

Universidade do Vale do Paraíba
Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento

RODOLFO BIAZI XAVIER SILVA

ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DAS BARRAS E ELEMENTOS PODAIS
NA ESTABILOMETRIA

São José dos Campos
2006

RODOLFO BIAZI XAVIER SILVA

ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DAS BARRAS E ELEMENTOS PODAIS
NA ESTABILOMETRIA

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: Profa. Dra. Claudia Santos Oliveira

São José dos Campos
2006

S583a

Silva, Rodolfo Biazzi Xavier

Análise da influência das barras e elementos podais na estabilometria /
Rodolfo Biazzi Xavier Silva. São José dos Campos, 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. Estabilometria 2. Equilíbrio corporal 3. Postura corporal humana
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 fotocopiadores ou transmissão eletrônica, desde que citada a fonte.



Rodolfo Biazzi Xavier Silva

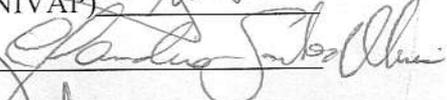
Data:

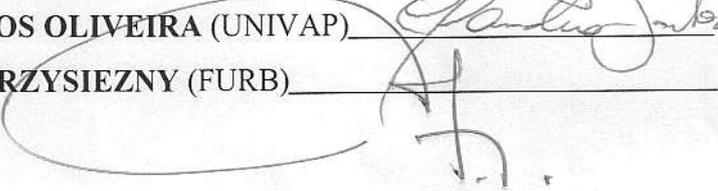
“ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DAS BARRAS E ELEMENTOS PODAIS NA ESTABILOMETRIA”

Rodolfo Biazzi Xavier Silva

Banca Examinadora:

Prof. Dr. **LUIS VICENTE FRANCO DE OLIVEIRA** (UNIVAP) 

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

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

Prof. Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco

Diretor do IP&D – UniVap

**A minha esposa Larissa pelo seu amor, companheirismo e compreensão.
A minha filha Maria Clara, por ser um grande incentivo aos meus estudos.
Aos meus pais, irmãos e tio Hugo por serem grandes apoiadores na minha
caminhada.**

AGRADECIMENTOS

Deus, por todas as portas que aberto na minha jornada, me oferecendo várias possibilidades de crescimento. Ao Senhor Jesus pela presença viva e paz entregue ao coração.

A minha esposa que amo muito, obrigado pelo incentivo sempre, agradeço por ter alguém como você ao meu lado todos os dias, pelos momentos bons vividos contigo, por ser minha esposa, obrigado.

Por minha filha que só me transmite alegria, paz e vida, você chegou e mudou todos perto de ti, saiba que lhe amo muito, você é o maior presente de Deus a minha vida, jamais ficarei longe de ti.

Aos meus pais, mesmo eu longe de vocês, nunca fiquei sem amparo, sempre tive vocês ao meu lado, me apoiando e incentivando meus caminhos, vocês são os melhores pais que Deus poderia me dar, amo muito vocês, saudades, obrigado.

Aos meus fieis irmãos, Roberta e Rodrigo, que a nossa ligação jamais se abale, pois o que nos somos juntos ninguém consegue quebrar, espero que Deus sempre nos mantenha unidos, amo vocês.

A meu tio Hugo, apesar de não ter filhos, saiba que sempre eu e meus irmãos o consideramos segundo pai, obrigado por todo o apoio dado.

Aos meus demais familiares, agradeço pela nossa união, que sempre esta presente entre nós, pois é a família que nos fortalece. Obrigado.

Ao meu sogro Beto e minha sogra Ida, pelo incentivo sempre, obrigado por me receberem em sua casa, me sinto parte da família, obrigado pelos momentos agradáveis. Juntamente com minha cunhada Camila, saiba que sempre quis o seu bem, se cuide.

Aos meus amigos de profissão Hercules, Lisandro, Rafael, João, que são além de amigos, companheiros na minha jornada dentro da profissão, saiba que tudo que fazemos um dia é recompensado, Deus já tem o nosso caminho traçado. Agradeço por conhecer vocês.

Ao um maior incentivador, Afonso, obrigado por me ingressar neste meio, pelas portas abertas em minha carreira e por mostra-me o tão quanto e belo ser fisioterapeuta, obrigado.

À minha orientadora Claudia, por seu conhecimento, sua paciência e dedicação mostrando-me o caminho para a realização desta pesquisa. Obrigado.

Ao professor Luis Vicente Franco de Oliveira, obrigado por todos os caminhos abertos dentro do mestrado, você realmente mostra como é importante a questão científica, obrigado por sua amizade.

Ao professor Wilson Luiz Przysiezny, pela ajuda, disponibilidade e interesse em meu crescimento profissional, agradeço pela amizade que nasceu entre nós e pelos ensinamentos na podoposturologia, obrigado.

Aos demais amigos, agradeço pelo companheirismo e pelos momentos agradáveis.

ANÁLISE DA INFLUÊNCIA DAS BARRAS E ELEMENTOS PODAIS NA ESTABILOMETRIA

Resumo

Os seres humanos são desafiados pela força da gravidade para manter o equilíbrio do corpo sobre uma pequena área de suporte delimitada pelos pés. Manter o equilíbrio do corpo na postura em pé é tão importante e tão complexo quanto controlar os movimentos de segmentos isolados do corpo. Este controle resulta da integração de vários tipos de informação sensorial (visual, vestibular e somatossensorial), que juntos compõem o sistema de controle postural. A utilização de peças com pequenos relevos entre 1 e 3 milímetros, modificam os receptores plantares e interferem na postura corporal humana. Modificações do tônus postural ocorrem quando é feita uma estimulação nos mecanorreceptores podais. Essas modificações são feitas com estimulação de regiões específicas na planta dos pés. A estabilometria é um meio utilizado para avaliar os desequilíbrios das oscilações do corpo na postura ortostática. Estes desequilíbrios podem ser oriundos das disfunções dos pés. O objetivo geral deste trabalho foi analisar a influência das peças descritas como barras e elementos podais sobre o equilíbrio postural ortostático de adultos com base na análise dos parâmetros estabilométricos. Os objetivos específicos foram analisar a influência das peças podais nas variáveis: a) velocidade de deslocamento do baricentro do corpo, dos pés direito e esquerdo (P); b) desvio radial (Rd) do baricentro do corpo, dos pés direito e esquerdo. A amostra foi composta por um grupo de 20 indivíduos adultos de ambos os sexos (11 homens e 09 mulheres), com idade média de 26,65 anos, não praticantes de atividade física, residentes na cidade de Londrina no estado do Paraná e que apresentaram disfunções podais. Foram realizadas duas avaliações estabilométricas padronizadas (pré e pós). A primeira avaliação foi sem e a segunda foi com as barras e elementos podais. Os resultados obtidos mostraram diferenças estatisticamente significativa entre a pré e pós-colocação das peças. Entre o pé direito e esquerdo na variável P com $p = 0,02524$; para baricentro do pé E e baricentro do corpo na variável Rd com $p = 0,00957$ e $0,01913$ respectivamente. O estudo demonstrou que as barras e elementos podais causaram alterações posturais imediatas no equilíbrio postural do indivíduo. As oscilações do corpo diminuíram sinalizando que o corpo se encontrava em uma postura mais estável.

PALAVRAS-CHAVE: Estabilometria ;Equilíbrio corporal ; Postura corporal

ANALYSIS OF THE INFLUENCE OF PODAL ELEMENTS IN STABILOMETRY.

Abstract

Subjects are challenged by gravity force to maintain body balance on a small sustentation area delimited by the feet. Keep balance on upright position is as much important and complex as control movement of isolated segments of the body. This control results in the integration of mixed types of sensorial information (vision, vestibular and somatosensorial), that together form the system of postural control. The use of pieces with small relieves between 1 and 3 millimeters modify plantar receptors, and interfere on human body posture. Those modifications are done with simulation of specific regions in the feet. The stabilometry is a mean used to evaluate the body oscillation imbalance in orthostatic position. Those imbalances can have their origin on feet dysfunction. The main aim of this work is to analyze the influence of pieces described as podal bars and elements on upright postural balance in adults based on the analysis of the stabilometric parameters. The specific aims were to analyze the influence of the podal pieces on the variable: a) displacement velocity of body and right and left foot baricenter (P); b) radial deviation (Rd) of body and right and left foot. The group had 20 adult subjects of both sexes (11 man and 9 women), with average age of 26,6 years old, without practice of physical activities, residents in Londrina state of Paraná, and with podal dysfunctions. We realized two standardized stabilometric evaluation (before and after) The first evaluation was without the podal pieces and the second with the podal pieces. The obtained results showed statistically significant difference among before and after the use of the pieces. Between left and right foot on P variable with $p = 0,02524$; for baricenter of left foot and body boricenter on Rd variable with $p = 0,00957$ and $p = 0,1913$ respectively. The study showed that podal pieces caused immediate postural changes on subject body balance. The body oscillations decreased showing that the body was in a more stable posture.

KEYWORDS: Stabilometry; Body Balance; Body Posture

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - LINHA DE GRAVIDADE NO HOMEM ERETO.....	19
FIGURA 2 - TRÊS ESTRATÉGIAS POSTURAS USADAS NORMALMENTE PELOS ADULTOS NO CONTROLE DA POSTURA ERETA, DA ESQUERDA PARA A DIREITA: ESTRATÉGIA DO TORNOZELO, DO QUADRIL E DO PASSO.	22
FIGURA 3 - INFLUÊNCIAS SENSORIAIS SOBRE O CONTROLE POSTURAL.	24
FIGURA 4 - REPRESENTAÇÃO DE UMA PLATAFORMA DE FORÇA E EIXOS DE MEDIDA	29
FIGURA 5 - EXAME ESTABILOMÉTRICO.....	30
FIGURA 6 - EXAME ESTABILOMÉTRICO.....	31
FIGURA 7 - TRAJETÓRIA 2D DO CP NO PLANO HORIZONTAL	32
FIGURA 8 - BAROPODÔMETRO E ESTABILÔMETRO ELETRÔNICO	38
FIGURA 9 - NIVELAMENTO DAS CRISTAS ILÍACAS E EIAS.	39
FIGURA 10 – COMPRIMENTO DO MEMBRO SUPERIOR HORIZONTAL, VERTICAL.....	40
FIGURA 11 – COMPRIMENTO DO MEMBRO SUPERIOR/ MEDIDAS NAS MÃOS.	41
FIGURA 12 – COMPRIMENTO DAS CRISTAS ILÍACAS E EIAS.....	41
FIGURA 13 - TESTE DOS POLEGARES ASCENDENTES (TESTE DE BASSANI)....	42

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE P DO PÉ D/E AnE. ..	Erro!
Indicador não definido.	
GRÁFICO 2 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE RD DO BARICENTRO DO PÉ D/E AnE.	46
GRÁFICO 3 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE P DO BARICENTRO DO PÉ D/E ApE.	47
GRÁFICO 4 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE RD DO BARICENTRO DO PÉ D/E ApE.	Erro! Indicador não definido.
GRÁFICO 5 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE P DO BARICENTRO DO PÉ D AnE E ApE.	48
GRÁFICO 6 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE P DO BARICENTRO DO PÉ E AnE E ApE.	48
GRÁFICO 7 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE P DO BARICENTRO ...	49
GRÁFICO 8 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE RD DO BARICENTRO DO PÉ D AnE E ApE.	49
GRÁFICO 9 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE RD DO BARICENTRO DO PÉ E AnE E ApE.	50
GRÁFICO 10 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE RD DO BARICENTRO DO CORPO AnE E ApE.	50

LISTA DE ABREVIATURAS

CG	-	Centro de Gravidade
CP	-	Centro de Pressão
AnE	-	Antes da colocação das barras e elementos podais
ApE	-	Após da colocação das barras e elementos podais
D	-	Pé direito
E	-	Pé esquerdo
P	-	Velocidade de Oscilação
Rd	-	Deslocamento Radial
SNC	-	Sistema Nervoso Central
CNT	-	Protocolo de avaliação podoposturológica
a-p	-	antero-posterior
m-l	-	latero-lateral
UNIVAP	-	Universidade do Vale do Paraíba
IP&D	-	Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento
BIC	-	Barra infracapital
EIC	-	Elemento infracuboideano
ELAS	-	Espinha ilíaca anterior superior

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	OBJETIVO GERAL	17
1.2	OBJETIVO ESPECÍFICO	17
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	18
2.1	POSTURA E EQUILÍBRIO	18
2.2	POSTUROLOGIA	25
2.3	ESTABILOMETRIA	28
2.4	PALMILHAS PROPRIOCEPTIVAS (POSTURAIAS)	34
2.5	AValiaÇÃO SEGUNDO O PROTOCOLO CNT	35
3	METODOLOGIA	37
3.1	TIPO DE ESTUDO	37
3.2	LOCAL	37
3.3	AMOSTRA	37
3.4	MATERIAIS	38
3.5	MÉTODO	39
3.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS	43
3.6.1	PARÂMETROS ESTABILOMÉTRICOS	43
6	RESULTADOS	45
6.1	ANÁLISE ESTATÍSTICA DE SIGNIFICÂNCIA T-STUDENT PAREADO .	45
7	DISCUSSÃO	51
8	CONCLUSÃO	54
	REFERÊNCIAS	55
	ANEXO A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE	65
	ANEXO B - Avaliação segundo o Protocolo CNT	66
	ANEXO C - Sequência De Avaliação Em Podoposturologia 1	67

1 INTRODUÇÃO

Nos últimos anos ocorreu um aumento nas preocupações com as alterações da postura corporal, não somente ligada à parte estética, mas com a qualidade de vida. A boa postura proporciona a flexibilidade e a mobilidade articular do corpo e contribui para o bem estar do indivíduo (KENDALL, 1995; CECI, 2004).

