaga: [s.n.], 1992.v. 1, p. 208.

BANKOFF, A. D. P. **Postura corporal - Fatores biológicos da postura ereta: causas e conseqüências**. Brasília: Ministério da Saúde, Ministério da Educação e do Desporto, 1996.

BARELA, J. A. Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. **Rev. Paul. Educ. Fis.**, São Paulo, n. 3, p.79-88, 2000.

BARIN, K.; SEITZ, C. M.; WELLING, D. B. **Effect of head orientation on the diagnostic sensitivity of posturography in patients with compensated unilateral lesions**. **Otolaryngol Head Neck Surg.**, v.106, p. 355-62, 1992.

BARON, J. B. Muscles moteurs oculaires - attitude et comportement locomoteur des vertébrés. **Thèse de Sciences**, Paris, 1955. 158 p.

BASSANI, B. Les sciatiques et la vertébrothérapie. In: Actes des cinquièmes JOURNÉES D'ACUNPUNCTURE ET DE VERTÉBROTHÉRAPIE. 5.Vichy, 1965. **Actes des ...** Bussac, Clermond-Ferrand, 1966. p.57-61.

BERGER, W., et al. Influence of subject's height on the stabilization of posture. **Acta. Otolaryn**, v. 112, p. 22-30, 1992.

BERQUÓ, E. S.; SOUZA, J. M. P.; GOTLIEB, S. L. D. **Bioestatística**. 2. ed. São Paulo: EVP – Editora Pedagógica e Universitária 1981.

BIANCHINI, L. P.; MATTOS, H. M. Análise da superfície plantar avaliado em baropodometria em indivíduos com a base de sustentação livre e pré-estabelecida. **Rev. Terapia Manual Fisioterapia Manipulativa**, v.3, n.11, p. 356-360, jan-mar-set, 2005.

BIENFAIT, M. **Os desequilíbrios estáticos: filosofia, patologia e tratamento fisioterápico**. 3.ed.São Paulo: Summus, 1995.

BRICOT, B. **Posturologia**. São Paulo: Ícone 1999.

BRACCO, P.; DEREGIBUS, A.; PISCETTA, R. Effects of different jaw relations on postural stability in human subjects. **Neuroscience Letters**, v. 356, p. 228–230, 2004.

BRAS, H.; GOGAN, P.; TYC-DUMONT, S. The dendrites of single brainstem motoneurons intracellularly labelled with horseradish peroxidase in the cat: morphological and electrical differences. **Neuroscience**, v.22, p.947-981, 1987.

CAMPOS, A. O.; HUTTEN, P.; FREITAS, T. H.; MOCHIZUKI, L. Análise das alterações biomecânicas da força de reação do solo durante a adaptação da caminhada em esteira. **Revista Brasileira de Biomecânica**, n. 5, p.13-19, 2002.

CARON, O.; FAURE, B.; BRENIERE, Y. estimating the center of gravity of the body on Basis of the Center of pressure in standing posture. **Journal of Biomechanics**, v. 30, p. 1169-1171, 1997.

CECCHINI, L. M. L. Análise da baropodometria e estabilometria em indivíduos portadores de estrabismo. **Rev. Terapia Manual Fisioterapia Manipulativa**, v.3, n.10, p.294-297, out - dez, 2004.

CECI, L. A.; SALGADO, A. S. I.; PRZYSEZNY, W. L. Modificação das Aferências sensitivas podais e sua influência na amplitude. **Rev. Fisio. Magazine**, v.1 n. 03, p. 116-119, maio-junho, 2004.

CELSONO, C. F.; MUNIZ, R. A.; OLIVEIRA, L. F.; IMBIRIBA, L. A.; GARCIA, M. A. C.; MAGALHÃES, J. Limites de estabilidade antero-posterior de adultos normais. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 9, 2001, Gramado. **Anais...**, v. 2, p. 148- 151.

CHAMLIAN, T. R. **Medicina Física e Reabilitação**: parte 1. São Paulo: EDUSP, 1999. 41 p.

CHERNG, R.; SU, F. C.; CHEN, J. J.; KUAN, T. S. Performance of static standing balance in children with spastic diplegic cerebral palsy under altered sensory environments. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 78, p. 336-343, 1999.

COSTA, R. F. **Composição Corporal**: Teoria e Prática da Avaliação. São Paulo: Manole, 2001.

CRESPO, A. A. A natureza da Estatística. In: **Estatística Fácil**. 17ed; São Paulo: Saraiva, p 12-15, 1996.

DAGNONI, A. T.; LINHARES, J. C.; PRZYSIEZNY, E.; PRZYSIEZNY, W. L. Análise estabilométrica da relação entre os desvios posturais e as lesões em atletas. **REV. Terapia Manual Fisioterapia Manipulativa**, v.2, n. 1, p. 22-25, jul-set, 2003.

DE LUCA, M.; LeFEVER, R. S.; McCUE, M. P.; XENAKIS, A. P. Control Schene governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. **Journal of Physiology**, v.329, p. 29-42, 1982.

DIENER, H. C.; HORAK, F. B.; NASHNER, L. M. Influence of stimulus parameters on human postural responses. **J. Neurophysiol**, v. 59, p. 1888-1905, 1988.

DUARTE, M. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática**, 2000. 86 f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) - Escola de Educação Física e Esporte, USP, São Paulo, 2000.

DUARTE, M. Modelagem do controle postural humano. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 9, 2001 Gramado. **Anais...** Gramado: [s.l.], 2001. p. 25-30.

