

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO
MOVIMENTO HUMANO

CARACTERÍSTICAS E INTERRELAÇÃO DA SENSIBILIDADE
PLANTAR E DO EQUILÍBRIO DE ATLETAS E NÃO-ATLETAS

ALINE FAQUIN

FLORIANÓPOLIS, SC, BRASIL
2005

CARACTERÍSTICAS E INTERRELAÇÃO DA SENSIBILIDADE
PLANTAR E DO EQUILÍBRIO DE ATLETAS E NÃO-ATLETAS

Por

ALINE FAQUIN

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, do Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos – CEFID, da Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. SEBASTIÃO IBERES LOPES MELO
FLORIANÓPOLIS, SC, BRASIL
2005

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DESPORTOS - CEFID
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

A COMISSÃO EXAMINADORA, ABAIXO ASSINADA, APROVA A DISSERTAÇÃO:

CARACTERÍSTICAS E INTERRELAÇÃO DA SENSIBILIDADE
PLANTAR E DO EQUILÍBRIO DE ATLETAS E NÃO-ATLETAS

ELABORADA POR

ALINE FAQUIN

COMO REQUISITO PARCIAL PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS
DO MOVIMENTO HUMANO

COMISSÃO EXAMINADORA:

Prof.º Dr. Sebastião Iberes Lopes Melo (Orientador) - UDESC

Prof.º Dr. Luis Mochizuki – USP

Prof.º Dr. Antonio Renato Pereira Mouro - UFSC

Prof.ª Dra. Deyse Borges Machado - UDESC

Prof.º Dr. Aluisio Otávio Vargas Ávila - UDESC

Florianópolis, 2005.

Ao Professor Ms. Mário César de Andrade.

**Para mim, a inspiração e o exemplo de
pesquisador, mestre, professor
e principalmente generosidade.**

AGRACEDIMENTOS

À minha família pelo apoio incondicional.

Aos Programas CAPES e CNPQ pelo incentivo à pesquisa e pela Bolsa de Mestrado.

Ao Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos e a Universidade do Estado de Santa Catarina, onde sempre encontrei apoio.

Ao Meu Orientador, Prof. Dr. Sebastião Iberes Lopes Melo, pela escolha, pro confiar em meu trabalho e estar presente e apoiar-me em todos os momentos.

A todos vocês meus amigos: porque seus braços sempre estiveram abertos em todos os momentos que precisei, seus sorrisos sempre presentes, pela enorme paciência, pelo carinho explícito, pelas risadas, pelos churrascos, jantas, pizzas, almoços, por confiarem em mim, por todas as críticas, opiniões, correções, elogios, por terem aberto mão do seu tempo. Em fim, porque doaram um pouco de si, para que muito de mim crescesse. Com certeza há um pouco de cada um de vocês aqui, em cada página deste trabalho, e muito de vocês em meu coração. Meu amor e eterna gratidão a todos:

Prof. Dr. Sebastião Iberes Lopes Melo

Prof. Dr. Hélio Roesler

Prof. Ms. Mário César de Andrade

Prof. Dr. Luis Mochizucki

Prof. Dr. Deyse Borges Machado

Prof. Dr. Aluísio Otávio Vargas Ávila

Prof. Ms. Micheline Henrique Araújo

À minha família do Laboratório de Biomecânica Aquática (Prof. Hélio, Suzana, Luciana, Alessandro, Gustavo, Marcel, Leonardo, Cristiano, Luciano, Caroline, Taisa).

A todos os amigos do Laboratório de Biomecânica (Maura, Anelise, Gesilane, Günther, Daniel, Andresa, Jansen, Adriane, Juliana).

A todos do Laboratório de Biomecânica da USP e Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio.

Aos meus irmãos Flademir Gress e Roberta Gatti.

Aos meus gatos garotos Roger e Rodrigo, e minhas gatas gatoras Robertinha, Roberta D. e Amanda.

A todos os amigos do CEFID/UDESC (Inês, Tais, Dona Lina, Renildo, Paulão, Luciano, Nivaldo, Solange, Marlene, Sr. Somer, Paulinho, Paulo, Seu Casimiro, Seu Fidelis, todo o pessoal da segurança).

E a todos os amigos da Educação Física e Fisioterapia que encontrei ao longo destes 6 anos.