A postura corporal envolve o conceito de equilíbrio, coordenação neuro-muscular e adaptação de um determinado movimento corporal. As respostas posturais são automáticas e dependentes do contexto. Elas são ajustadas às necessidades de interação entre os sistemas de organização postural e o meio ambiente (BANKOFF, 1996).

Os seres humanos são desafiados pela força da gravidade para manter o equilíbrio do corpo sobre a pequena área de suporte delimitada pelos pés. Eles oscilam quando estão parados, nunca estará totalmente sem movimento. É crucial ter uma boa habilidade de controlar a postura ereta (BURBAUD *et al.*, 1996; DUARTE, 2000).

Segundo Gagey e Weber (2000) e Duarte (2002) não existem posturas totalmente estáticas. Mesmo quando se está parado sempre há deslocamento mínimo da massa corporal no espaço, de tal forma que a projeção do centro de gravidade permanece inscrita dentro de limites, perfeitamente determinados e mensuráveis e mais estreitos do que os do polígono de sustentação. Estes deslocamentos correspondem a oscilações inferiores a quatro graus.

A orientação do corpo humano com respeito à gravidade é uma habilidade ativa que envolve anos de aprendizagem e coordenação de dezenas de músculos, do sistema vestibular e do senso de equilíbrio (LASLEY *et al.*, 1991).

Uma postura adotada no cotidiano é a ortostática. Manter o equilíbrio do corpo na postura em pé é importante e tão complexo quanto controlar os movimentos de segmentos isolados do corpo. Este controle resulta da integração de vários tipos de informações sensoriais (visual, vestibular e somatossensorial), das propriedades passivas e ativas do

sistema músculo-esquelético e nervoso, que juntos compõem o sistema de controle postural (SHUMWAY-COOK ; WOOLLACOTT, 2003).

O controle postural exige a capacidade de adaptação motora às demandas da tarefa, do ambiente e do próprio corpo (altura e peso, por exemplo), através de estratégias motoras múltiplas e da capacidade de selecionar a adequada (LAYNE; ABRAHAM, 1991; BERGER *et al*, 1992).

O homem se estabiliza em seu meio ambiente utilizando todas as informações oriundas de seus órgãos sensoriais e sensitivos em relação com o meio ambiente. (NASHNER, 1985; GAGEY; WEBER, 2000; DUARTE, 2000). Atualmente, são conhecidas três exoentradas: o sistema visual, o sistema vestibular e as informações plantares táteis e proprioceptivas. Esses estímulos sensoriais fornecem ao indivíduo informações redundantes a respeito da orientação postura (NASHNER, 1985; BARELA, 2000; GAGEY; WEBER, 2000; DUARTE, 2000; PRZYSIEZNY; FORMONTE; PRZYSIEZNY, 2003).

Saad *et al.* (1997) relatam que as mudanças ocorridas no sistema tônico postural não dependem exclusivamente do ouvido interno, mas na maioria dos casos de receptores sensitivos internos e externos, sendo os mais importantes os dos olhos e os dos pés. A partir de uma reprogramação dos receptores sensitivos utilizando técnicas de manipulação corporal é possível restaurar o equilíbrio corporal global dos sistemas neuromuscular e melhorar a postura corporal.

O pé é uma zona de contato do corpo com o solo. Este fato colabora com o equilíbrio e ajusta a postura corporal na posição ereta (BRICOT, 1999; GAGEY; WEBER, 2000; MATTOS; PRZYSIEZNY, 2004; PRZYSIEZNY; FORMONTE; PRZYSIEZNY, 2003). Sua função fundamental é controlar a aplicação da força de pressão corporal no solo e ajustar a posição do centro de gravidade através dos receptores sensoriais que informam o sistema nervoso central (BESSOU, 1996).

Estes receptores sensitivos cutâneos, musculares e articulares constituem uma característica fundamental para informar o sistema de regulação do equilíbrio (ENJALBERT, 1996). A utilização de micro relevos entre 1 e 3 mm, colocados sob a pele e os músculos plantares, podem influenciar as cadeias de músculos e corrigir algumas variáveis posturais. Isto ocorre pela estimulação dos mecanorreceptores da região plantar atuando no sistema postural fino (VILLENEUVE, 1996; BRICOT, 1999; PRZYSIEZNY; FORMONTE; PRZYSIEZNY, 2003).

Estudos descrevem o corpo humano como sendo um pêndulo invertido suspenso sobre uma base, os pés, e que oscila constantemente devido ao controle do equilíbrio e da postura (GAGEY; WEBER, 2000; PRZYSIEZNY; FORMONTE; PRZYSIEZNY, 2003). O comportamento destas oscilações pode ser avaliado através de um equipamento com programa computadorizado denominado de estabilômetro.

Ele dispõe de uma plataforma de força onde pode ser analisando o deslocamento do centro de pressão (CP) no plano ou decomposto nas direções ortogonais antero-posteriores e lateral (OLIVEIRA, 1996). É um instrumento de medida sobre o qual os sujeitos permanecem em pé durante os experimentos. A variável mais comum para analisar as oscilações corporais é a posição do CP, o ponto de aplicação da resultante das forças agindo na superfície de suporte. O deslocamento do CP representa uma somatória das ações do sistema de controle postural e da força de gravidade (DUARTE, 2000).

Portanto, a influência das barras e elementos sobre a velocidade e a área das oscilações do corpo na postura em pé, estático, podem influir no controle postural e na qualidade de vida dos indivíduos.

1.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo deste trabalho foi analisar a influência das barras e elementos podais sobre o equilíbrio postural ortostático de adultos com base na análise de parâmetros estabilométricos.

1.2 OBJETIVO ESPECÍFICO

Verificar se há variação dos parâmetros estabilométricos: a) na velocidade e b) deslocamento radial dos baricentros do corpo, dos pés direito e esquerdo antes e após a colocação das barras e elementos.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 POSTURA E EQUILÍBRIO

O conceito de postura pode ser descrito como um arranjo complexo entre vários segmentos do corpo para manterem as posições necessárias para permanecer em pé estático ou desenvolver os movimentos (McARDLE; KATCH; KATCH, 1991; TANAKA; FARAH, 1997; DAGNONI, 2003).

Para Winter (1995) a postura “*muda em função da variação da posição do centro de gravidade (CG) dos segmentos corporais em relação à linha vertical da gravidade*”. Postura é o termo que descreve a orientação de qualquer segmento corporal relativo ao vetor aceleração da gravidade. É uma medida angular em relação à direção vertical. Ghez (1991) definiu postura como a posição de todo corpo e dos membros relativos a um outro membro e suas orientações no espaço.

O corpo humano pode ser definido como um sistema de segmentos corporais rígidos conectados por articulações. A posição de um corpo é definida pela sua localização, orientação ou atitude e configuração articular ou postura. O termo localização refere-se à determinação de um ponto do corpo no espaço, determinado pelo centro de massa (CM) ou pelo centro de gravidade (CG). Orientação significa a posição do corpo como um todo (corpo ereto). Quanto à postura definiram-se como vários segmentos, como é o caso do corpo humano, referindo-se à configuração de ângulos articulares formados pelos segmentos corporais, sem considerar o sistema de referência externo (gravidade) (ZATSIORSKY, 1998).

A postura ereta é a que representa menor gasto de energia. A postura ereta normal é aquela em que uma linha imaginária desce pelo centro do corpo tendo como referência lateralmente: a apófise mastóide; à frente da articulação do ombro; corpo das vértebras

lombares; à frente da articulação do joelho; e na articulação do tarso (FIGURA 1) (BASMAJIAN, 1976; AÑEZ, 2000).

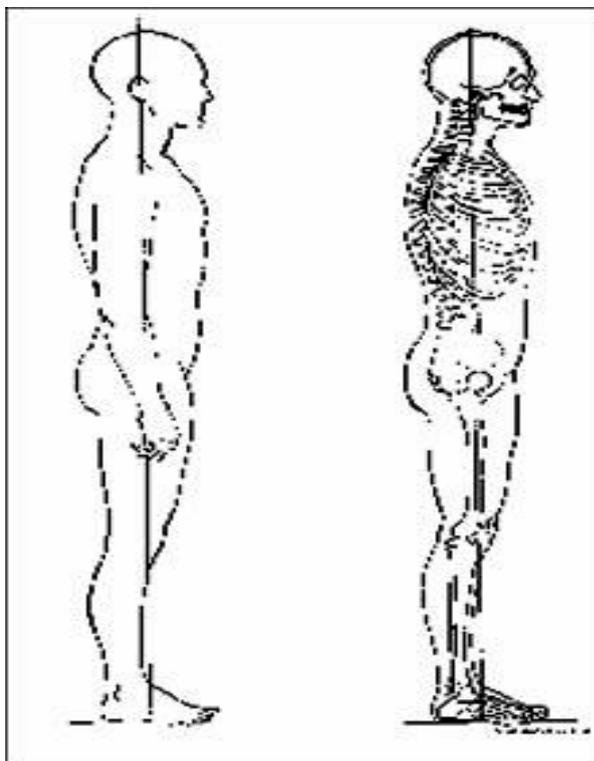


FIGURA 1 - LINHA DE GRAVIDADE NO HOMEM ERETO

Para a postura corporal ou orientação postural alguns aspectos devem ser considerados. Gardiner (1986) enfatiza que a manutenção da postura corporal ocorre através de músculos antigravitacionais que possuem características que permitem adaptações com pouco esforço. As fibras musculares destes músculos são vermelhas de contração prolongada sem fadiga e multipenadas em forma de leque, em que estas características proporcionam uma configuração poderosa com pouca amplitude de movimento.

A postura corporal possui fatores biológicos determinantes. Massara (1986) destaca que a orientação postural não se resume apenas à expressão mecânica do equilíbrio corpóreo, mas também a expressão somática da personalidade, considerando fatores de ordem psicofísica e socioambientais. Neste sentido Bankoff (1990) enfatiza a individualidade de cada pessoa, frente aos diversos acontecimentos existentes, que desenvolve uma determinada

postura corporal envolvendo conceitos de equilíbrio, de coordenação neuromuscular e adaptação representando um determinado movimento corporal.

A postura corporal proporciona aspectos que estão englobados no sistema chamado de controle postural. Dentro deste sistema existem dois parâmetros a serem considerados: um envolvendo a orientação postural e o outro o equilíbrio postural. Este equilíbrio está representado por relações entre as forças que agem sobre o corpo na busca de um equilíbrio corporal durante as ações motoras (HORAK; MACPHERSON, 1996). Estes são constituídos por fenômenos distintos, mas que apresentam relações dependentes (BARCELLOS; IMBIRIBA, 2002).

O controle postural é um processo sofisticado que envolve a manutenção de várias articulações e grupos musculares em relação geométrica uns com os outros e com o ambiente (SANTANA; GONÇALVES, 2001; RODRIGUES et al., 2003). Existem três processos básicos que o sistema de controle postural precisa realizar, são eles: a sustentação, a estabilização e o equilíbrio.

Para sustentar o corpo contra a gravidade são necessárias contrações de músculos apropriados que estabilizam os segmentos para que o corpo possa ser equilibrado dentro da sua base de apoio. Em um ambiente estacionário a projeção do CG sobre a superfície deve ficar dentro da base de apoio (ROTHWELL, 1994; WIECZOREK, 2003).

Neste processo são fundamentais as informações visuais, vestibulares e proprioceptivas. Elas são utilizadas na detecção de variáveis da posição de segmentos corporais e no ajuste fino dos movimentos da musculatura axial e proximal, com o intuito da manutenção do equilíbrio (SANTANA; GONÇALVES, 2001; RODRIGUES et al., 2003; WIECZOREK, 2003).

O controle postural é multimodal. Onde a visão, vestibulos, planta dos pés, proprioceptores do eixo corporal e motricidade ocular participam do controle postural, o que

implica a necessidade de uma integração sensorial do conjunto dessas aferências. Integração sensorial esta que esta localizada no nível dos dendritos cuja anatomo-fisiologia é mal conhecida (BRAS et al, 1987).

O sistema de controle postural permite um estado estável do corpo durante a realização dos movimentos. Para que seja alcançado, o indivíduo utiliza-se de mecanismo de ajustes posturais ou estratégias comportamentais frente às perturbações do equilíbrio. Quando esta é causada por forças externas o mecanismo utilizado é reativo ou *feedback*. Caso a perturbação seja decorrente de forças internas o controle é pró-ativo ou de *feedforward* (URQUIZA, 2005).

Durante a manutenção da postura ereta em resposta a perturbações ou durante deslocamentos voluntários do centro de gravidade, as estratégias de movimento e padrões de atividade muscular podem ser organizadas em estratégia do quadril, do tornozelo e do passo (FIGURA 2) (NASHNER ; MCCOLLUM, 1985).

Durante a tarefa de manutenção da postura ereta em situação normal, são observados padrões de movimento articular que envolvem uma combinação destas diferentes estratégias ao mesmo tempo. Apesar deste fator, o entendimento do processo de controle postural através destas estratégias decompõe movimentos complexos em simples (DUARTE, 2000).