EKMAN, L. L. **Neurociências Fundamentos para a Reabilitação**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

EL-KASHLAN, H.K.; SHEPARD, N.T.; ASHER, A.M.; SMITH-WHEELOCK, M.; TELIAN, S.A. Evaluation of clinical measures of equilibrium. **Laryngoscope**, v.108, p. 311-19, 1998.

ENJALBERT, M., et al. Sensibilité plantaire et équilibre. In: VILLENEUVE, Ph,

- Coord. **Pied, équilibre & posture**. Paris: Éditions Frison-Roche, p. 43-59, 1996.
- ENJALBERT, M., et al. Sensibilité plantaire et équilibre. In: VILLENEUVE, Ph, Coord. **Pied, équilibre & posture**. Paris: Éditions Frison-Roche, 1998. p. 133-138.
- ENOKA, R. M. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2000.
- ENOKA, M. R. **Bases neuromechanical of kinesiology**. 2. ed. Champaing: Human Kinects, 1995.
- FOTI, T.; DERRICK, T.; HAMILL, J. Influence of footwear on weight-acceptance plantar pressure distribution during walking. In: **Biomechanics in sports**. Milan, Italy: Ermes, p. 243-246, 1992.
- FREYSS, G.; SEMONT, A.; VITTE, E. Dinamic body stabilization: Equi Test System in patients with bilateral vestibular caloric areflexia. In: WOOLLACOT, M.; HORAK, F. **Posture and gait: control mechanism**. Eugene: University of Oregon Books, 1992. p. 292-5.
- FREYSS, G.; FREYSS, M.; SÉMONT, A.; VITTE, E.; MIRON, C.; DIARD, J. P. L'equilibre du sujet age; apport dès explorations instrumentales; aspects particulier aux atteintes vestibulaires; prise en charge de ces malades. In: **Vertiges 93**. Arnette, Paris: G.E.V., p.115-164, 1994.
- FRONTERA, W.; DAWSON, D. M.; SLOVICK, D. M. **Exercício físico e reabilitação**. Porto Alegre: ArtMed, 2001.
- GAGEY, P. M.; TOUPET, M. Stabilometric technique for evaluation of lower limb instabilities. **Am J Sports Med**, v. 17, p. 118-22, 1988.
- GAGEY, P, M.; TOUPET, M. Orthostatic postural control in vestibular neuritis: a stabilometric analysis. **Ann Otol Rhinol laryngol**, v. 100, p. 971-5, 1991.
- GAGEY, P. M., et al., **Huit leçons de posturologie**. 4. ed. Paris: l'Association Française de Posturologie, 1994.
- GAGEY, P. M.; WEBER, B. **Posturologia: regulação e distúrbios da posição ortostática**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2000.

GANANÇA, M. M.; CAOVIOLA, H. H. **Desequilíbrio e reequilíbrio**. In: GANANÇA, M. M. *Vertigem tem cura? O que aprendemos nestes últimos 30 anos*. São Paulo: Lemos, p. 13-21, 1998.

GEHLSSEN, G. M.; SEGER, A. Selected measures of angular displacement, strength and flexibility in subjects with and without skin splints. **Research Quarterly**, v. 51, n. 3, p. 478-485, 1980.

GELBER, D. A.; JOZEFczyk, P. B. Therapeutics in management of spasticity. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v.13, p.5-14, 1999.

GENTAZ, R.; ASSELAIN, B.; LEVY, J.; GAGEY, P. M. Approche électromyographique des asymétries de la posture orthostatique. **Agressologie**, v. 20b, p.113-114, 1979.

GOLDIE, P. A.; BACH, T. M. Evans OM. Force platform measures for evaluation postural control: reliability and validity. **Arch Phys Med Rehabil**, v.70, p. 510-17, jul, 1989.

GURFINKEL, E. V.; Physical foundations of stabilography. **Agressologie**. v. 14c, p. 9-14, 1999.

HAIN, T. C.; RAMASWAMY, T. S.; HILLMAN, M. A. Anatomia e fisiologia do sistema vestibular normal. In: HERDMAN, S.J. **Reabilitação vestibular**. 2. ed. São Paulo: Manole, p. 03-23, 2002.

HALL, S. **Biomecânica básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

HAMID, M. A.; HUGHES, G. B.; KINNEY, S. E. Specificity and sensitivity of dynamic posturography: a retrospective analysis. **Acta Otolaryngol**, v.481, p. 596-600, 1991.

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

HESS, T., et al., Single- versus Two-Incision Technique in Anterior Cruciate Ligament Replacement: Influence on Postoperative Muscle Function. **The American Journal of Sports Medicine**, v.30, n. 1, 2002.

HERDMAN, S.J.; WHITNEY, S.L. Tratamento da hipofunção vestibular. In: HERDMAN, S.J., **Reabilitação vestibular**. São Paulo: Manole,, 2002. p. 383-419.

HORAK, F. B. Clinical assessment of balance disorders. **Gait & Posture**, v.6, p.76-84, 1997.

HORAK, F. B.; SHUPERT, C. L. Função do Sistema Vestibular no Controle Postural. In: HERDMAN, S.J. **Reabilitação Vestibular**, 2. ed. São Paulo: Manole, p. 25-46, 2002.

JACOBSON, G. P.; NEWMAN, C. W.; HUNTER, L.; BALZER, G. K. Balance function test correlates of the dizziness handicap inventory. **Journal Am Acad Audiol**, v. 2, p. 253-60, 1993.