SUMÁRIO

RESUMO.....	8
ABSTRACT	9
LISTA DE FIGURAS.....	10
LISTA DE TABELAS	12
LISTA DE ANEXOS	14
LISTA DE QUADROS.....	15
LISTA DE ABREVIATURAS	16
I INTRODUÇÃO	17
1.1 PROBLEMA.....	17
1.2 JUSTIFICATIVA	19
1.3 OBJETIVOS	20
1.3.1 Objetivo Geral.....	20
1.3.2 Objetivos Específicos.....	20
1.4 DEFINIÇÃO DE TERMOS.....	21
II REFERENCIAL TEÓRICO.....	22
2.1 CONTROLE POSTURAL.....	22
2.2 ANÁLISE DO EQUILÍBRIO.....	28
2.2.1 Controle postural, aferências sensoriais e análise estabilométrica.....	30
2.3 SISTEMA SOMATOSSENSORIAL E SUA RELAÇÃO COM O CONTROLE POSTURAL	34
2.3.1 Avaliação da Sensibilidade Plantar.....	36
2.3.2 Relação entre sensibilidade plantar e equilíbrio	40
2.4 ADAPTAÇÕES AO TREINAMENTO ESPECÍFICO	43

2.4.1 Adaptações Neurais ao treinamento específico.....	44
2.4.2 Controle postural em atletas.....	47
III MATERIAL E MÉTODO	50
3.1 CARACTERÍSTICA DA PESQUISA.....	50
3.2 CARACTERÍSTICAS DOS SUJEITOS	50
3.3 INSTRUMENTOS DE MEDIDAS.....	52
3.3.1 Plataforma de força extensométrica.....	52
3.3.2 Monofilamentos Semmes-Weinstein®.....	53
3.4 VARIÁVEIS DE ESTUDO	56
3.4.1 Definições conceituais e operacionais das variáveis.....	56
3.4.2 Controle das variáveis.....	58
3.5 PROCEDIMENTOS DE COLETA DE DADOS.....	59
3.6 PROCESSAMENTO DE DADOS.....	60
3.7 TRATAMENTO ESTATÍSTICO	61
3.8 LIMITAÇÕES DO ESTUDO.....	62
IV - APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	63
4.1 SENSIBILIDADE PLANTAR DE ATLETAS E NÃO-ATLETAS.....	63
4.1.1 Caracterização dos limiares de sensibilidade plantar.....	64
4.1.2 Comparação entre os grupos.....	66
4.1.3 Comparação entre regiões nos grupos.....	67
4.2 VARIÁVEIS DO CENTRO DE PRESSÃO (COP) NOS DIFERENTES GRUPOS E EM DIFERENTES CONDIÇÕES.....	72
4.2.1 Caracterização das variáveis do Centro de Pressão nos diferentes grupos.....	72
4.2.2 Comparação das variáveis do COP entre os grupos.....	84
4.3 COMPARAÇÃO DAS VARIÁVEIS DO CENTRO DE PRESSÃO NOS GRUPOS	101
4.3.1 Comparações na posição bipodal.....	101
4.3.2 Comparações na posição unipodal.....	104
4.4 ASSOCIAÇÃO ENTE SENSIBILIDADE PLANTAR E VARIÁVEIS DO COP	114
4.4.1 Correlação entre valores medianos de sensibilidade e variáveis de equilíbrio	115
4.4.2 Correlação entre a sensibilidade das diferentes áreas do pé e variáveis do COP	119
V - CONCLUSÕES E SUGESTÕES	130
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	132
ANEXOS.....	145

RESUMO

Título: Características e interrelação da sensibilidade plantar e do equilíbrio de atletas e não-atletas.