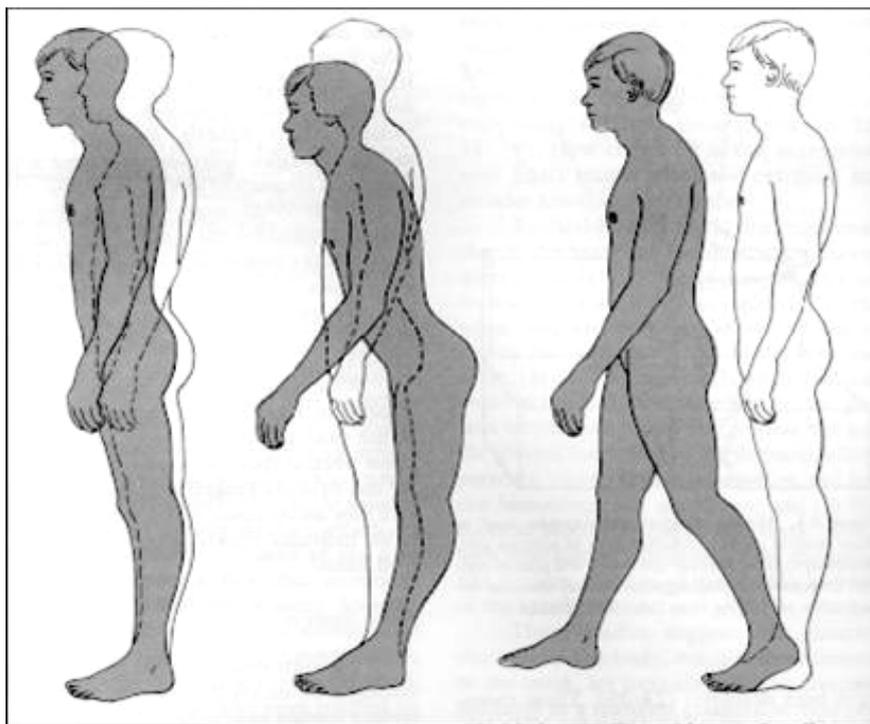


FIGURA 2 - TRÊS ESTRATÉGIAS POSTURAIS USADAS NORMALMENTE PELOS ADULTOS NO CONTROLE DA POSTURA ERETA, DA ESQUERDA PARA A DIREITA: ESTRATÉGIA DO TORNOZELO, DO QUADRIL E DO PASSO. FONTE: Shumway-Cook e Woollacott (1995).

Considerando que a posição ortostática é à saída do sistema postural fino, os dados da experimentação e da estabilometria e as observações clínicas dos indivíduos com ou sem queixa postural levam a reconhecer dois tipos de entradas: as exoentradas, que informam sobre o mundo exterior, e as endoentradas, que definem imediatamente o seu estado interno (SAUVAN, 1967).

O mesmo raciocínio vale entre as exoentradas cefálicas e plantares. O pé possui um grande número de graus de liberdade em comparação à cabeça, e 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. São denominadas de endoentradas (GAGEY et al., 1994).

Com os receptores externos, encontrados na planta dos pés, ouvido interno e visão, o

indivíduo se situa em relação ao mundo e, através dos receptores internos, como fusos neuromusculares, receptores tendinosos e articulares, o sistema de regulação é enriquecido de informações sobre as posições relativas dos diferentes segmentos corporais e suas interrelações (GAGEY ; WEBER, 2000).

O sistema vestibular é constituído por uma estrutura óssea, o labirinto, localizado no osso temporal e tendo interiormente as estruturas membranosas (TAVARES, 1984). Este sistema é um dos responsáveis pela orientação espacial do corpo em situações estáticas e dinâmicas, tornando-se uma dos componentes determinantes no equilíbrio corporal (FRIEDMAN, 1986).

Outro sistema importante no controle postural é o sistema proprioceptivo, formado pelos proprioceptores que são os fusos musculares, órgãos tendíneos e receptores articulares, em que o corpo humano é um sistema composto por elos e que movimentos de um segmento do corpo interfere em todo sistema (ENOKA, 2000).

O sistema visual possui relações significativas com o controle postural, pois, segundo Vander et al (1981) pessoas que tiveram os órgãos vestibulares destruídos, mantendo em funcionamento o sistema visual, receptores articulares e cutâneos, demonstraram uma pequena inabilidade em suas vidas diárias, apresentando apenas dificuldades de caminhar no escuro, em terrenos acidentados e escadas. No sistema visual, a retina é sensibilizada por ondas eletromagnéticas visíveis, que por sua vez são transmitidas ao córtex visual localizado na região occipital, determinando modificações no tônus da postura (DOUGLAS, 2002).

No controle postural existe também a parcela de contribuição do cerebelo. Impulsos originados em receptores das articulações, tendões, músculos, pele e também de órgãos terminais do sistema visual, auditivo e vestibular interagem com o cerebelo para que ocorra a influência do mesmo sobre a atividade muscular concretizando sua importância no controle do movimento (FIGURA 3) (ENOKA, 2000).

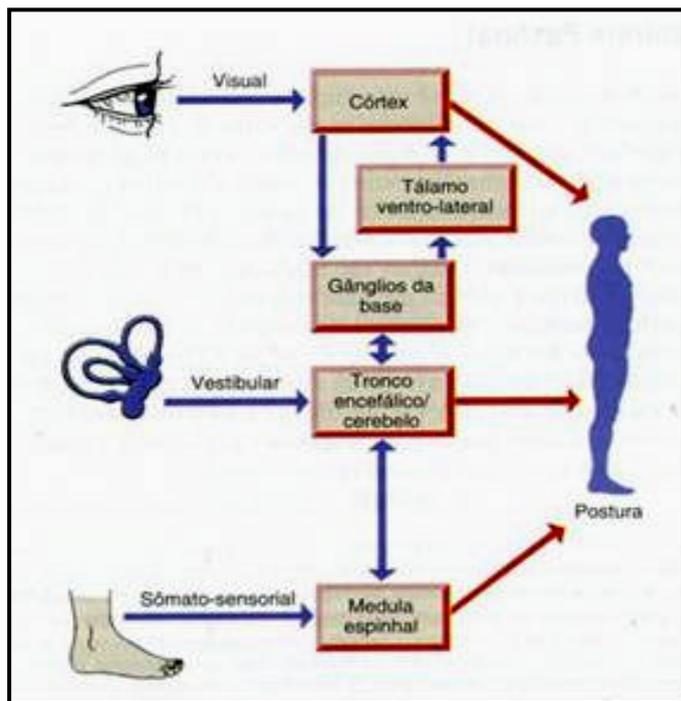


FIGURA 3 - INFLUÊNCIAS SENSORIAIS SOBRE O CONTROLE POSTURAL.

FONTE: Ekman, (2000)

Essas informações são levadas ao sistema nervoso central (SNC), sendo integradas ao sistema motor para produzir os movimentos corporais, e o resultado desta integração entre os sistemas sensoriais e os sistemas motores produz um maior ou menor grau de controle do equilíbrio (WIECZOREK, 2003).

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 e posturas, envolvendo temporariamente uma fase padrão de atividade muscular que se estende por todo o corpo (RAGNARSDÓTTIR, 1996).

Winter (1995) define equilíbrio como um termo genérico que descreve a dinâmica da postura corporal para evitar uma queda. Ele está relacionado às forças inerciais atuantes no corpo e às características inerciais (massa, comprimento) dos segmentos corporais. Para Nichols (1997) equilíbrio é um termo ambíguo que descreve a habilidade de manter ou mover o corpo numa postura em que haja distribuição do peso de modo que não ocorra uma queda.

Horak (1997) descreve que o equilíbrio é a condição em que todas as forças atuantes no corpo estão equilibradas na base de apoio, numa posição particular ou durante movimentos.

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 vestibular, visual e somatossensorial, processada nos núcleos vestibulares do tronco encefálico, sob a coordenação do cerebelo (GANANÇA, 1998).

O equilíbrio na posição ortostática é inconsciente e se torna evidente quando há uma perda. Equilíbrio é um processo de manutenção da projeção do centro de gravidade (CG) no solo dentro da área da base de suporte do corpo (PRZYSIEZNY; FORMONTE; PRZYSIEZNY, 2003).

A tarefa do sistema de controle postural é manter a projeção horizontal do CG do indivíduo dentro da base de suporte definida pela área da base dos pés durante a postura ereta estática. A estabilidade é alcançada gerando-se momentos de força sobre as articulações do corpo para neutralizar o efeito da gravidade ou qualquer perturbação em um processo contínuo e dinâmico durante a permanência em determinada postura (DUARTE, 2002).

O mecanismo de equilíbrio corporal depende exclusivamente da coordenação intrínseca entre os sistemas sensoriais; sistema vestibular, da visão e das informações táteis e proprioceptivas dos pés. Portanto, o pé está em contato com o solo, controla a distribuição da pressão plantar, suporta o peso e ajusta as posturas na posição ereta pés (PRZYSIEZNY; FORMONTE; PRZYSIEZNY, 2003).

2.2 POSTUROLOGIA

Área onde se estuda os desarranjos da postura em relação à base plantar. Conhecimento que auxilia o fisioterapeuta nas abordagens posturais, usando uma metodologia

de prevenção e tratamento, com origens na escola francesa que busca integrar os conhecimentos entre influências dos pés, postura e equilíbrio corporal (PRZYSIEZNY, 2003).

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

Modificações proprioceptivas interferem na postura. Muitas patologias podem ser tratadas com estimulações posturais ao nível dos órgãos sensoriais (BARON, 1953; GAGEY; WEBER, 2000). As deformidades da coluna vertebral podem ser reduzidas após estimulações plantares com calços.

Os apoios dos pés no chão condicionam toda a postura na estática. Não há uma boa postura estática sem bons apoios podais. Uma deformação dos pés poderá repercutir em uma adaptação do sistema postural (BIENFAIT, 1989; OLIVEIRA; OTOWICZ, 2004).

O pé é uma estrutura que possibilita uma grande variedade de deformações que modificam as características da força de pressão. Ele é um órgão fundamental para o equilíbrio, sendo extremamente rico em receptores sensoriais cutâneos, articulares e musculares, que informam com precisão ao sistema nervoso as características da força de pressão (BESSOU, 1996; ENJALBERT, 1996; PRZYSIEZNY; FORMONTE; PRZYSIEZNY, 2003).

Os pés são estruturas que colaboram com o sistema postural. Suas informações integradas ao sistema visual, auditivo e proprioceptivo são fundamentais para o controle do tônus postural. Este controle é realizado a partir do trabalho dos receptores mecânicos e sensoriais.

Quase todos os receptores da planta dos pés estão sob comando no nervo tibial posterior por intermédio dos seus três ramos: nervo calcaneano medial, nervo plantar medial e lateral (ENJALBERT, 1996; PRZYSIEZNY, 2003). São três os tipos de receptores cutâneos:

os de adaptação lenta que condificam a sensibilidade a pressão (Disco de Merkel) e/ou ao estiramento (Corpúsculo de Ruffini); os de adaptação intermediária (Corpúsculo de Meissner) controlando a velocidade; os de adaptação rápida (Corpúsculo de Paccini) que são sensíveis a aceleração da deformação cutânea (ENJALBERT, 1996; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

Os receptores articulares dos pés são ricos em receptores encapsulados do tipo Golgi, Manzoni, Ruffini e de Paccini. As terminações livres situadas nas estruturas capsulares e ligamentares informam sobre os movimentos articulares. Os receptores musculares são divididos em dois tipos de mecanorreceptores: as terminações primárias, fibras do grupo Ia e secundárias dos fusos neuromusculares, fibras do grupo II, que são sensíveis ao estiramento e/ou alongamento; os Órgãos Tendinosos de Golgi, fibras do grupo Ib, que são sensíveis as variações de tensão muscular (VALENTE, 2006).

Os mecanorreceptores da planta dos pés são muito sensíveis a variações de deformação da ordem de 5 microns e detectam variações de pressão na ordem 300 miligramas de pressão, permitindo uma discriminação de alterações de micro relevos de um a três milímetros. (VILLENEUVE, 1996; BRICOT, 1999; CECI, 2004).

A mensagem cutânea aferente vinda do pé informa ao sistema nervoso central sobre a posição do corpo e induz uma resposta postural regular adaptativa (KAVOUNOUDIAAS, 2004; MORAES; PRZYSIEZNY, 2004).

Conhecimentos de neurofisiologia propiciaram o surgimento da podoposturologia. O seu objetivo é tratar as disfunções posturais por intermédio dos receptores podais utilizando as palmilhas proprioceptivas ou posturais. Este princípio está fundamentado na ação das peças descritas como elementos, barras, cunhas e calços. Estes são colocados sob a pele e músculos plantares (MORAES e PRZYSIEZNY, 2004).

Estas peças plantares são divididas em três tipos: os inibitórios, os estimuladores e os proprioceptivos, sendo alguns utilizados para correção dos desequilíbrios posturais estáticos e outros nos distúrbios dinâmicos. (CAMPIGNION, 2003; CECI, 2004)

As barras são construídas transversalmente ao pé e os elementos são pontos específicos do pé (VILLENEUVE, 1996). A determinação do local e do tipo de elementos e barras pode ser feita em função da avaliação clínica. Pode ser utilizado o protocolo CNT descrito por Ceci (2004).