JOHNSTON, R. B., et al., Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. **Medical Science Sports Exercise**, v. 30, n. 12, p. 1703-1707, 1998.

KANTNWE, R. M.; RUBIN, A. M.; ARMSTRONG, C. W.; CUMMINGS, V. Stabilometry in balance assessment of dizzy and normal subjects. **Am J Otolaryngol.**, v.12, n.4, p.196-204, jul-aug, 1991.

KESHNER, E.A. Anormalidades posturais nas disfunções vestibulares. In: HERDMAN, S.J. **Reabilitação vestibular**. 2. ed. São Paulo: Manole, p. 52-71, 2002.

KING, D.L.; ZATSIORSKY, V.M. Extracting gravity line displacement from stabilografic recordings. **Gait and Posture**, v. 6, p. 27-38, 1997.

LACQUANITI, F. M. C. independent controlo f limb position and contact forces in cat posture. **J. Neurophysiology**, v. 72, p. 1476-1495, 1994.

LAYNE, C.S.; ABRAHAM, L.D. Interactions between automatic postural adjstmants and anticipatory postural patterns accompanying voluntary movement. **Int. J. Neurosci.** v. 61, p. 241-254, 1991.

LEPORCK, A.M.; VILLENEUVE, P.H. Lês épines irritatives dáppui plantaire; objectivations cliniques et stabilométriques. In: VILLENEUVE, Ph. Cood. **Pied, équilibre & posture**. Paris: Éditions Frison-Roche, p. 131-138, 1996.

LIANZA, S. **Medicina de reabilitação**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, .p. 23, 2001

LIBIEDOWSKA, M.K.; SYCZEWSKA, M. Invariant sway properties in children. **Gait and Posture**, v. 12, p.200-204, 2000.

LIBOTTE, M. **Podoscopie Electronique. Encyclopédie Médico-Chirurgicale: kinésithérapie rééducation fonctionnelle**. Paris: Editions Scientifiques et médicales elsevier SAS. 2001.

LUNDY-EKMAN, L. **Neurociência - fundamentos para reabilitação**. 2. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2004. 96p.

MAFINSKI, M. CORDEIRO, R.M. **A influência da palmilha termomoldada na postura corporal**. 54 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Curso de Fisioterapia), Blumenau, Universidade Regional de Blumenau, 2005.

MANFIO, E. F., et al. Análise do comportamento da distribuição de pressão plantar em sujeitos normais. **Fisioterapia Brasil**, v. 2, n. 3, p.157-168, 2001.

MARIM, M.; **Estabilometria em pacientes com síndrome vestibular periférica deficitária unilateral**. Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação Neuromotora), São Paulo, Universidade Bandeirante de São Paulo, 2004.

MATTOS, H. M.; PRYZSIEZNY, W. L. Análise baropodométrica da influência podal na postura. **Rev. Terapia Manual Fisioterapia Manipulativa**, v. 3, n. 01, p. 240-246 jul-set, 2004.

MELLO, R. G. T.; GANDRA, V. D.; OLIVEIRA, L. F.; NADAL, J. Influência do tempo de aquisição nos parâmetros do sinal estabilométrico. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 18, 2002, Universidade do Vale do Paraíba. **Anais...**, 2002. p. 406-410.

MIDDLETON, J.; SINCLAIR, P.; PATTON, R. Accuracy of centre of pressure measurement using a piezoelectric force platform. **Clin Biomech**, v. 14, p. 357-360, 1999.

MIDICAPTEURS. **Manual of instalation and use of the Pel-38 podometer**, Tolouse, France: Manual [s.n.], , 1998. 144 p.

MOCHIZUKI, L.; ÁVILA, A. O. A.; DUARTE, M.; AMADIO, A. C. Estudos sobre variáveis biomecânicas relacionadas aos ajustes posturais durante a postura ereta. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECANICA, 2001, Gramado/RS. **Anais...** , v. 2, p. 121-126.

MOCHIZUKI, L. et al. Estudo biomecânico sobre o controle do equilíbrio postural em função de ritmos circadianos. **Revista Brasileira de Postura e Movimento**, v. 2, n. 1, 1998.

MORAES, S. T.; PRZYSIEZNY, W. L. Estudo da influência da lateralidade e da barra infracapital na reprogramação postural em pacientes lombálgicos crônicos. **Rev. Terapia Manual Fisioterapia Manipulativa**, v. 3, n. 10, p. 278-283, out-dez, 2004.

MOUZAT, A.; DABONNEVILLE, M.; BERTRAND, P. The effect of feet position on orthostatic posture in a female sample group. **Neuroscience Letters**, v.365, p. 79-82, 2004.

NABÈRES, A. **Bilan clinique informatisé**. Paris : Encyclopédie Médico-Chirurgicale: kinésithérapie rééducation fonctionnelle, n.54,oct/nov/déc. 1994.

NAKAMURA, H.; TSUCHIDA, T.; MANO, Y. The assessment of posture control in the elderly using the displacement of the center of pressure after forward platform translation. **J. of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, p. 395-403, 2001.

NARDIN, V. P. Patterns of center of pressure migration during prolonged unconstrained standing. **Motor Control**, p. 12-27, 2000.

NASHNER, L. M. Computadorized dynamic posturography: clinical applications. In: JACOBSON, G.P.; NEWMAN, C.W.; KARTUSH, J.M. **Handbook of balance function testing**. St. Louis: Mosby Year Book, p. 308-34, 1993.

NASHNER, L. M. **Diagnostic and Rehabilitative aspects of balance disorders and dizziness**. New York: Kugler publications, 1995.