Autora: Aline Faquin

Orientador: Prof. Dr. Sebastião Iberes Lopes Melo

Este estudo descritivo exploratório *objetivou* analisar as características e a relação entre a sensibilidade plantar e o equilíbrio na postura em pé de atletas cuja prática da modalidade é descalço, atletas cuja prática é com calçado e indivíduos não-atletas, nas condições com e sem informação visual e com e sem calçado. Participaram do estudo 71 atletas de ambos os sexos, com idade entre 15 e 35 anos, das modalidades de judô, ginástica olímpica, voleibol, futebol e 27 indivíduos não-atletas na mesma faixa etária. Os *instrumentos* foram: monofilamentos *Semmes-Weinstein®* e plataforma de força extensométrica AMTI® modelo OR6-5. Adotou-se os seguintes *procedimentos de coleta*: a) na avaliação da sensibilidade cada filamento foi aplicado nas regiões de calcâneo, médio pé medial, I e V metatarso e hálux. O nível de sensibilidade foi determinado pelo filamento com o menor diâmetro sentido pelo sujeito, ao responder 6 tentativas positivas, de um total de 10; b) os sujeitos foram orientados verbalmente a permanecer sobre a plataforma de força, com os pés ligeiramente afastados e os braços ao longo do corpo o mais imóvel possível, nas posições bipodal e unipodal, com calçado e sem calçado, olhos abertos e olhos fechados. A frequência de amostragem foi de 50Hz com tempo de aquisição de 30s (bipodal) e 20s (unipodal). Utilizou-se estatística descritiva (média, desvio-padrão, mediana e coeficiente de variação), inferencial (Anova $3 \times 2 \times 2$) e não-paramétrica (Teste da mediana de *Kruskall-Wallis*, teste U de *Mann-Whitney* e Correlação de *Spearman*) a $p < 0,05$. Obteve-se os seguintes *resultados*: Os níveis de sensibilidade estiveram entre 4.31 e 3.61, sendo o pior na região do calcâneo e o melhor na região do médio (3.61), para todos os grupos. Os atletas da prática com calçado tiveram os maiores valores para todas as variáveis do Centro de Pressão, tanto na posição bipodal quanto unipodal. Na posição bipodal todas as variáveis do Centro de Pressão foram semelhantes para os três grupos. Na posição unipodal as variáveis, com exceção do RMS, sofreram efeito da retirada da informação visual, com o maior acréscimo observado para a área de deslocamento do COP (326,8%). Para as posturas bipodal e unipodal considerado a mediana de toda a planta do pé foi possível constatar baixa correlação entre a sensibilidade plantar e variáveis de equilíbrio. Concluiu-se que exceto para a região do calcâneo, pior nos atletas da prática com calçado, nas demais áreas parece que a prática de modalidades com ou sem calçado não influencia na sensibilidade plantar. Para posição bipodal o fato de praticar modalidades com uso ou não de calçado, e ser ou não atletas parece não influenciar as variáveis. Os atletas que treinam e competem utilizando calçado (modalidade de voleibol e futebol) foram mais dependentes da informação visual que os atletas de ginástica olímpica e judô e indivíduos não atletas.

Palavras-chave: atletas, sensibilidade, equilíbrio.

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DESPORTOS – CEFID
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO
Dissertação de Mestrado em Ciências do Movimento Humano
Florianópolis, SC, fevereiro de 2005.

ABSTRACT

Title: Characteristics and intercorrelation of the plantar sensitivity static balance of athletes and non-athletes.

Author: Aline Faquin

Adviser: Prof. Dr. Sebastião Iberes Lopes Melo

The main goal of this exploratory descriptive study was evaluate the characteristics and the relationship among the sensibility of the plantar surface and the static balance in athletes and non-athletes. Participated 71 athletes of both genders, age varying between 15 and 35 years, from the judo, olympic gymnastics, volleyball, soccer and 27 non-athletes. The evaluation of sensibility was performed with *Semmes-Weinstein*® monofilaments and the AMTI, model OR6-5 force plate was used to verify COP sway. Data collection was composed by: a) to sensibility evaluation each filament was applied in calcaneal region, middle foot, first and fifth metatarsal heads and halux. The sensibility threshold was determined by the filament with the smaller diameter felt by the individual; b) the individual was oriented to stand on the force plate, with the feet lightly distant and the arms along side the body, in the bipodal and unipodal position, with footwear and without footwear, with and without visual information. The sampling frequency was of 50Hz and time of acquisition of 30s (bipodal) and 20s (unipodal). Descriptive statistics (mean, standard-deviation, mediana and variation coefficient), inferencial (Anova 3x2x2) and non-parametric (Kruskall-Wallis' test, U of Mann-Whitney's test and Correlation of Spearman) were used as statistical procedures. Results: The sensibility thresholds were between 4.31 and 3.61. The region with the worst and the best sensibility threshold were respectively the calcaneal region and the middle foot, for all the groups. The athletes of the practice with footwear had the largest values for the variables of the Center of Pressure, in the bipodal and unipodal position. There was no statistic difference between the groups for the variables of the Center of Pressure in the bipodal position. In the unipodal position the variables, except RMS, suffered effect of the visual information, with the largest increment observed for the area of displacement of COP (326,8%). To bipodal and unipodal position were possible to verify low correlation among the plantar sensibility and static balance. Conclusion: except for the calcaneal region, the other areas there were no significant difference between the groups. The athletes that compete with footwear (volleyball and soccer) were more dependents of the visual information that the athletes of olympic gymnastics and judo and non-athletes.