As alterações que ocorrem no equilíbrio podem ser mensuradas pela estabilometria. Os efeitos das palmilhas proprioceptivas podem ser registrados e interpretados através de informações posturais, comparando o desempenho dos indivíduos (GAGEY, 1996).

2.3 ESTABILOMETRIA

Em tarefas cotidianas como caminhar, correr e em atividades físicas, o corpo humano exerce uma força contra o solo, frequentemente por meio dos pés. O estudo destes movimentos pode ser realizado pela interpretação de variáveis mecânicas obtidas com a utilização de instrumentos que permitem a medição da força de ação e reação exercida pelos pés sobre uma superfície de contato e o respectivo torque (URQUIZA, 2005).

Uma plataforma de força é constituída basicamente de uma placa apoiada em pontos definidos e seu princípio de funcionamento é tal que qualquer força exercida sobre a sua superfície é transmitida aos transdutores, dispositivos capazes de gerar um nível de tensão elétrica correspondente à força sobre eles aplicada (FIGURA 4) (URQUIZA, 2005).

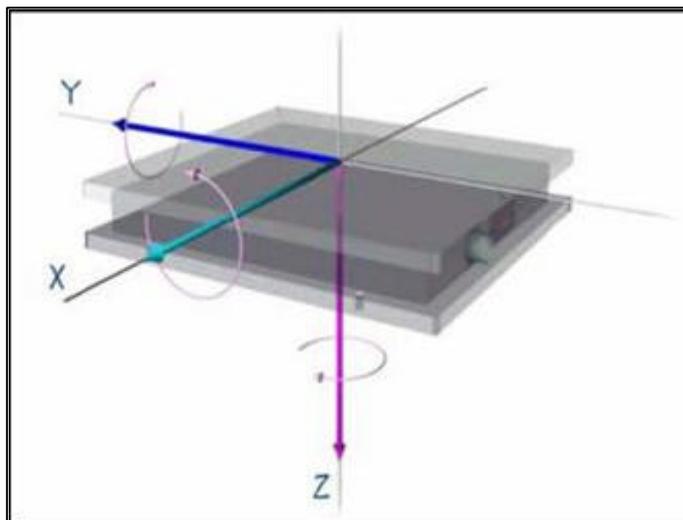


FIGURA 4 - REPRESENTAÇÃO DE UMA PLATAFORMA DE FORÇA E EIXOS DE MEDIDA

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, o estabilômetro (GAGEY, 2000).

Segundo Oliveira et al. (1998) é importante um meio confiável para se avaliar as disfunções do pé, pois, assim, pode-se tentar compreender as influências posturais sobre os mesmos ou vice-versa (VALENTE, 2006). Este meio pode ser um equipamento que permite fazer uma análise inicial, durante o tratamento até as suas respectivas evoluções clínicas (FIGURA 5) (NABERES, 1994; WOODEN, 1996; CHAMLIAN, 1999; LIBOTTE, 2001).

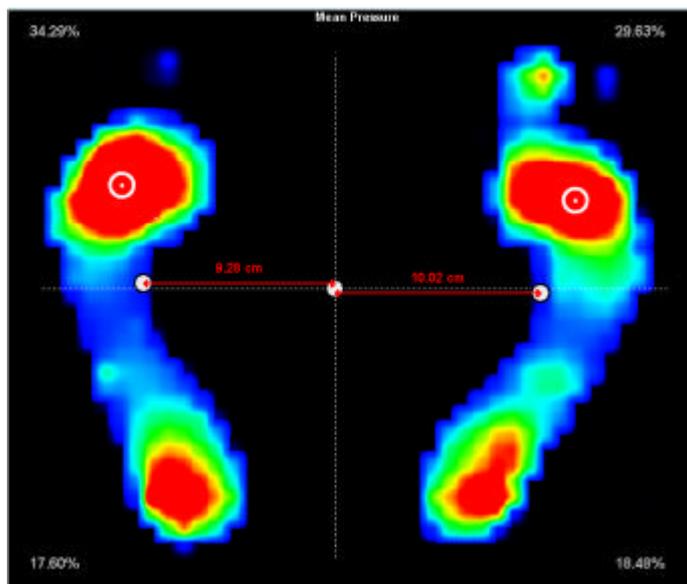


FIGURA 5 - EXAME ESTABILOMÉTRICO

Através de sensores de pressão de alta sensibilidade, tanto se pode medir a distribuição de pressão estática durante o ortostatismo, quanto o comportamento dinâmico durante a marcha, corridas e saltos, fornecendo dados quantitativos e qualitativos (OLIVEIRA et al 1998).

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, que são: sensores de quartzo piezo elétricos, sensores de variações de resistência e sensores de variação de capacidade (LIBOTTE, 2001; VALENTE, 2006).

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. A amplitude, a área e a velocidade de oscilação do CP na base de sustentação são detectadas por sensores eletromecânicos. Em seguida são analisados em cada uma das condições sensoriais a que o indivíduo é submetido (FIGURA 6) (NARDIN, 2000; MARIM, 2004).

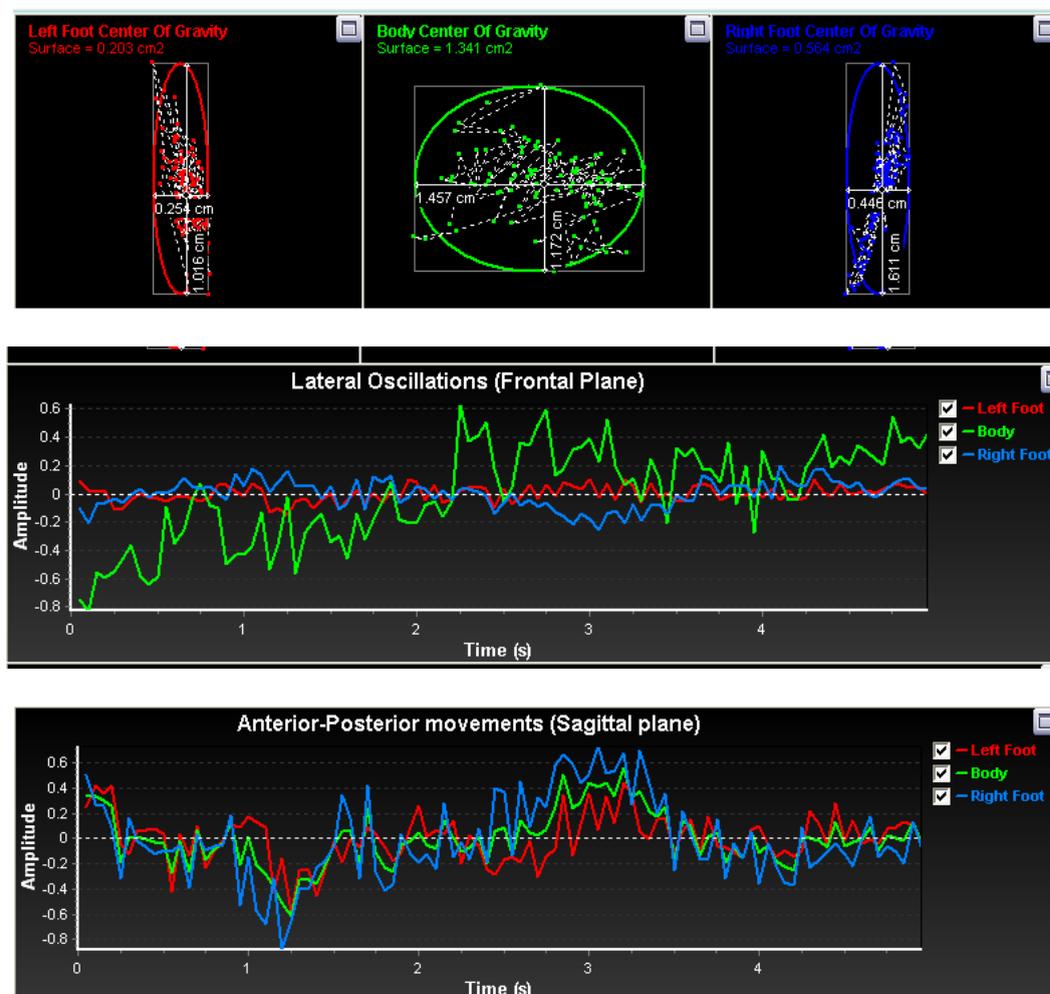


FIGURA 6 - EXAME ESTABILOMÉTRICO

Mochizuki et al. (1998) avaliaram os parâmetros biomecânicos relacionados ao equilíbrio corporal postural em diferentes posturas, através da estabilometria, o qual serve para medir e avaliar o equilíbrio corporal postural.

Posturografia se refere a qualquer estudo ou técnica que irá medir a oscilação do corpo ou de uma variável associada a essa oscilação. A posturografia é dividida em posturografia estática e dinâmica (FREITAS; PRADO; DUARTE, 2005).

Terekhov (1976a, 1976b) definiu que a estabilometria, também chamada de estabilografia, estatocinesiografia ou posturografia estática, é um instrumento que mensura a oscilação corporal. As informações são captadas por meio de sensores em uma plataforma de

força fixa. As forças de atrito do pé contra a plataforma são denominadas de CP (MARIM, 2004).

O desenvolvimento e aprimoramento tecnológico das plataformas de força e o avanço em processamentos de sinais tornou possível os registros estabilométricos de forma automática, com melhor quantificação dos parâmetros envolvidos no processo de amostragem de dados. Como exemplo a figura 7 mostra um estabilograma em que o centro de pressão (CP), na direção antero-posterior (a-p) e o CP latero-lateral (m-l), é mapeado durante uma postura ereta *quase-estática* (URQUIZA, 2005).

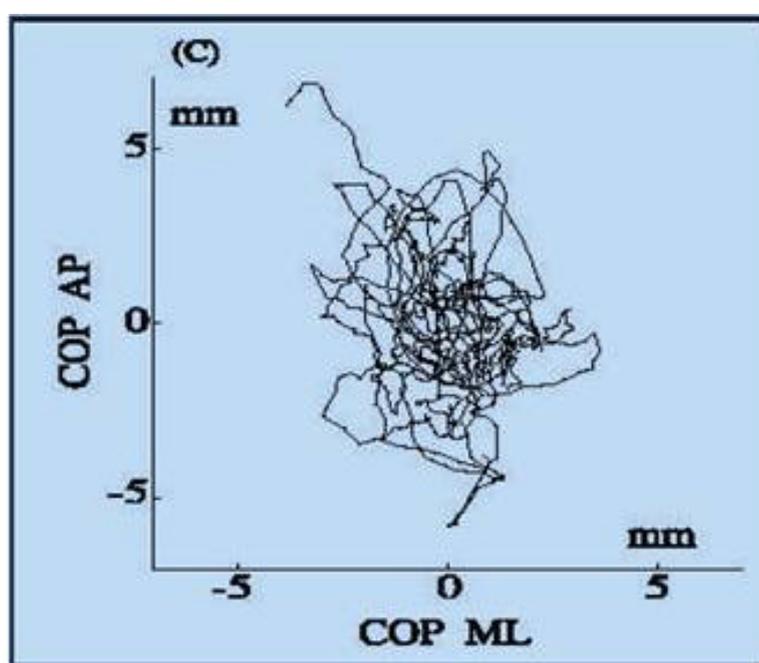


FIGURA 7 - TRAJETÓRIA 2D DO CP NO PLANO HORIZONTAL

O movimento a-p e m-l 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; SALGADO, 2006).

O valor diagnóstico da posturografia estática e dinâmica na identificação de diversas alterações que envolvam os sistemas vestibular, visual e proprioceptivo foi reconhecido por

Voorhess (1989), Nashner, Peters (1990), Hamid et al (1991), Barin et al (1992), Freyss et al (1992), Nashner et al (1993) e Jacobson et al (1993).

A estabilometria obteve o reconhecimento da American Academy of Neurology (AAN, 1993) dos Estados Unidos e da Academie Nationale de Médecine (CAMBIER, 1993) da França, mas foi sempre muito contestado pelos membros da American Academy of Neurology (GAGEY;WEBER, 2000).

Tropp et al. (1987) descreveram 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 complemento na rotina de avaliação otoneurológica de pacientes com vertigem.

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

As mensurações da estabilometria fornecem valores que permitem comparações estatisticamente validadas. Graças à estabilometria, atualmente se conhece a distribuição nas populações “normais”, de certo número de parâmetros que caracterizam o comportamento da postura ortostática (GAGEY;EBER, 2000).

A estabilometria é obtida através do uso de uma plataforma de força, onde se verifica os deslocamentos nos eixos antero-posterior (y) e médio-lateral (x) analisados 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 (TEREKHOV, 1976; OLIVEIRA; SIMPSON; NADAL, 1996; OLIVEIRA; IMBIRIBA; GARCIA, 2000; CELSO et al, 2001; WIECZOREK; DUARTE; ZATSIORSKI, 2001; WIECZOREK, 2003).

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, SALGADO, 2006).

2.4 PALMILHAS PROPRIOCEPTIVAS (POSTURAIAS)

Em podoposturologia as palmilhas proprioceptivas são **termocoladas** e frequentemente **termomoldadas** ao pé e são adaptáveis aos calçados. O objetivo principal destas palmilhas 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**, que são pontuais. As **barras** que são transversais ao pé, percorrendo a palmilha de lado a lado. As **cunhas**, que apresentam uma característica mecânica e postural. E os **calços** que atuam igualando o comprimento do membro inferior (PRZYSIEZNY, 2006).