NASHNER, L. M.; ME COLLUM, G. The organization of human postural movements: a formal basic and experimental synthesis, **Behav. Brain Sci**, v.8, p. 135-167, 1985.

NASHNER, L. M.; PETERS, J. F. Dynamic posturography in diagnosis and management of dizziness and balance disorders. In: ARENBEG, I.K.; SMITH, D.B. **Neurologic clinics: diagnosis neurotology**. Philadelphia: Saunder, p. 12-27, 1990.

NASHNER, L. M. Sensory, neuromuscular and biomechanical contributions to human balance. Balance. In: APTA FORUM, Nashville, Tenn., Jun.1989. **Proceedings....** [s.l.]: APTA, p. 5-12, 1989.

NORRÉ, M. E.; FORREZ, G.; BECKERS, A. Posturographic findings in two common peripheral vestibular disorders. **J Otolaryngology**, v.16, p. 340-4, 1991.

OLIVEIRA, A. P.; OTOWICZ, I. Análise do apoio dos pés no chão e a sua correlação com as disfunções biomecânicas da articulação ílio-sacra. **Revista Terapia Manual**, v. 2, n. 3, p. 122-127, jan - mar, 2004.

OLIVEIRA, L. F. Estudo de revisão sobre a utilização da estabilometria como método de diagnóstico clínico. **Revista Brasileira de Engenharia – Caderno de Engenharia Biomédica**, v. 9, n. 1, p. 37-56, 1993.

OLIVEIRA, L. F.; IMBIRIBA, L. A.; GARCIA, M. A. C. Índice de estabilidade para avaliação do equilíbrio postural. **Rev. Bras. Biomec**, v.1, p.33-38, 2000.

OLIVEIRA, G. S., et al. Interpretação da variáveis quantitativas da baropodometria computadorizada em indivíduos normais. **Revista Hospital das Clínicas –Faculdade de . Medicina**, São Paulo, v.53, p.16-20, 1998.

OLIVEIRA, L. F.; SIMPSON, D. M.; NADAL, J. Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. **Physiological Measurement**, Bristol, v. 17, p. 305-312, 1996.

PIEDALLU, P. **L'ostéopathie, ses rapports avec la gymnastique analytique**, Bordeaux,; Bière, p. 60, 1947.

PODALY PALMILHAS DO BRASIL. Disponível em: <<http://www.podaly.com.br>> Acesso em: 10 nov. 2006.

PRIETO, T. E.; MYKLEBUST, J. B.; HOFFMANN, R. G.; LOVETT, E. G. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. **IEEE Trans. On Biom. Eng**, v. 43, p. 956-966, 1996.

PRYZSIEZNY, W.L.; FORMONTE, M.; PRYZSIEZNY, E. Estudo do comportamento da distribuição plantar através da baropodometria em indivíduos sem queixas físicas. **Revista Terapia Manual**, v. 2, n. 1, p. 28-32, jul./set. 2003.

PRZYSIEZNY, W. L.; PRZYSIEZNY, E. Torção permanente do tronco como fator de sobrecarga articular. **Rev. Terapia Manual Fisioterapia Manipulativa**, v. 2, n. 1, p. 16-19, jul - set, 2003.

PRZYSIEZNY, W. L. **A avaliação postural como ferramenta para a análise do trabalho**. Florianópolis, 2003. 308 f. Tese (Doutorado em Engenharia de Produção - Ergonomia) Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção, Universidade Federal de Santa Catarina.

PRZYSIEZNY, W.L. **Manual de Podoposturologia**. Londrina: Escola de Terapia, 2006.

RABISCHONG, P. Role statokinésimétrique de la peau. In: VILLENEUVE, Ph, Coord. **Pied, équilibre & posture**. Paris: Éditions Frison-Roche, 1996. p. 15-20.

RAGNARSDÓTTIR, M. The concept of balance. **Physiotherapy**, v.82, n.6, p. 368-75, jun, 1996.

RAU, G.; DISSELHORST-KLUG, C.; SILNY, J. Noninvasive approach to motor unit characterization: Muscle structure, membrane dynamics and neuronal control. **Journal of Biomechanics**, v.30, p. 441-446, 1997.

RICARD, F. **Tratamento osteopático das lombalgias e ciáticas**. 1.ed. Rio de Janeiro: Atlântica, p. 242, 2001.

RIGUETTO, R. R. **Estudo do comportamento da distribuição plantar por meio da baropodometria em pacientes portadores de bruxismo do sono após uso de esplinte oclusal**. 2005. 77f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2005.

RODRIGUES, E. C.; IMBIRIBA, L. A.; LEITE, G. R.; MAGALHÃES, J.; VOLCHAN, E.; VARGAS, C. D. Efeito da estratégia de simulação mental sobre o controle postural. **Rev. Bras. Psiquiatria**, v. 25, n. 2, p.33-5, 2003.

ROSE, J.; WOLFF, D. R.; JONES, V. K.; BLOCK, D. A.; OEHLERT, J.H.; GAMBLE, J. G. Postural balance in children with cerebral palsy. **Developmental Med. & Child Neurology**, v. 44, p. 58-63, 2002.

ROTHWELL, J. **Control of human voluntary movement**. 2. ed. London, UK: Chapman & Hall, 1994.

SAAD, M., et al., Sinais clínicos associados a prognóstico de marcha em paralisia cerebral espástica. **Revista Brasileira de Postura e Movimento**, v. 1, n. 1, p. 5-12, 1997.