Key-words: athletes, plantar sensibility, static balance, biomechanics.

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DESPORTOS – CEFID
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO
Master Dissertation on Human Movement Sciences - Biomechanics
Florianópolis, SC, February, 2005.

LISTA DE TABELAS

TABELA 1:	Características descritivas dos grupos em estudo.....	51
TABELA 2:	Comparação da sensibilidade de cinco regiões plantares entre os grupos de atletas cuja prática é com calçado (calçado), atletas cuja prática é descalço (descalço) e não-atletas.....	66
TABELA 3:	Resultados da comparação dos níveis de sensibilidade entre as diferentes regiões do pé nos diferentes grupos.....	68
TABELA 4:	Valores Médios e respectivos índices de variabilidade de variáveis do COP dos diferentes grupos para posição bipodal, nas condições olhos abertos e olhos fechados, com e sem calçado.....	73
TABELA 5:	Valores Médios e respectivos índices de variabilidade de variáveis do COP dos diferentes grupos para posição unipodal, nas condições olhos abertos e olhos fechados, com e sem calçado.....	80
TABELA 6:	Comparação entre-grupos na posição bipodal para as variáveis máximo, média e área do COP nas direções antero-posterior e latero-lateral, considerando os fatores visão e pés e suas interações.....	85
TABELA 7:	Comparação entre-grupos na posição bipodal para as variáveis RMS e velocidade do COP nas direções antero-posterior e latero-lateral, considerando os fatores visão e pés e suas interações.....	86
TABELA 8:	Comparação entre-grupos na posição unipodal para as variáveis máximo, média e área do COP nas direções antero-posterior e latero-lateral, considerando os fatores visão e pés e suas interações.....	92
TABELA 9:	Comparação entre-grupos na posição unipodal para as variáveis RMS e velocidade do COP nas direções antero-posterior e latero-lateral, considerando os fatores visão e pés e suas interações.....	93
TABELA 10:	Comparação das variáveis do COP na diferentes situações testadas (olhos	

	aberto e fechados, pés calçados e descalços) para posição bipodal e direção antero-posterior.....	102
TABELA 11:	Comparação das variáveis do COP na diferentes situações testadas (olhos aberto e fechados, pés calçados e descalços) para posição bipodal e direção latero-lateral.....	103
TABELA 12:	Comparação das variáveis do COP na diferentes situações testadas (olhos aberto e fechados, pés calçados e descalços) para posição unipodal e direção antero-posterior.	104
TABELA 13:	Comparação das variáveis do COP na diferentes situações testadas (olhos aberto e fechados, pés calçados e descalços) para posição unipodal e latero-lateral.....	105
TABELA 14:	Correlação entre os valores de sensibilidade da superfície plantar como um todo e variáveis do COP relacionadas ao equilíbrio na posição bipodal para as direções antero-posterior e médio-lateral nos grupos em estudo.....	116
TABELA 15:	Correlação entre os valores de sensibilidade da superfície plantar como um todo e variáveis do COP relacionadas ao equilíbrio na posição unipodal para as direções antero-posterior e médio-lateral nos grupos em estudo.....	118
TABELA 16:	Correlação entre a sensibilidade plantar de diferentes regiões da planta do pé e variáveis do COP relacionadas ao equilíbrio, para o grupo de atletas que treinam descalço, para as posições bipodal e unipodal.....	120
TABELA 17:	Correlação entre a sensibilidade plantar de diferentes regiões da planta do pé e variáveis do COP relacionadas ao equilíbrio, para o grupo de atletas que treinam calçado, nas posições bipodal e unipodal, respectivamente.....	124
TABELA 18:	Correlação entre a sensibilidade plantar de diferentes regiões da planta do pé e variáveis do COP relacionadas ao equilíbrio, para o grupo de não-atletas, na posição bipodal e unipodal respectivamente.....	127