Quando estas peças são posicionadas sob o ventre dos músculos plantares comprimem os fusos neuromusculares e favorecem uma **contração muscular**. Quando são posicionados em contato com os órgãos tendinosos de Golgi, que estão situados próximos às junções tenomuscular, desencadeiam uma ação inibitória que irá frear o reflexo miotático e a contração muscular produzindo assim, o **relaxamento muscular**. Quando estas peças são posicionadas sob estruturas ósseas vão ter uma **ação mecânica** e modificar a posição do pé para obter uma melhor congruência articular e uma resposta de adaptação postural tanto no plano sagital como frontal (PRZYSIEZNY, 2006).

Na confecção das peças posturais são utilizadas as placas PODODUR 2 e 3, PODOFLEX 6 e 12, PODOLUX 1, PODACTO 4 (absorve os impactos) e PODUPT (promove a propulsão na marcha). Todas fornecidas pela Podaly® Palmilhas do Brasil. Estas

placas possuem uma alta resiliência, são finas e bem toleradas nos calçados. O acabamento de cada peça deve observar as características de lixamento das bordas que estarão em contato com a pele.

Para prescrever as palmilhas proprioceptivas há necessidade de uma avaliação postural (PROTOCOLO CNT). Com o diagnóstico postural definido a prescrição da palmilha pode ser realizada. O processo de confecção das palmilhas inicia com o plantigrama do indivíduo, seguido da gabaritagem, que é a demarcação da área do pé, desenho das peças no plantigrama.

Na continuidade, se faz o corte das peças nas placas Pododur[®] 2 e 3, concluindo com o lixamento das mesmas. Estando as peças prontas, elas são coladas na placa PodoLux e em seguida levadas para a Podomix[®] onde serão coladas e moldadas ao pé do indivíduo (PRZYSIEZNY, 2006).

A palmilha termomoldada possui uma ação mecânica e postural importante. Ela aumenta a superfície de apoio plantar e diminui a pressão do peso do corpo em áreas isoladas dos pés. Distribui melhor as pressões. No pé com uma superfície de apoio reduzida, a palmilha termomoldada proporciona o aumento da superfície de apoio e contribui com o conforto e com o equilíbrio postural (PRZYSIEZNY, 2006).

2.5 AVALIAÇÃO SEGUNDO O PROTOCOLO CNT

O **Protocolo CNT** foi descrito inicialmente pelo professor Lisandro Antônio Ceci (2002) e engloba três aspectos que podem ser observados na avaliação inicial e na reavaliação pós-utilização das palmilhas posturais. São eles: 1) **comprimento dos membros superiores (C)**, 2) **nível das cristas ilíacas (N)**, 3) **teste dos polegares ascendentes ou teste de Bassani**.

O **C** se refere a avaliação do comprimento dos membros superiores. É realizada na posição ortostática, os membros superiores são aproximados na horizontal e na vertical com

os cotovelos estendidos e o punho e os dedos em posição neutra (CECI; SALGADO; PRZYSIEZNY, 2004; MORAES; PRZYSIEZNY, 2004; PRZYSIEZNY, 2006)

O **N** se refere à avaliação do nivelamento das cristas ilíacas e da espinha ilíaca ântero-superior (EIAS). É realizada na posição ortostática, verificando a diferença na altura das cristas ilíacas e das EIAS (CECI; SALGADO; PRZYSIEZNY, 2004; MORAES; PRZYSIEZNY, 2004; PRZYSIEZNY, 2006).

O **T** está relacionado ao teste dos Polegares, também conhecido como Teste de Bassani. É realizado em posição ortostática, o avaliador se posiciona atrás do avaliado, coloca delicadamente os seus polegares na pele do avaliado, iniciando na altura das espinhas ilíacas pósteras superiores. É solicitado ao avaliado que fixe um ponto de visual bem à frente e em seguida se curve, flexionando inicialmente a cabeça e posteriormente o tronco até tocar com as mãos os joelhos. O teste pode ser repetido em diferentes níveis da coluna vertebral (CECI; SALGADO; PRZYSIEZNY, 2004; MORAES; PRZYSIEZNY, 2004; PRZYSIEZNY, 2006).

3 METODOLOGIA

Na metodologia adotada é descrita o tipo do material utilizado, local e a amostragem, os fatores de inclusão e exclusão dos 20 indivíduos adultos de ambos os sexos selecionados e os métodos adotados.

3.1 TIPO DE ESTUDO

Estudo analítico prospectivo transversal não controlado.

3.2 LOCAL

As coletas foram realizadas no Laboratório de Marcha e Equilíbrio da Escola de Terapia Manual e Postural na cidade de Londrina no estado do Paraná, após a autorização e consentimento dos voluntários.

3.3 AMOSTRA

A amostra foi selecionada de forma aleatória (n=20). Composta por 20 indivíduos adultos de ambos os sexos, os quais 11 eram homens e 09 eram mulheres, com idade média de 26,65 anos, não praticantes de atividade física da cidade de Londrina no estado do Paraná.

Os **fatores de inclusão** foram: ausência de lesões músculo-esqueléticas recentes, cardiorespiratórias e/ou neurológicas, capazes de permanecer em postura ortostática sem apoio, cognitivo preservado, sedentário, apresentando disfunções podais (variáveis observadas no protocolo CNT) e capacidade de atender as orientações dadas durante as coletas.

Os **fatores de exclusão** foram: calcâneo valgo ou varo, rotações internas e externas da perna exacerbadas, alterações oclusais, alterações visuais, indivíduo sem alteração nas variáveis descritas no protocolo CNT, com seqüelas de lesões neurológicas, com disfunções

temporo mandibulares, disfunções vestibulares e déficits de atenção ou ainda as que não concordarem com o termo de consentimento.

Todos os voluntários selecionados para o estudo assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO A), aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do IP&D, UNIVAP contendo informações que os deixaram cientes do objetivo, dos procedimentos e riscos do estudo.

3.4 MATERIAIS

Foi utilizada uma **plataforma de força** do Sistema de Análise FootWork, composta por 2704 captadores capacitivos de 7,62 x 7,62 mm, que permite uma análise estabilométrica, da descarga de pressão e FRS em posição ereta estática ou dinâmica. Este equipamento é composto de um conversor A/D de 16 bits, e a frequência de amostragem de 250 Hz (FIGURA 8).



FIGURA 8 - BAROPODÔMETRO E ESTABILÔMETRO ELETRÔNICO

As peças, descritas como elementos e barras, foram confeccionadas pelo pesquisador. Nesta confecção foram utilizadas placas de um material conhecido como EVA (etil-venil-

acetato), comercializadas pela Podaly[®] Palmilhas do Brasil. Estas placas são denominadas comercialmente de PODODUR[®] 2 (2mm) e PODODUR[®] 3 (3 mm).

As **barras infracapitais** (BIC) foram confeccionadas na espessura de 2 mm utilizando-se as placas PODODUR[®] 2. Foram colocadas abaixo da cabeça dos metatarsos, no lado do membro superior mais longo de acordo com o PROTOCOLO CNT e tem como objetivo promover uma retropulsão corporal (FIGURA 9) (ANEXO B).

Os **elementos infracuboideanos** (EIC) são confeccionados na espessura de 3 mm utilizando-se as placas PODODUR[®] 3. Foram colocados abaixo do osso cubóide de acordo com o PROTOCOLO CNT e tem como objetivo promover uma inclinação lateral do corpo para o lado oposto (FIGURA 9).(ANEXO B).

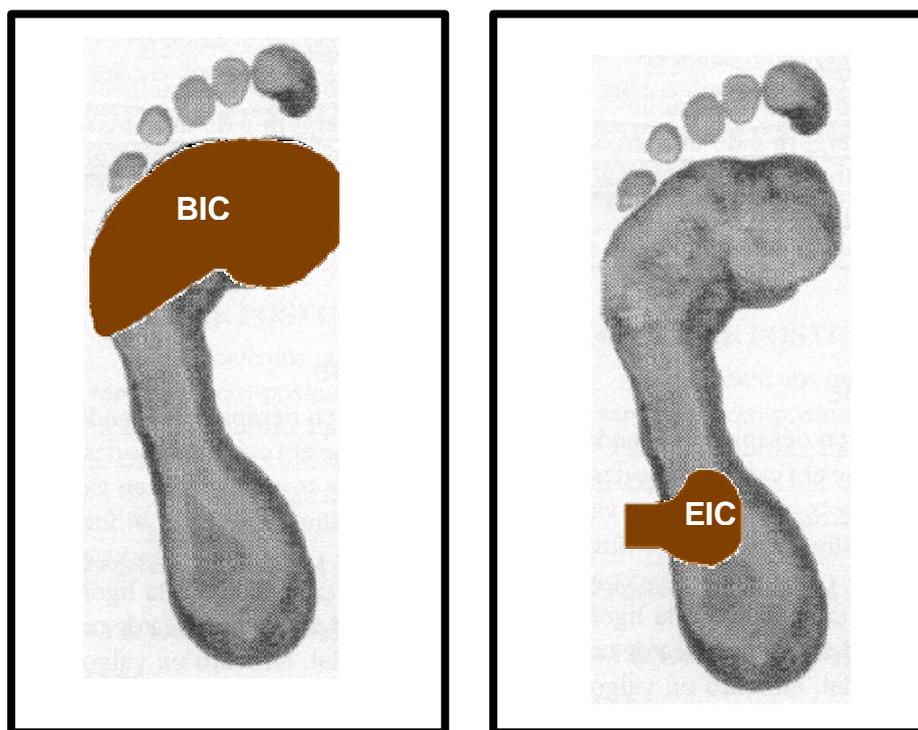


FIGURA 9 - BARRA INFRACAPITAL (BIC) E ELEMENTO INFRACUBOIDEANO (EIC)

3.5 MÉTODO

METODO 1

Foram realizados **dois exames** na postura ereta, estática, por um minuto, utilizando-se o **ESTABILÔMETRO**. Um exame pré-colocação de peças podais e outro pós-colocação das referidas peças (ROSE et al, 2002; FREITAS; PRADO; DUARTE, 2005).

METODO 2

Foi utilizado o método de **avaliação descrito como Protocolo CNT** (ANEXO B) citado por Ceci (2004) e Przysiezny (2006). Previamente os indivíduos foram selecionados segundo o protocolo CNT. As variáveis deste protocolo compreendem: a) Comprimento de membros superiores (FIGURA 10 e 11), b) Nivelamento das cristas ilíacas e da espinha ilíaca anterior superior (EIAS) (FIGURA 12), e c) Teste dos polegares ascendentes (descrito também como teste de Bassani) (FIGURA 13).

Este método foi utilizado para: a) selecionar os voluntários, b) para avaliar a correção das variáveis posturais (CNT).



FIGURA 10 - COMPRIMENTO DO MEMBRO SUPERIOR HORIZONTAL, VERTICAL



FIGURA 11 - COMPRIMENTO DO MEMBRO SUPERIOR / MEDIDAS NAS MÃOS.



FIGURA 12 - NIVELAMENTO DAS CRISTAS ILÍACAS E EIAS.

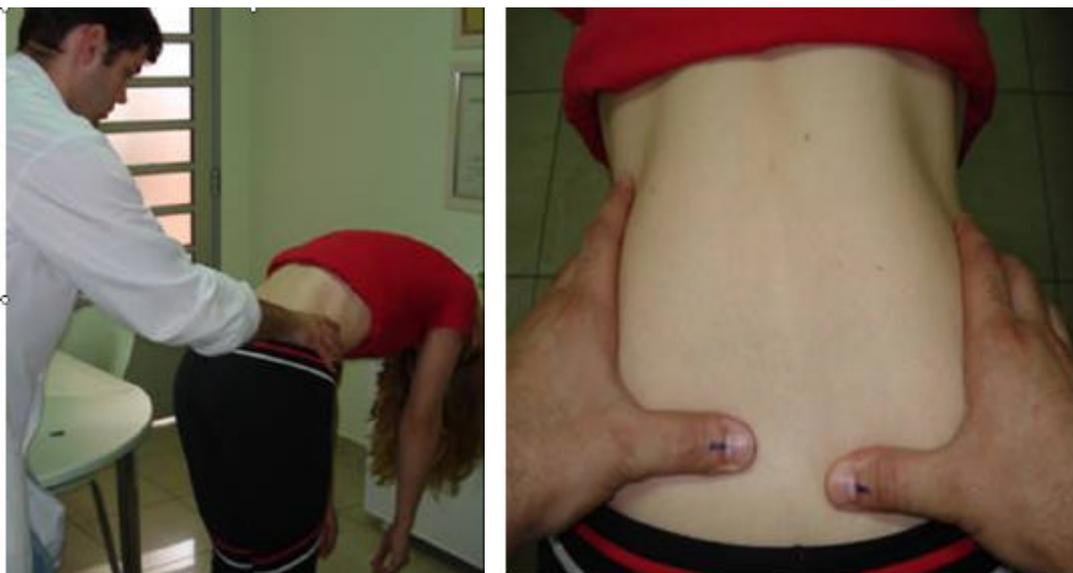


FIGURA 93 - TESTE DOS POLEGARES ASCENDENTES (TESTE DE BASSANI)

Corrigido os desequilíbrios do parâmetro do protocolo CNT, os indivíduos foram submetidos a um exame estabilométrico, onde os mesmos foram orientados a não utilizar calçado (FOTI *et al.*, 1992).