SANTANA, L. A. **Medidas da estabilidade postural: estudo das diferenças entre crianças obesas e não obesas**, 1999. Dissertação (Mestrado Educação Física)-Universidade de Brasília UNB, Brasília, 1999.

SANTANA, L.A.; GONÇALVES, C. A. A influência da visão no equilíbrio estático de crianças pré-púberes obesas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 9, 2001, Gramado/RS. **Anais...**, v. 2, p. 110- 114.

SAUVAN, J. La méthode des modèles. Essai critique. Application aux modèles de fonctions biologiques. In: MASTURZO, A. **Cybernetic basis of modern medicine**. Naples: S.I.M.C, p.431-439, 1967.

SCHLICHT, J.; CAMAIONE, D. N.; OWEN S. V. Effect of intense strength training on standing balance, walking speed and sit-to-stand performance in older adults. **J Gerontology**, v. 56, n. 5, p. 281-286, 2001.

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

TAKAGI, A.; FUJIMURA, E.; SUEHIRO, S. A new method of statokinesiogram area measurement. Application of a statistically calculated ellipse. In: IGARASHI, M.; BLACK, F.O. **Vestibular and visual control of posture and locomotor equilibrium**. Karger, Basel: Karger, p. 74-79, 1985.

TARANTOLA, J., et al., Human stance stability improves with the repetition of the task: effect of foot position and visual condition. **Neuroscience Letters**, n. 228, p. 75–78, 1997.

TEIXEIRA, L. A importância do movimento humano na relação homem/trabalho: Aspectos posturais. In: **SIPAT.**, 4., do Instituto de Matemática e Estatística da Universidade de São Paulo, **IME-USP**, 1996.

TEREKHOV, Y. Stabilometry as a diagnostic tool in clinical medicine. **Can Med Assoc J**, v. 9;115n.7, p.631-3, oct, 1976a.

TEREKHOV, Y. Stabilometry and some aspects of its applications-a review. **Biomed Eng.**, v.11, n.1, p.12-5, jan, 1976b.

TOUPET, M.; GAGEY, P. M.; HEUSCHEN, S. Vestibular patients and aging subjects lose use of visual input and expend more energy in static postural control. In: VELLAS, B.; TOUPET, M.; RUBENSTEIN, L.; ALBAREDE, J.L.; CHRISTEN, Y. (Eds.). **Falls, balance and gait disorders in the elderly**. Paris: Elsevier, p. 183-198, 1992.

TROPP, H.; ODENRICK, P.; SANDLUND, B.; ODKVIST, L. M. Stabilometry for studying postural control and compensation in vertigo of central and peripheral origin. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, v.27, n.2, p.77-82, mar, 1987.

TURVEY, F. E. Effectiveness of balance training in the elderly adult as measured by the Tinetti gait and balance scale. **Physical Therapy**, v.78, n.5, p. 15, 2000.

VAN EMMERIK, R.E.A.; VAN WEGEN, E.E.H. On the functional aspects of variability in postural control. **Exerc Sport Sci Rev**; Oct, v.30, n.4, p.177-83, 2002.

VALENTE, M. **Análise baropodometrica do comportamento dos picos e distribuições das pressões plantares do retropé, médiopé e ante-pé, bem como da estabilometria (oscilação postural) antes, durante e após a aplicação do Protocolo de Base do Método de Equilíbrio Neuromuscular (ENM)**. 2006. 73 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2006.

VALLET, D. ; H istories de semelles. In : VILLENEUVE, Ph. Cood. **Pied, équilibre & posture**. Paris : Éditions Frison-Roche, p. 159-173, 1996.

VIEIRA, S. **Introdução á Bioestatística**, 3.ed. São Paulo: Ed Campus, 1980.

VIEIRA, T. M. M.; OLIVEIRA, I. B.; OLIVEIRA, L. F.; IMBIRIBA, L. A. Variáveis estabilométricas em postura de longa duração de atletas de remo. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 10, 2003, Ouro Preto/MG. **Anais...** v. 1, p. 198-201.

VILADOT, P. A. **Patologia do ante-pé**. 3. ed. São Paulo: Roca, p.303, 1987.

VILLENEUVE, P.H. Coord. Le Pied, Organe de L'Équilibration. In. VILLENEUVE, P.H. Coord., **Pied équilibre & posture**, Paris. Éditions Frison-Roche, p. 21-32, 1996.

VILLENEUVE, P.H. Coord. Sensibilité Plantaire Et Équilibre. In. VILLENEUVE, P.H. Coord., **Pied équilibre & posture**, Paris. Éditions Frison-Roche, p. 43-59, 1996.

VILLENEUVE, P.H. Coord. Le Traitements Posturopodiques. In. VILLENEUVE, P.H. Coord., **Pied équilibre & posture**, Paris. Éditions Frison-Roche, p. 175-187, 1996.

VOORHEES, R. L. The role of dynamic posturography in neurologic diagnosis. **Laryngoscope**, v.99, p. 995-1001, 1989.

WALL, J. C.; CHARTERIS, J. A kinematic study of long-term habituation to treadmill walking. **Ergonomics**, v. 24, p. 531-542, 1981.

WALL, J. C.; CHARTERIS, J. The process of habituation to treadmill walking at different velocities. **Ergonomics**, v. 23, p. 425-435, 1980.

WIECZOREK, S. A.; DUARTE, M.; ZATSIORSKI, V. M. Manutenção do equilíbrio na postura ortostática em diferentes posições do corpo. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 9., 2001, Gramado/RS.. **Anais ...**, v. 2, p. 138-143.