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1:	Fatores relacionados ao controle postural.....	24
FIGURA 2:	Modelo representativo do pêndulo invertido representado por um sujeito oscilando para frente e para trás sobre a articulação do tornozelo.....	26
FIGURA 3:	A) Ilustração da plataforma de força AMTI OR6-5; B) ilustração da sua disposição interna; C) vista superior de suas medidas.....	53
FIGURA 4:	Ilustração do monofilamento.....	54
FIGURA 5:	Nível de sensibilidade plantar das diferentes regiões nos grupos.....	62
FIGURA 6:	Comparação da Sensibilidade da região do calcâneo entre os diferentes grupos (prática descalço, prática com calçado e não-atletas).....	65
FIGURA 7:	Sensibilidade nas diferentes regiões plantares, no grupo de atletas que praticam a modalidade com calçado.....	67
FIGURA 8:	Sensibilidade nas diferentes regiões plantares, no grupo de atletas que praticam a modalidade descalços.....	68
FIGURA 9:	Sensibilidade nas diferentes regiões plantares, no grupo de não-atletas.....	69
FIGURA 10:	Comparação do máximo de deslocamento do COP nas direções antero-posterior (Max.X) e latero-lateral (Max. Y) entre os grupos de atletas da prática descalço, atletas da prática com calçado e não-atletas.....	95
FIGURA 11:	Comparação da média de deslocamento do COP nas direções antero-posterior (Média X) e latero-lateral (Média Y) entre os grupos de atletas da prática descalço, atletas da prática com calçado e não-atletas.....	96
FIGURA 12:	Comparação da área de deslocamento do COP nas direções antero-posterior (Max.X) e latero-lateral (Max. Y) entre os grupos de atletas da prática descalço, atletas da prática com calçado e não-atletas.....	97
FIGURA 13:	Máximo deslocamento do COP antero-posterior e latero-lateral,	

	respectivamente.....	103
FIGURA 14:	Média de deslocamento do COP Antero-posterior e latero-lateral, respectivamente.....	105
FIGURA 15:	RMS do COP antero-posterior e latero-lateral, respectivamente.....	106
FIGURA 16:	Velocidade do COP antero-posterior e latero-lateral, respectivamente.....	108
FIGURA 17:	Área de deslocamento do COP	109

LISTA DE ANEXOS

ANEXO I:	Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade do Estado de Santa Catarina.....	145
ANEXO II:	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	146
ANEXO III:	Ficha de identificação do sujeito.....	149
ANEXO IV:	Ficha para avaliação da sensibilidade.....	150
ANEXO V:	Rotinas do Matlab para cálculo das variáveis do COP.....	151
ANEXO VI:	Estudo Piloto.....	153

LISTA DE QUADRO

QUADRO 1:	Limiar de sensibilidade cutânea estabelecido no kit de monofilamentos North Coast.....	55
-----------	--	----

LISTA DE ABREVIATURAS

CM – Centro de Massa

COG – Centro de Gravidade

COP - Centro de Pressão

MAX. X - Máximo deslocamento do COP na direção antero-posterior

MAX Y: - Máximo deslocamento do COP na direção latero-lateral

MEDIA X - Média de deslocamento do COP na direção antero-posterior

MEDIA Y - Média de deslocamento do COP na direção latero-lateral

RMS X - Desvio quadrático médio do COP na direção antero-posterior

RMS Y - Desvio quadrático médio do COP na direção latero-lateral

VEL. X - Velocidade média de deslocamento do COP na direção antero-posterior

VEL. Y - Velocidade média de deslocamento do COP na direção latero-lateral

I INTRODUÇÃO

1.1 PROBLEMA

Nas mais variadas atividades do cotidiano, desde a postura em pé à marcha, a necessidade de controle postural está presente, sendo necessárias constantes informações vindas do sistema visual, vestibular e somatossensorial para o controle da postura e manutenção do equilíbrio.