A duração da avaliação na postura ereta, estática, foi de um minuto. O sinal de cada análise foi de um minuto e intercaladas por um período de descanso de um minuto (ROSE *et al.*, 2002; FREITAS; PRADO; DUARTE, 2005).

Os indivíduos foram orientados a ficar em postura ereta; sendo que para disposição dos pés foi utilizado um calço atrás para bloquear os calcanhares, um calço em forma de cunha de 30° entre os pés e os calcanhares afastados por dois centímetros; com os pés descalços sobre a plataforma; braços alinhados ao longo do corpo; cabeça em posição neutra; com olhar em um ponto fixo na parede a um metro de distância (GAGEY; WEBER, 2000). Olhar em um ponto no espaço, representado por um alvo fixo e disposto na altura dos olhos.

Em seguida foi realizada a correção dos parâmetros do protocolo CNT com as barras e elementos podais na seguinte ordem: a) barra infracapital foi colocada embaixo da cabeça dos metatarsos no lado em que o hemitorço apresentava maior antepulsão; se não conseguida a correção dos parâmetros do CNT foi utilizado, b) o elemento infracubóide colocado abaixo do

osso cubóide, primeiramente do mesmo lado da antepulsão do hemicorpo e caso não ocorresse o equilíbrio do protocolo CNT era colocado um outro elemento infracubóide contralateral para equilibrar os parâmetros do protocolo CNT, conforme seqüência descrita por Przysiezny (2006).

Foram realizadas duas coletas estabilométricas, onde na primeira coleta o indivíduo encontrava-se sem as barras e elemento podal, e na segunda coleta o indivíduo encontrava-se com as barras e elementos podais.

3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS

A análise das variáveis coletadas foi realizada através da estatística descritiva e da estatística inferencial. A coleta, organização e descrição dos dados estão a cargo da estatística descritiva, enquanto a análise e interpretação dos dados ficam a cargo da estatística inferencial (BERQUÓ *et al.*, 1981; CRESPO, 1996).

A estatística descritiva foi realizada com a utilização do Software Excel 97 onde serão calculadas, as médias e desvio padrão dos dados antropométricos nas duas situações. O Software Microcal Origin 6.0 foi utilizado na estatística inferencial, para realizar a análise comparativa através do teste TStudent 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 a colocação dos elementos e barras podais.

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 considera-se x_c e y_c como as coordenadas do centróide e x_i e y_i como os deslocamentos em torno desse ponto.

6 RESULTADOS

Foram encontradas algumas diferenças estatisticamente significativas quando comparadas as variáveis P e Rd dos indivíduos antes da colocação das barras e elementos podais (AnE) e após a colocação das barras e elementos podais (ApE), para o baricentro dos pés direito (D) e esquerdo (E) e baricentro do corpo.

Os dados estatísticos significantes encontrados foram para AnE entre o pé direito e esquerdo na variável P com $p = 0,02524$ e para baricentro do pé E entre AnE e ApE e baricentro do corpo entre o AnE e o ApE na variável Rd com $p = 0,00957$ e $0,01913$ respectivamente.

6.1 ANÁLISE ESTATÍSTICA DE SIGNIFICÂNCIA T-STUDENT PAREADO

Através da análise estatística de significância T-Student Pareado ($p < 0.05$), foram comparados os valores obtidos das variáveis P e Rd, entre os baricentros dos pés D e E dos indivíduos AnE e ApE.

Para os indivíduos AnE, houve uma diferença da variável P, onde o pé D tem uma menor velocidade de oscilação postural que o pé E, onde foi encontrada diferença estatística entre pé D e E com $p = 0,02524$ (Gráfico 1). Na variável Rd, o pé D também teve um menor deslocamento que o pé E, sendo que na análise estatística não apresentou diferença, $p = 0,2931$ (Gráfico 2).

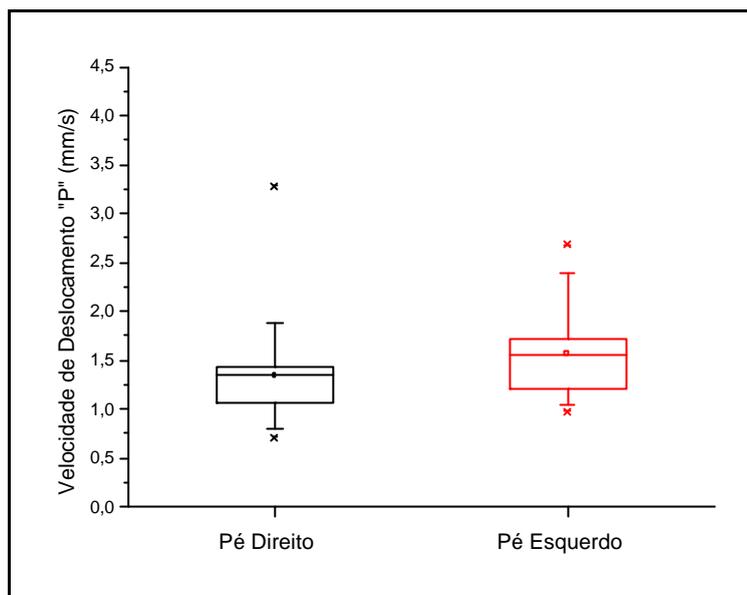


GRÁFICO 1 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE P DO PÉ D/E AnE.

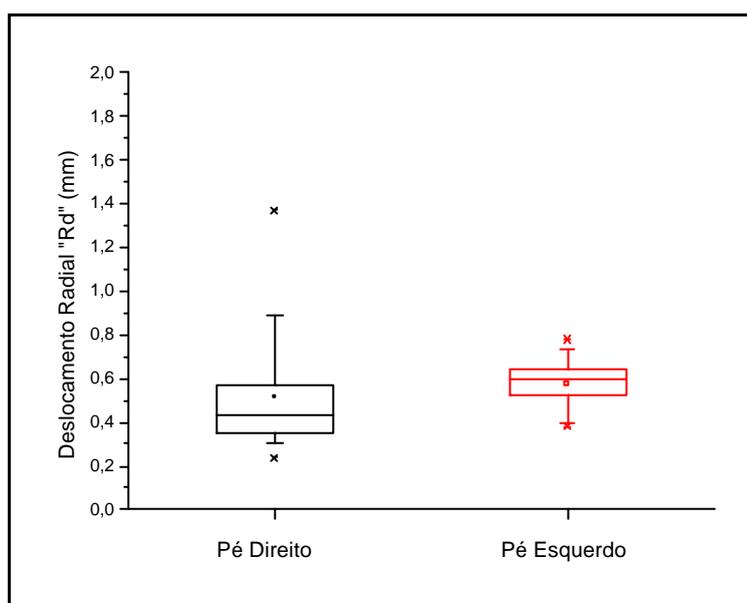


GRÁFICO 2 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE RD DO BARICENTRO DO PÉ D/E AnE.

Os parâmetros P e Rd dos pés D e E dos indivíduos ApE apresentaram uma aproximação dos seus valores, tanto na variável P como na variável Rd. Não se obteve uma diferença estatística significativa dos valores $p= 0,13427$ para variável P e $p= 0,66093$ para a variável Rd (Gráficos 3 e 4).

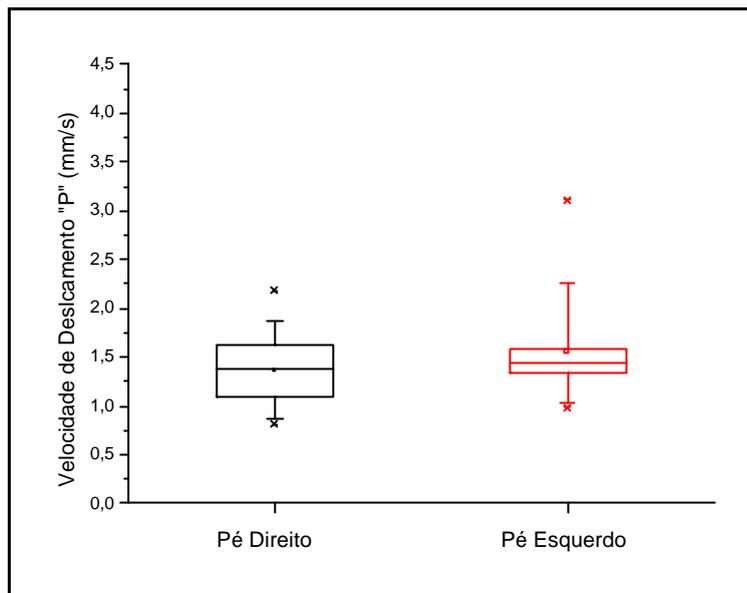


GRÁFICO 3 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE P DO BARICENTRO DO PÉ D/E ApE.

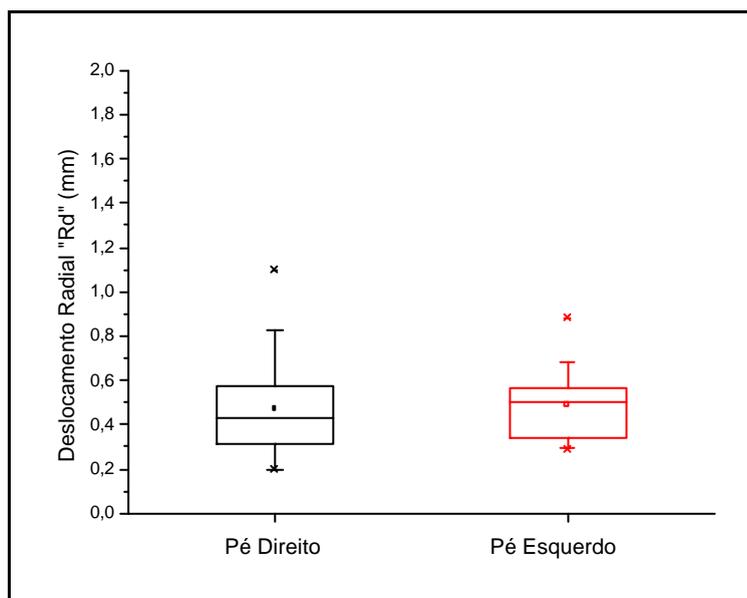


GRÁFICO 4 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE RD DO BARICENTRO DO PÉ D/E ApE

O teste T-Student Pareado entre os baricentros do pé D, pé E e do corpo dos indivíduos AnE e ApE, observou-se que o baricentro do pé D não teve uma grande mudança, já os baricentro do pé E e do corpo houve uma pequena redução da variável P. Os valores não apresentaram diferença estatística significativa para a variável P sendo p iguais à: 0,84009; 0,9367 e 0,52128 respectivamente (Gráficos 5, 6 e 7).

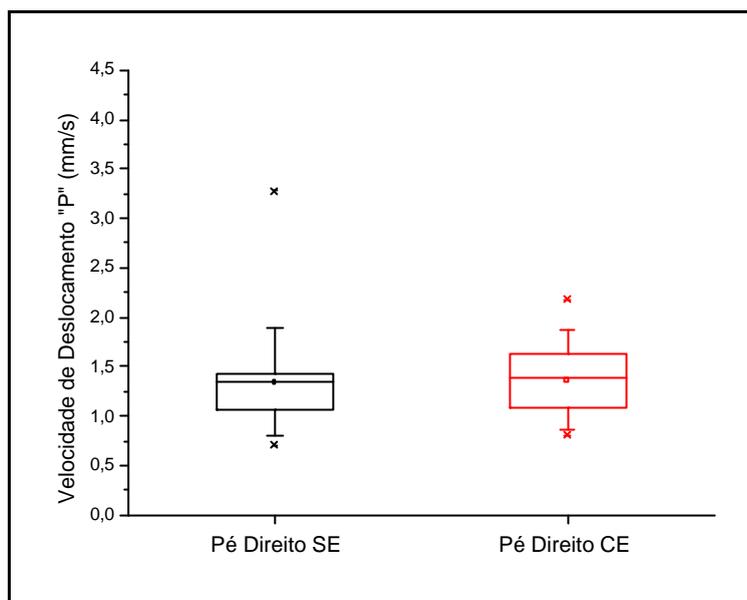


GRÁFICO 5 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE P DO BARICENTRO DO PÉ D AnE E ApE.

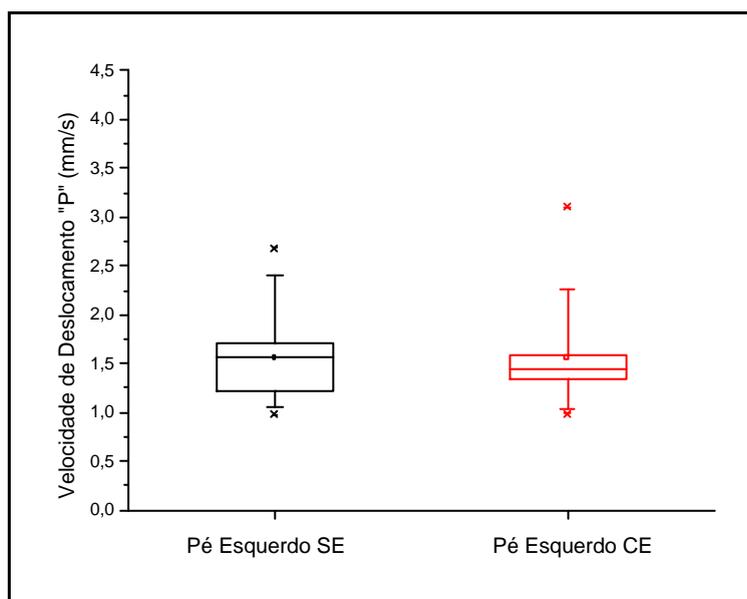


GRÁFICO 6 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE P DO BARICENTRO DO PÉ E AnE E ApE.