WIECZOREK, A. S. **Equilíbrio em adultos e idosos: relação entre tempo de movimento e acurácia durante movimentos voluntários na postura em pé**. 2003. Dissertação (Mestrado em Educação Física e Esporte)- Escola de Educação Física e Esporte, USP, São Paulo, p.4-5, 2003.

WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; FRANK, J. S. Assessment of balance control in humans. **Med Prog Technol**, v.16, n.1-2, p. 31-51, may, 1990.

WINTER, D. **Biomechanics of human movement**. New York: John Wiley Interscience, 1979.

WOODEN, M. J. Biomechanical evaluation for functional orthotics. In. DONATELLI, R. A. **The biomechanics of the foot and ankle**, 2.ed. Philadelphia: Davis Company, 1996.

WOOLLEY, S. M.; RUBIN, A. M.; KANTNER, R. M.; ARMSTRONG, C. W. Differentiation of balance deficits through examination of selected components of static stabilometry. **J Otolaryngol**, v.22, n.5, p. 368-75, oct, 1993.

ANEXOS

ANEXO A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE

Consentimento formal de participação no estudo intitulado:

“Análise do equilíbrio postural estático após o uso de palmilhas propioceptivas em adultos”.

Eu, _____, portador do RG _____, voluntariamente aceito participar do estudo científico nos termos do projeto proposto pelo Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento – IP&D da Universidade do Vale do Paraíba – UNIVAP.

A pesquisa tem por finalidade analisar as influências das barras e elementos podais no controle postural através dos parâmetros estabilométricos, utilizando uma plataforma de força computadorizada para a coleta dos dados posturais. Não haverá nenhum risco para a integridade física, mental ou moral do participante e os dados individualizados serão confidenciais. Os resultados coletivos serão divulgados nos meios científicos.

As informações assim obtidas poderão ser usadas para fins estatísticos e/ou científicos sempre resguardando a privacidade de cada indivíduo. Acredito ter sido suficientemente esclarecido a respeito das informações que li ou foram lidas para mim, ficando claros os propósitos deste estudo, os procedimentos a serem realizados e as garantias de confidencialidade e esclarecimento permanentes, sendo claro que minha participação é isenta de quaisquer despesas.

Assim aceito participar voluntariamente do estudo e poderei retirar o meu consentimento qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízos. Declaro que obtive de forma apropriada, livre e voluntária as informações e, assino o presente termo de consentimento livre e esclarecido para a participação neste estudo.

Londrina, _____ de _____ de 2006.

Assinatura do Participante

Orientador
Profa. Dra. Claudia Santos Oliveira

Pesquisador
Hercules Moraes de Mattos

ANEXO B - Seqüência De Avaliação Em Podoposturologia 1

Segundo o Protocolo CNT (PRZYSIEZNY, 2006)

Partindo do princípio que os parâmetros do Protocolo CNT estão assimétricos e o calcâneo é normal, serão seguidos os seguintes procedimentos:

1. CNT ASSIMÉTRICO

Colocar uma **BIC** (BARRA INFRACAPITAL) no antepé do lado do membro superior supostamente mais longo e refazer o teste seguindo o Protocolo CNT. Se as variáveis do Protocolo CNT estiverem simétricas a prescrição das palmilhas está definida.

2. CNT CONTINUA ASSIMÉTRICO

Deixar a **BIC** e acrescentar o **EIC** (ELEMENTO INFRACUBÓIDE) no pé do lado do membro superior supostamente mais longo e refazer o teste seguindo o Protocolo CNT. Se as variáveis do Protocolo CNT estiverem simétricas a prescrição das palmilhas está definida.

3. CNT CONTINUA ASSIMÉTRICO

Deixar a **BIC**, o **EIC** e acrescentar outro **EIC** no pé do lado do membro superior supostamente mais curto e refazer o teste seguindo o Protocolo CNT. Se as variáveis do Protocolo CNT estiverem simétricas a prescrição das palmilhas está definida.

4. CNT CONTINUA ASSIMÉTRICO

Deixar a **BIC**, o **EIC**, o outro **EIC** e acrescentar o **CALÇO** (CALÇO INFRACALCANEANO) no lado da crista ilíaca supostamente mais baixa e refazer o teste seguindo o Protocolo CNT. Se as variáveis do Protocolo CNT estiverem simétricas a prescrição das palmilhas está definida.

5. CNT CONTINUA ASSIMÉTRICO

Retirar todos os elementos, sugerir ao paciente que caminhe alguns passos e acrescentar a **BRCal** (BARRA RETROCALCANEANA) no pé do lado do membro superior supostamente mais curto e refazer o teste seguindo o Protocolo CNT. Se as variáveis do Protocolo CNT estiverem simétricas a prescrição das palmilhas está definida.