Visto a variedade de informações vindas dos sistemas sensoriais, associados a estratégias de movimento que envolvem o sistema musculoesquelético, alguns autores como Perrin *et al.* (1998); Perrin *et al.* (2002); Balter *et al.* (2004); Mouzat, Dabonneville e Bertrand (2004) acreditam que as respostas ao controle postural podem ser diferenciadas entre os sujeitos e ainda passíveis de treinamento. Salientando que a aprendizagem e experiência, bem como o treinamento de cada um dos sistemas sensoriais (visual, vestibular e somatossensorial) podem contribuir para o controle postural.

Neste contexto, acredita-se também que diferentes situações que exigem controle da postura possam modificar as estratégias e utilização predominante de um sistema de aferência sensorial, sobre outro. Diante do exposto pode se questionar se atletas que treinam modalidades esportivas, como a ginástica olímpica ou o judô, devido às exigências específicas da prática destas modalidades exibem um controle postural diferenciado. Mensure *et al.* (1995); Perrin *et al.*

(1998), acreditam que a prática de esportes produz adaptações ou desenvolvimento de consciência de estratégias posturais, nos quais os esportistas desenvolvem um sincronismo entre os segmentos do corpo, quando comparado com sujeitos não atletas. Assim como Jeandel e Vuillemin (2000) acreditam que treinos específicos baseados em exercícios de equilíbrio poderiam otimizar o controle postural em situações extremas, através da redução do tempo de reação, pelo desenvolvimento de atitudes para substituir um sistema sensorial por outro ou ainda o reforço pelo uso preferencial de um tipo de informação sensorial em particular. Portanto, mais uma vez torna-se questionável se na aprendizagem de habilidades motoras, seriam observadas diferenças de controle postural para estes atletas, em relação a atletas de outras modalidades e sujeitos não-atletas. Nesta temática foram realizados estudos como os de Roux, Gentil e Schieppatti (2002) que identificaram diferenças significativas nas características do mecanismo de controle postural de ginastas em relação à não ginastas, indicando que sujeitos treinados desenvolvem um complexo programa motor através do treinamento prático. Similarmente, Perrin *et al.* (1998) comparando atletas de judô e karatê com não-atletas identificaram nos atletas melhor adaptação postural, o que segundo eles poderia refletir no fato dos atletas adotarem reações mais apropriadas para a tarefa, baseados nas aferências adquiridas no treinamento do esporte e ainda devido ao uso dos inputs sensoriais.

No que se refere o papel das aferências sensoriais para o controle postural, há pesquisas que abordam outras populações como a de Van Deursen e Simoneau (1999) analisando a sensibilidade plantar de pacientes diabéticos; Kimmeskamp *et al.* (2001) verificando equilíbrio e sensibilidade em adultos; Speers, Kuo e Horak (2002) investigando contribuições dos sistemas sensoriais no controle postural de idosos. Não obstante, todas constataram que os sujeitos com maior sensibilidade do pé apresentavam menores amplitudes de deslocamento do centro de pressão, confirmando a importância dos inputs sensoriais para a manutenção do equilíbrio. Da mesma forma, Perrin *et al.* (2002) estudando atletas de judô encontraram que os mesmos detinham melhor controle do equilíbrio em relação a indivíduos não atletas, acreditando serem decorrentes de adaptações sensório-motoras específicas advindas das exigências do esporte, que privilegiaram aferências somatossensoriais transferidas ao controle postural.

Considerando que algumas modalidades específicas, como a ginástica olímpica e judô caracterizam-se como movimentos precisos, exigem do atleta bom domínio do controle postural e um treinamento sem o uso de calçado, estando a superfície plantar constantemente em contato

com o solo, também se pode investigar se estas condições teriam relação com o controle postural dos atletas.

Diante do quadro apresentado, questiona-se:

Quais as características e interrelações da sensibilidade plantar e do equilíbrio de atletas e não-atletas?

1.2 JUSTIFICATIVA

Devido às cargas de treinamento e as características específicas da modalidade em prática, geralmente o atleta é exposto a atividades motoras diferenciadas de sujeitos não-atletas. Mas apesar deste diferencial em relação ao atleta, pouco se discute à respeito das possíveis modificações dos padrões motores e alterações decorrentes das exigências específicas do treinamento.