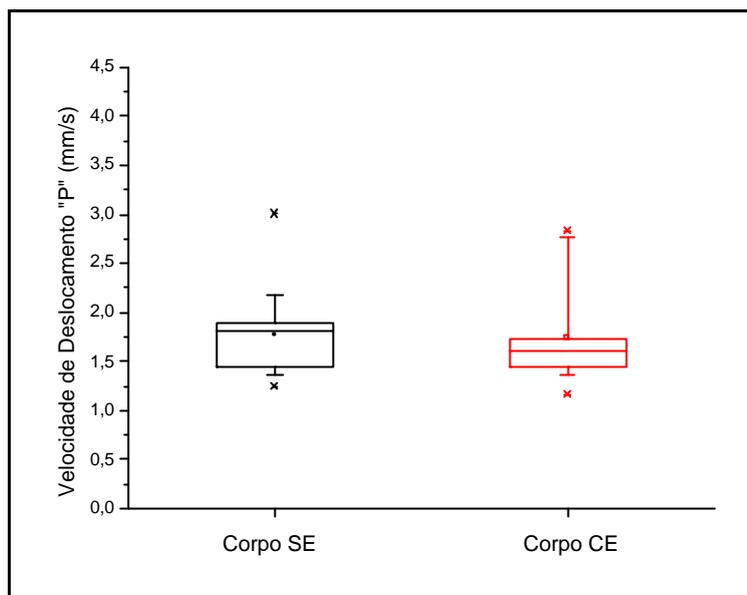


GRÁFICO 7 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE P DO BARICENTRO

Para a variável Rd do baricentro pé D AnE e ApE, verificou-se que houve uma diminuição do valor médio do Rd, mas não houve uma diferença estatística significativa sendo $p= 0,56882$ (Gráfico 8).

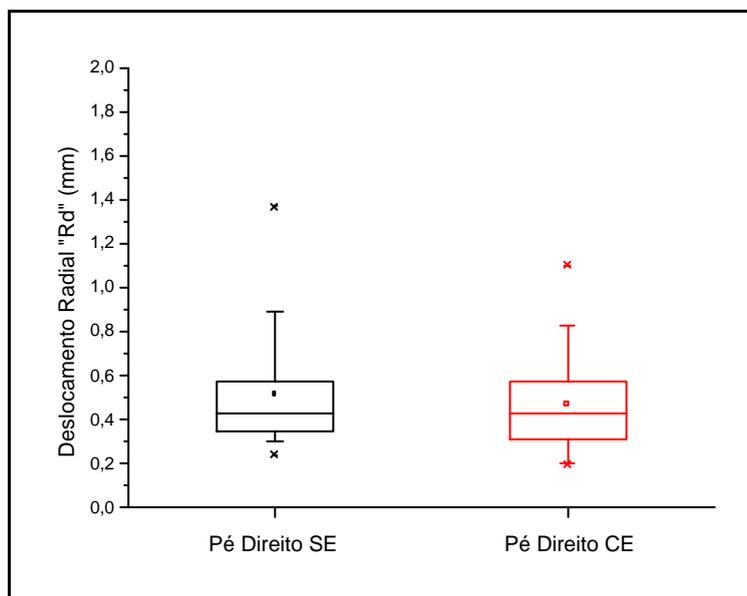


GRÁFICO 8 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE RD DO BARICENTRO DO PÉ D AnE E ApE.

A comparação entre o baricentro do pé E AnE e ApE e baricentro do corpo AnE e ApE obtiveram valores médios menores após a colocação dos elementos e ainda apresentaram diferença estatística com valores de p iguais à: 0,00957 e 0,01913 respectivamente (Gráficos 9 e 10) .

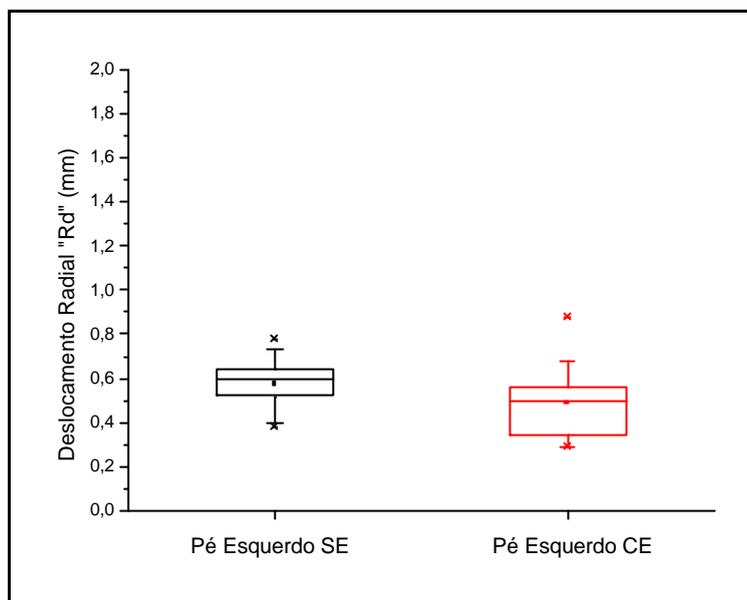


GRÁFICO 9 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE RD DO BARICENTRO DO PÉ E AnE E ApE.

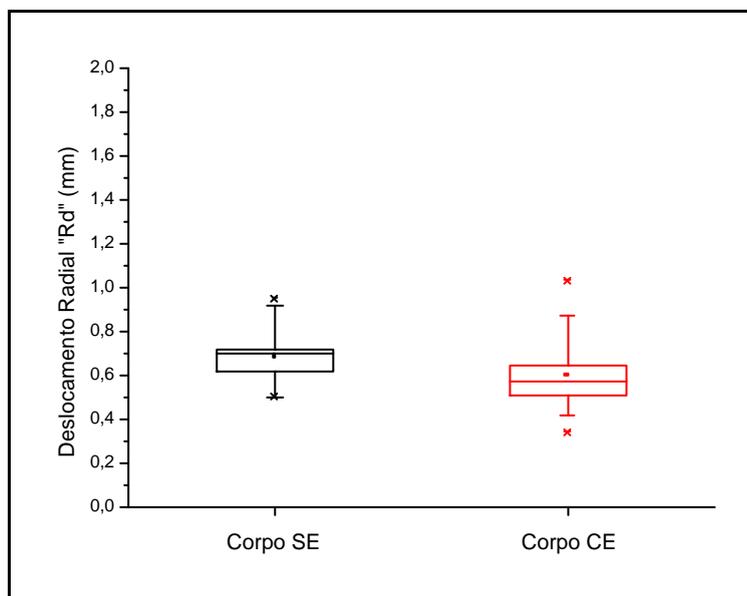


GRÁFICO 10 - VALORES MÉDIOS E DESVIO PADRÃO DE RD DO BARICENTRO DO CORPO AnE E ApE.

7 DISCUSSÃO

O estudo observou modificações posturais imediatas após a colocação das barras e elementos podais nos indivíduos analisados. Moraes e Przysiezny (2004) relataram que após a colocação dos elementos podais corretivos houve uma melhora no alinhamento postural dos desvios, segundo as variáveis descritas pelo Protocolo CNT.

Na comparação entre os pés D e E na variável P dos indivíduos AnE e ApE, constatou-se que sem as barras e os elementos podais existia uma diferença significativa nas variáveis de velocidade de deslocamento, ou seja, existia uma desigualdade no trabalho postural entre os lados D e E, e logo após a colocação das barras e dos elementos podais, essa diferença significativa deixou de existir, mostrando que houve um equilíbrio na velocidade de deslocamento entre os lados D e E (Gráfico 1 e 3).

As barras e elementos podais têm por objetivo, estimular os mecanorreceptores da pele e organizar o equilíbrio na posição estática (CECI, 2004). Bricot (1999) descreve que um pequeno relevo de tamanho entre 1 a 3 milímetros leva a modificações das cadeias posturais e as equilibra.

Os gráficos 2 e 4 mostram a variável Rd comparando os pés D e E, onde não verificou-se uma mudança significativa, mas verificou que ApE obteve uma média menor e ainda uma homogeneização entre as médias da distância percorrida que os indivíduos AnE, assim o uso das barras e elementos podais diminuem a distância percorrida durante o minuto analisado por cada pé, além de realizar um trabalho postural mais homogêneo.

Cecchini (2006) descreve que os indivíduos precisam reprogramar os seus sistemas de controle postural para adaptar-se a uma nova condição de mudanças e ainda manter o equilíbrio, quando existem modificações em umas das entradas sensoriais disponíveis.

Nas variáveis P dos baricentros dos pés D e E, e o baricentro do corpo, comparando os indivíduos AnE e ApE, não houveram diferenças estatísticas significativas, apenas mudanças

aparentemente visuais e clínicas, onde os valores médios da variável P, obtiveram uma pequena redução clínica ApE, mostrando assim que as informações podais recebidas das barras e elementos podem levar um melhor equilíbrio, gráfico 5, 6 e 7. Manfio (2005), descreve que a velocidade média fornece uma medida funcional do controle postural, mostrando ser uma variável mais sensível na detecção dos distúrbios do equilíbrio.

Estudos mostram que existe uma diferença significativa na velocidade do deslocamento entre atletas em momentos de repouso e após fadiga, observando que os atletas têm um valor médio superior após fadiga do que quando eles estão em repouso (CECCHINI, 2006).

Harkins et al. (2005) descreve que as oscilações posturais aumentam após exercícios fatigantes, quanto mais porcentagem da fadiga maior o aumento da oscilação.

Wilkins et al. (2004) não encontraram mudanças na velocidade do centro de pressão após um protocolo de bicicleta de 2 horas, indicando que a série de exercícios não produzia diminuição na estabilidade postural.

Os gráficos 8, 9 e 10 demonstram a média das variáveis Rd, onde verificou-se que houve uma diminuição da média nos baricentros do pé D e E e no baricentro do corpo quando comparado os indivíduos AnE e ApE. Observou-se que apenas o baricentro do pé D não obteve os valores de significância (Gráfico 8), nos gráficos 9 e 10 que indicam respectivamente o baricentro do pé E e baricentro do corpo, houve melhora significativa dos valores médios do deslocamento do centro de pressão. Mostrando então a influência após a colocação das barras e dos elementos podais, onde ocorre uma melhor estabilização postural no deslocamento radial do indivíduo durante o minuto analisado, por meio da avaliação com o protocolo CNT.

Estudos mostram que existe uma correlação entre as medidas do centro de pressão e a manutenção do equilíbrio, acreditando que uma amplitude reduzida dos movimentos

oscilatórios do corpo reflete um **bom equilíbrio**, e da mesma forma, indivíduos com deslocamentos amplos do centro de pressão apresentam um **déficit de equilíbrio**. A base deste conceito esta na idéia de que a redução de informações sensoriais contribui para a falta de controle postural (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

Modificações do tônus postural ocorrem quando é feita uma estimulação dos mecanorreceptores podais atuando no sistema postural fino, essas modificações são feitas com estimulação de regiões específicas na planta dos pés (GAGEY;WEBER 2000).

Os mecanorreceptores podais detectam variações de pressão na ordem de 300 miligramas e são ativados com uma deformação mínima de 5 microns, através de relevos de 1 a 3 milímetros (PRZYSIEZNY; PRZYSIEZNY, 2003; CECI, 2004). O sistema nervoso central recebe as informações relativas a posição do corpo com referências a posição vertical dos mecanorreceptores presente na planta dos pés (PERRIN, 2002).

O uso das barras e elementos podais tem por objetivo estimular a pele e organizar o equilíbrio na posição estática, sendo que a barra infracapital tem a função de regular a normotonicidade muscular, promovendo uma correção do indivíduo no plano sagital de retropulsão e o elemento infracubóide, tem sua função na atividade mecânica no cubóide favorecendo sua rotação externa e inibindo o músculo fibular longo, acarretando em reequilíbrio do indivíduo no plano frontal e nos desvios laterais (KAVOUDINOUDIAS, 1996; CECI, 2004).

Para um controle do reequilíbrio do indivíduo o uso das barras e elementos, fixadas em palmilhas, se faz necessário por um período mínimo de 45 dias até existir uma integração deste estímulo pelo sistema nervoso central (PRZYSIEZNY, 2006).

8 CONCLUSÃO

As barras e os elementos podais causaram alterações imediatas no exame estabilométrico. Estas alterações se traduziram na melhora do equilíbrio ortostático postural. As alterações do traçado estabilométrico demonstram a relação existente entre o uso das peças descritas como barra infra capital e elemento infra cuboide que foram colocadas abaixo da região plantar, no controle postural dos indivíduos avaliados.

Sugere-se um aumento do número de indivíduos que compõem a amostra.