6. CNT CONTINUA ASSIMÉTRICO

Retirar todos os elementos e realizar um teste com o calço molar, preferencialmente no lado do ombro mais alto. Possibilidades:

- a) Se as variáveis do Protocolo CNT estiverem **simétricas** a causa principal das assimetrias é a oclusão. Neste caso o paciente poderá ser encaminhado ao cirurgião dentista (especialista em disfunções temporo mandibulares ou ortopedista funcional ou ortodontista). Neste caso não há indicação de palmilha proprioceptiva, entretanto, até que a correção oclusal ocorra, poderá ser confeccionada uma palmilha proprioceptiva. Lembrar que as correções das assimetrias serão parciais.
- b) Se as variáveis do Protocolo CNT, após a colocação do calço molar, estiverem **menos assimétricas**, e a correção for completada com palmilhas proprioceptivas, a causa dos desequilíbrios é a oclusão e os pés. Neste caso o paciente poderá ser encaminhado ao cirurgião dentista (especialista em disfunções temporo mandibulares ou ortopedista funcional ou ortodontista) e utilizar uma palmilha proprioceptiva. Lembrar que o paciente deverá ser acompanhado pelo cirurgião dentista e pelo fisioterapeuta.
- c) Se as variáveis do Protocolo CNT, após a colocação do calço molar, estiverem **assimétricas**, sem qualquer modificação a correção poderá ser parcialmente melhorada com as palmilhas proprioceptivas. Observar possíveis artrodeses de articulações dos pés, coluna vertebral, sacroilíaca, joelho e quadril.

SEQUÊNCIA DE AVALIAÇÃO EM PODOPOSTUROLOGIA 2

Partindo do princípio que os parâmetros do Protocolo CNT estão assimétricos e o **calcâneo é valgo ou varo**, serão seguidos os seguintes procedimentos:

1. CNT ASSIMÉTRICO

Colocar uma **CAVal** (CUNHA ANTIVALGO) ou **CAVar** (CUNHA ANTIVARO) no calcâneo que apresentar a alteração e refazer o teste seguindo o Protocolo CNT. Iniciar com CUNHA de 3 mm, se necessário colocar a de 6 mm ou 12 mm. Se as variáveis do Protocolo CNT estiverem simétricas a prescrição das palmilhas está definida.

2. CNT ASSIMÉTRICO

Manter a **CAVal** (CUNHA ANTIVALGO) ou **CAVar** (CUNHA ANTIVARO) no calcâneo que apresentar a alteração. Iniciar com CUNHA de 3 mm, se necessário colocar a de 6 mm ou 12 mm e acrescentar a série dos elementos/barras da seqüência de avaliação em podoposturologia 1. Refazer o teste seguindo o Protocolo CNT. Se as variáveis do Protocolo CNT estiverem simétricas a prescrição das palmilhas está definida.

3. CNT ASSIMÉTRICO

Retirar a **CAVal** (CUNHA ANTIVALGO) ou **CAVar** (CUNHA ANTIVARO) e acrescentar a série dos elementos/barras da seqüência de avaliação em podoposturologia 1. Refazer o teste seguindo o Protocolo CNT. Se as variáveis do Protocolo CNT estiverem simétricas a prescrição das palmilhas está definida.

ANEXO C - AVALIAÇÃO EM PODOPOSTUROLOGIA

(PRZYSIEZNY, 2006)

FICHA DE AVALIAÇÃO - PODOPOSTUROLOGIA

1	Sobrenome _____ Nome _____ <input type="checkbox"/> CASADO <input type="checkbox"/> SOLTEIRO <input type="checkbox"/> VIUVO <input type="checkbox"/> <small>DIVORCIADO</small> Idade _____ anos Data nascimento ____ / ____ / ____ Peso _____ kg Altura _____ cm Número do calçado _____		
	Residência _____, _____ Cidade _____ Fone _____ Profissão _____ Lateralidade <input type="checkbox"/> DIREITA <input type="checkbox"/> ESQUERDA Atividade física _____ Frequência semanal _____		
2	Queixa principal _____ Diagnóstico _____ Médico / Fisioterapeuta _____		
3	História do paciente _____ _____		
4	Exames (RX, US, TC, RM) _____ _____		
5	Observar Aspectos <input type="checkbox"/> cirurgias <input type="checkbox"/> cicatrizes <input type="checkbox"/> artrodeses	<input type="checkbox"/> lombar <input type="checkbox"/> dorsal <input type="checkbox"/> cervical <input type="checkbox"/> ombro <input type="checkbox"/> cotovelo	<input type="checkbox"/> quadril <input type="checkbox"/> joelho <input type="checkbox"/> tornozelo <input type="checkbox"/> pé <input type="checkbox"/> tensões viscerais
6	Usa Óculos / lente de contato <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim	Usa Aparelhos dentários <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim <input type="checkbox"/> Já usou	Observar Oclusão <input type="checkbox"/> Normal <input type="checkbox"/> Alterada
7	Calcâneo (VISTA POSTERIOR) <input type="checkbox"/> Normal (SEQUENCIA 1)	Valgo (CUNHA ANTI VALGO) / (SEQUENCIA 2) <input type="checkbox"/> Direito <input type="checkbox"/> Esquerdo	Varo (CUNHA ANTI VARO) / (SEQUENCIA 2) <input type="checkbox"/> Direito <input type="checkbox"/> Esquerdo
8	Comprimento membros superiores <input type="checkbox"/> Simétricos (INDICADORES) Mais comprido <input type="checkbox"/> Direita <input type="checkbox"/> Esquerda	Nível das cristas ilíacas <input type="checkbox"/> Simétricas (LATERAL) Mais baixa <input type="checkbox"/> Direita <input type="checkbox"/> Esquerda	Teste dos polegares ascendentes <input type="checkbox"/> Simétrico (EIPS) <input type="checkbox"/> Assimétrico (EIPS)
9	Tipo de pé (PODOSCÓPIO) <input type="checkbox"/> Normal Direito <input type="checkbox"/> Normal Esquerdo	Cavo (BARRA RETRO CAPITAL - OTG / PREENCHER) <input type="checkbox"/> Direito <input type="checkbox"/> Cavo leve <input type="checkbox"/> Cavo acentuado <input type="checkbox"/> Esquerdo <input type="checkbox"/> Cavo leve <input type="checkbox"/> Cavo acentuado	Plano (BARRA ANTERO CALCANEANA - FUSO MUSCULAR) <input type="checkbox"/> Direito <input type="checkbox"/> Plano leve <input type="checkbox"/> Plano acentuado <input type="checkbox"/> Esquerdo <input type="checkbox"/> Plano leve <input type="checkbox"/> Plano acentuado
10	Marcha (AVALIAÇÃO DINÂMICA) <input type="checkbox"/> Normal	Rotação interna perna (ELEMENTO ANTIROTADOR INTERNO) <input type="checkbox"/> Direita <input type="checkbox"/> Esquerda	Rotação externa perna (ELEMENTO ANTIROTADOR EXTERNO) <input type="checkbox"/> Direita <input type="checkbox"/> Esquerda
11	Marcha no lugar (FUKUDA / 1 MINUTO) <input type="checkbox"/> Normal <input type="checkbox"/> Desvio <input type="checkbox"/> Direita ____ <input type="checkbox"/> Esquerda ____	Visão (MÚSCULO RETO LATERAL) <input type="checkbox"/> Normal <input type="checkbox"/> Divergência <input type="checkbox"/> Direita <input type="checkbox"/> esquerda	Tipo de palmilha indicada <input type="checkbox"/> Termocolada <input type="checkbox"/> Termomoldada <input type="checkbox"/> Básica <input type="checkbox"/> Conforto <input type="checkbox"/> Esportiva