REFERÊNCIAS

- AÑEZ, C.R.R. **A eletromiografia na análise da postura**. [Trabalho apresentado na Disciplina de Biomecânica Ocupacional no 2º Trimestre de 2000 (EPS-UFSC).]
- BANKOFF, A.D.P., et al. Estudos das alterações morfológicas do sistema esquelético decorrente do treinamento físico em atletas de levantamento de peso através de técnicas computadorizadas. In: CONGRESSO PANAMERICANO DE ANATOMIA, 9., 1990. **Anais ...**
- BANKOFF, A. D. P. **Postura corporal: fatores biológicos da postura ereta: causas e consequências**. Brasília: Ministério da Saúde: Ministério da Educação e do Desporto, 1996.
- BARCELLOS, C.; IMBIRIBA, L.A. Alterações posturais e do equilíbrio corporal na primeira posição em ponta do balé clássico. **Revista Paulista de Educação Física**, v.16, n.1, p. 43-52, jan./jun. 2002.
- BARELA, J. A. Estratégias de controle em movimentos complexos: Ciclo percepção-ação no controle postural. **Rev. Paulista de Educação Física**, São Paulo, sup. 3, p.79-88, 2000.
- BARIN, K.; SEITZ, CM.; WELLING, DB. Effect of head orientation on the diagnostic sensitivity of posturography in patients with compensated unilateral lesions. **Otolaryngol Head Neck Surg**. v.106, p. 355-362.1992.
- BARON, J.B. et al. Troubles vertigineux d'origine dentaire. **Rev. Oto-neuro-ophtal**. v.25, p.1-4, 1953.
- BASMAJIAN, J. V. **Electro-fisiologia de la acción muscular**. Buenos Aires Argentina: Editorial Médica Panamericana S.A., 1976.
- 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: EPU, 1981.
- BESSOU, M., et al. Le Pied, Organe de L'Équilibration. In: VILLENEUVE, P. (Coord.). **Pied equilibre & posture**. Paris: Éditions Frison-Roche, 1996. p. 21-32.
- BIENFAIT, M. **Fisiologia da Terapia Manual**. São Paulo: Summus, 1989.
- 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.
- BRICOT, B. **Posturologia**. São Paulo: Ícone 1999.
- BURBAUD, P., et al. **J. Neurol Neurosurg Psychiatry**, v.61, p.265-269, 1996.
- CAMPIGNION, P. **Aspectos biomecânicos, cadeias musculares e articulares, método GDS**. São Paulo: Summus, 1995.

CECI, L.A.; SALGADO, A.S.I.; PRZYSIEZNY, W.L.; Modificação das aferências sensitivas podais e sua influência na amplitude. **Rev. Fisio Magazine**, v.1, n.3, p.116-119, maio/jul., 2004.

CECCHINI, L.M.L. **Análise do equilíbrio postural estático após a indução de fadiga em atletas de atletismo**. 2006. 58 f. Dissertação (Mestrado em Ciências). Facultad de Medicina, Departamento de Ciências Morfológicas, aplicadas a Atividade Física e ao Esporte na Universidad de Córdoba, 2006.

CELSO, C. F.; MUNIZ, R.A. ; OLIVEIRA, L.F.; IMBIRIBA, L. A. ; GARCIA, M.A.C. ; MAGALHÃES, J. Limites de estabilidade ântero-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: USP, 1999.

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

DAGNONI, A.A., et al. Análise estabilométrica da relação entre os desvios posturais e as lesões em atletas. **Rev. Terapia Manual Fisioterapia Manipulativa**, v.2 p.22-25, jul./set./ 2003.

DOUGLAS, C.R. **Tratado de fisiologia aplicada à saúde**. 5. ed. São Paulo: Robe Editorial, 2002.

DUARTE, M., **Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática**, 2000. 252 f. Dissertação (Mestrado em Educação Física). Escola de Educação Física e Esporte Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.

DUARTE, M. Avaliação do equilíbrio em idosos: o uso da estabilometria para mensuração das mudanças posturais. In: **Avaliação funcional, física e psicossocial na velhice na velhice**. [mesa redonda]. Laboratório de Biofísica. Escola de Educação Física e Esporte. Universidade de São Paulo, 2002.

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

ENJALBERT, M., et al. Sensibilité Plantaire Et Équilibre. In.: VILLENEUVE, P. (Coord.). **Pied equilibre & posture**, Paris : Éditions Frison-Roche, 1996. p.43-59.

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

FOTI, T.; DERRICK, T.; HAMILL, J. Influence of footwear on weight-acceptance plantar pressure distribution during walking. In: **Biomechanics in sports**. Milan, Italy: Ermes, 1992, p.243-246.

FREITAS, S. M., PRADO, J. M., & DUARTE, M. (2005). The use of a safety harness does not affect body sway during quiet standing. **Clin Biomech** (Bristol, Avon), v.20,n.3, p.336-339.

FREYSS, G.; SEMONT, A.; VITTE, E. Dynamic 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. 292-295.

FRIEDMAN, J.J. O ouvido: aparelho vestibular. In: SELKURT, E.E. **Fisiologia**. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1986.

GAGEY, P.M. *et al.* **Huit leçons de posturologie**. 4. ed. Paris: l'Association Française de Posturologie, 1994.

GAGEY, P.M. La stabilométrie en podologie. In: VILLENEUVE, P. (Coord.). **Pied equilibre & posture**, Paris: Éditions Frison-Roche, 1996. p.69-75.

GAGEY, P.M ; WEBER, B. **Posturologia: regulação e distúrbios da posição ortostática**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2000.

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

GARDINER, D. **Manual de terapia por exercícios**. 2. ed. São Paulo: Santos, 1986.

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

GHEZ, C. Posture. In: KANDEL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSELL, T.M. (Eds). **Principles of neural science**. 3.ed. London: Prentice-Hall Internacional, 1991.

GOLDIE, P.A; BACH, T.M; EVANS, O.M. Force platform measures for evaluation postural control: reliability and validity. **Arch Phys Med Rehabil**. v.70, p. 510-517. 1989 July,.

HAMID, MA.; HUGHES, GB.; KINNEY, SE. Specificity and sensitivity of dynamic posturography: a retrospective analysis. **Acta Otolaryngol**. v.481, p.596-600, 1991.

HARKINS, M. et al. Effects of 2 ankle fatigue models on the duration of postural stability dysfunction. **Journal of Athletic Training**, v., n.3, p.191-196, 2005.

HORAK, F.B.; MacPHERSON, J.M. **Postural orientation and equilibrium**. In: ROWELL, L.B.; SHEPARD, J.T., eds. Handbook of physiology. New York, Oxford University Press, 1996.

HORAK FB. Clinical assessment of balance disorders. **Gait & Posture**. v.6, p.76-84.1997.

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

KAVOUNOUDIAAS, A.; ROLL, R.; ROLL J.P. **A sola plantar e um mapa dinamométrico para o controle do equilíbrio humano**. 1996. Disponível em: <<http://www.fisioterapiasalgado.com.br/artigos/visualiza.asp?id=278>>. Acesso em: 15 nov. 2006.

KENDALL, F.P. **Músculos provas e funções**. 4. ed. São Paulo: Manole, 1995.

LASLEY, D. J. ; HAMER, R. D. ; DISTER, R. ; COHN, T. E. postural stability and stereo-ambiguity in man-designed visual environments. **IEEE Transactions Biomedical Engineerirng**, v.38, p.808-813, 1991.

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.

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

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

MANFIO, E.F.; MUNIZ, A.M.S.; RABELLO, B.V. Relação entre equilíbrio estático e a força de reação do solo. In: XI CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA. **Anais**. Brasil, 2005.

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

MASSARA, G. Alterazione morfologiche dell etas evolutiva. **Chinesionoloia Scientifica**. v.4, n.4, p. 25-29, 1986.

MATTOS, H. M.; PRYZSIEZNY, W. L. Análise baropodométrica da influência podal na postura. **Rev. Terapia Manual Fisioterapia Manipulativa**, v.3, n.1, p.240-246, jul./set. 2004.

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.

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, p.51-55, 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.

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

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

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

NASHNER LM, PETERS JF. Dynamic posturography in diagnosis and management of dizziness and balance disorders. In: **Arenberg IK & Smith DB. Neurologic clinics: diagnosis neurotology**. Philadelphia: Saunder, 1990. p. 12-27.

NASHNER, L.M. Computadorized dynamic posturography: clinical applications. In: **Jacobson GP, Newman CW, Kartush JM. Handbook of balance function testing**. St. Louis, Mosby – Year Book, 1993, p.308-334.

NICHOLS, D.S. Balance retraining after stroke using force platform biofeedback. **Physical Therapy**, v.77, p.553-558 1997.

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, A.P.; OTOWICZ, I. Análise do apoio dos pés no chão e a sua correlação com as disfunções biomecânicas da articulação ílio-sacra. **Rev. Terapia Manual Fisioterapia Manipulativa**, v.2 p.122-127, janeiro-março 2004.

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

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.

PERRIN, P. et al. Judô, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control. **Gait and Posture**, p.15, 2002.

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.

PRZYSIEZNY, W.L.; FORMONTE, M.; PRZYSIEZNY, E.; Estudo do comportamento da distribuição plantar através da baropodometria em indivíduos sem queixas físicas. **Rev. Terapia Manual Fisioterapia Manipulativa**, v.2 p.28-32, julho-setembro 2003.

PRZYSIEZNY, W.L. **Podoposturologia**: reprogramação postural através de palmilhas: prescrição e confecção de palmilhas posturais. Londrina, set. 2003. Polígrafo.

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

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.

RAGNARSDÓTTIR, M. The concept of balance. **Physiotherapy**, v.82, n.6, p.368-375, 1996.

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(Supl II), p.33-35, 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.

SALGADO, N.J.M. **Estudo do controle postural em crianças com peso normal, sobrepeso e obesidade em posição ereta**. 2006 45f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) Universidade do Vale do Paraíba. São Jose dos Campos, 2006.

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., 1967. p.431-439.

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

TAVARES, P.; FURTADO, M.; SANTOS, F. **Fisiologia humana**. Rio de Janeiro: Atheneu, 1984.

TEREKHOV, Y. Stabilometry as a diagnostic tool in clinical medicine. **Can Med Assoc J**. 1976a Oct 9;115(7):631-3.

TEREKHOV, Y. Stabilometry and some aspects of its applications-a review. **Biomed Eng**. 1976b Jan;11(1):12-5.

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**. 1987 Mar; 27 (2):77-82.

URQUIZA, M. A., **Desenvolvimento de uma plataforma de força multiaxial para instrumentação médica**, 2005. 53f. Dissertação (Mestrado em Ciências). Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, 2005.

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)- Escola de Educação Física e Esporte, USP, São Paulo, p.4-5.

WILKINS, J.C. et al. Performance on the balance error scoring system decreases after fatigue. United States: **Journal of Athletic Training**, 39 (2): p.156-161, 2004.

WINTER, D.A.; **ABC of balance during standing and walking.** Waterloo Biomechanics, 1995.

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

VALENTE, M.M. **Análise baropodométrica em mulheres jovens antes durante e após a aplicação do protocolo de base do equilibrador neuromuscular.** 2006 75f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica). Universidade do Vale do Paraíba. São Jose dos Campos, 2006

VILLENEUVE, P. (Coord.). Le Traitements Posturopodiques. In.: _____ **Pied equilibre & posture.** Paris: Éditions Frison-Roche, 1996. p.175-187.

VOORHEES, RL. **The role of dynamic posturography in neurologic diagnosis.** Laryngoscope. 1989, 99: 995-1001.

ZATSIORSKY, V.M.; **Kinematic of human motion.** Champaign: Human Kinetics. 1998.

ANEXOS**ANEXO A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE**

Consentimento formal de participação no estudo intitulado:

“Análise da influência das barras e elementos podais na estabilometria”

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

Profa. Dra. Claudia Santos Oliveira
Orientadora

Rodolfo Biazzi Xavier Silva
Pesquisador

ANEXO B - Avaliação segundo o Protocolo CNT

O **C** se refere a avaliação do comprimento dos membros superiores. É realizada na posição ortostática, os membros superiores são aproximados na horizontal e na vertical com os cotovelos estendidos e o punho e os dedos em posição neutra (CECI; SALGADO; PRZYSIEZNY, 2004; MORAES; PRZYSIEZNY, 2004; PRZYSIEZNY, 2006)

O **N** se refere a avaliação do nivelamento das cristas ilíacas e da espinha ilíaca ântero-superior (EIAS). É realizada na posição ortostática, verificando a diferença na altura das cristas ilíacas e das EIAS (CECI; SALGADO; PRZYSIEZNY, 2004; MORAES; PRZYSIEZNY, 2004; PRZYSIEZNY, 2006).

O **T** está relacionado ao teste dos Polegares, também conhecido como Teste de Bassani. É realizado em posição ortostática, o avaliador se posiciona atrás do avaliado, coloca delicadamente os seus polegares na pele do avaliado, iniciando na altura das espinhas ilíacas pósterio superiores. É solicitado ao avaliado que fixe um ponto de visual bem à frente e em seguida se curve, flexionando inicialmente a cabeça e posteriormente o tronco até tocar com as mãos os joelhos. O teste pode ser repetido em diferentes níveis da coluna vertebral (CECI; SALGADO; PRZYSIEZNY, 2004; MORAES; PRZYSIEZNY, 2004; PRZYSIEZNY, 2006)

ANEXO C - Sequência 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.