12

Prescrição da palmilha

Desenhar a peça e marcar a espessura



Encaminhamento

Outros profissionais

- Ortodontista
- Ortopedista
- Fisioterapeuta
- _____

Tratamentos

Complementares

- OBSERVAÇÕES NO VERSO

Manutenção / Alta

Avaliação _____ / _____ / 2006

Palmilhamento _____ / _____ / 2006

Manutenção (45 dias) _____ / _____ / 2006

Manutenção (90 dias) _____ / _____ / 2006

Manutenção (6 meses) _____ / _____ / 2006

Manutenção (1 ano) _____ / _____ / 2006

Alta _____ / _____ / 2006

ANEXO D - Alta Ou Manutenção No Tratamento De Podoposturologia

(PRZYSIEZNY, 2006)

SITUAÇÃO 1	APÓS 45 DIAS	APÓS 45 DIAS	APÓS 6 MESES	APÓS 1 ANO
Avaliação CNT COM PALMILHA	Simétrico =	Simétrico =	Simétrico =	Simétrico =
Avaliação CNT SEM PALMILHA	Assimétrico ≠	Assimétrico ≠	Assimétrico ≠	Assimétrico ≠
CONCLUSÃO	Deixar a PALMILHA	Deixar a PALMILHA	Deixar a PALMILHA	Deixar a PALMILHA

SITUAÇÃO 2	APÓS 45 DIAS	APÓS 45 DIAS	APÓS 6 MESES	APÓS 1 ANO
Avaliação CNT COM PALMILHA	Simétrico =	Simétrico =	Simétrico =	Simétrico =
Avaliação CNT SEM PALMILHA	Simétrico =	Simétrico =	Simétrico =	Simétrico =
CONCLUSÃO	Deixar a PALMILHA	Deixar a PALMILHA	Deixar a PALMILHA	Deixar a PALMILHA

SITUAÇÃO 3	APÓS 45 DIAS	APÓS 2 SEMANAS		APÓS 1 ANO
Avaliação CNT COM PALMILHA	Assimétrico ≠			
Avaliação CNT SEM PALMILHA	Simétrico =			
CONCLUSÃO	Deixar a PALMILHA	Retirar a PALMILHA		Reavaliar

* Durante duas semanas usar a palmilha somente um período do dia. Na última semana um dia sim e outro não. Após duas semanas retirar os elementos e/ou barras desnecessários da palmilha.

SITUAÇÃO 4	APÓS 45 DIAS	APÓS 45 DIAS		
Avaliação CNT COM PALMILHA	Assimétrico ≠	?		
Avaliação CNT SEM PALMILHA	Assimétrico ≠	?		
CONCLUSÃO	Refazer a PALMILHA	Reavaliar		

* Retirar a palmilha. Refazer os testes do protocolo CNT e verificar quais os elementos e barras que deverão ser retirados e ou modificados.

ANEXO E – Comitê de Ética em Pesquisa

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
UNIVERSIDADE DO VALE DO PARAÍBA
UNIVAP

CERTIFICADO

Certificamos que o Protocolo n.º H154/CEP/2006, sobre “*Análise da influência das palmilhas proprioceptivas no equilíbrio em indivíduos adultos*”, sob a responsabilidade de *Hercules Moraes de Mattos*, não está de acordo com os Princípios Éticos segundo as Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisa Envolvendo Seres Humanos, conforme Resolução n.º 196/96 do Conselho Nacional de Saúde sendo considerado **pendente** por esta Comissão de Ética em Pesquisa.

Informamos que o pesquisador responsável por este Protocolo de Pesquisa deverá apresentar a este Comitê de Ética um relatório das pendências no período de 30 dias a contar da data de seu parecer.

Pendências:

- O cronograma de execução é anterior a aprovação pelo CEP.

São José dos Campos, 12 de abril de 2007



PROF. DR. LUÍS VICENTE FRANCO DE OLIVEIRA

Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa

Universidade do Vale do Paraíba – Univap

Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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