No que tange ao treinamento específico, equilíbrio e sensibilidade em atletas há lacunas nos estudos realizados, principalmente pelo fato que em sua grande maioria as variáveis referentes à sensibilidade não são controladas. Da mesma forma, embora já se tenha procurado caracterizar o controle postural para diferentes populações, como crianças (FERDJALLAHA *et al.* 2002), idosos (JEANDEL e VUILLEMIN, 2000), idosos em comparação a jovens (SPEERS, KUO e HORAK, 2002); sujeitos neuropatas (VAN DEURSEN e SIMONEAU, 1999), tornando-se crescente as investigações nesta área, nota-se ainda, uma carência de estudos relacionados a atletas e principalmente que associem equilíbrio e sensibilidade da região plantar. Adiciona-se a este fato, que os estudos que tem buscado realizar esta associação, em sua grande maioria, induzem alterações no nível de sensibilidade, com o uso de gelo (NURSE e NIGG, 2001; EILS *et al.* 2002) ou diferentes frequências de vibração (HÄMÄMLÄINEN *et al.* 1992; KAVOUNOUDIAS, ROLL e ROLL, 2001; TJERNSTRÖM *et al.* 2002) em regiões da planta do pé, ou ainda sugerido que possam estar relacionados a sensibilidade somatossensorial (PERRIN, *et al.*, 1998; MAGNUSSON e KARBERG, 2003; MEYER, ODDSSON e DE LUCA, 2004) mas não analisando a sensibilidade da plantar dos sujeitos.

Portanto, acredita-se que estabelecer e comparar características do controle postural de atletas e não-atletas, bem com dos seus níveis de sensibilidade plantar e verificar a associação entre estas duas variáveis seja relevante, para compreender o papel do sistema somatossensorial na manutenção do equilíbrio, e se os estímulos específicos do esporte podem influenciar a

sensibilidade da região plantar ou induzir uma condição específica ou diferentes estratégias do controle postural.

Além disso, nas interpretações e inferências sobre o controle e ajustes posturais, podem oferecer subsídios para estabelecer técnicas de treinamento mais aprimorados, voltando-se mais uma vez para o máximo rendimento possível do atleta, visto que a habilidade para manutenção do controle postural configura como um dos fatores que tem relevância na performance de atletas, principalmente em modalidades esportivas que exigem melhor controle postural. Acrescenta-se a visão de Ávila *et al.* (2002), para os quais estas análises biomecânicas podem estabelecer mecanismos de correção, visando o rendimento esportivo das modalidades que requerem equilíbrio, além de melhorar a técnica esportiva.

Dentro deste contexto, Perrin *et al.* (2002) também atentam para o fato que ao estabelecer as estratégias de controle postural dos atletas pode-se ter subsídios para incorporar técnicas no programa de reabilitação para atletas com lesões, ou indivíduos não atletas que apresentam instabilidades, como neuropatas ou doentes de Parkinson.

Assim, a quantificação e a associação de diferentes respostas dos sistemas sensoriais na manutenção do equilíbrio pode se tornar um progresso em programas de treinamento esportivo e até mesmo de reabilitação e eficácia de tratamentos.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo Geral:

Analisar as características e a relação entre a sensibilidade plantar e o equilíbrio de atletas cuja prática da modalidade é descalço, atletas cuja prática é com calçado e indivíduos não-atletas, nas condições com e sem informação visual e com e sem calçado.

1.3.2 Objetivos Específicos:

- Verificar e comparar a sensibilidade plantar entre atletas de prática descalço, atletas de prática com calçado e não-atletas, e comparar os níveis de sensibilidade entre as diferentes regiões da superfície plantar.
- Caracterizar e comparar variáveis do Centro de Pressão relacionadas ao equilíbrio entre atletas cuja prática é descalço, atletas com prática utilizando calçado e não atletas, nas condições: com e sem informação visual e com calçado e descalço durante o teste.
- Comparar as variáveis do Centro de Pressão relacionadas ao equilíbrio nos grupos, considerando os fatores informação visual e uso ou não de calçado durante o teste.
- Verificar a associação entre a sensibilidade plantar e variáveis relacionadas ao equilíbrio.

1.4 DEFINIÇÃO DE TERMOS

Equilíbrio: O equilíbrio é definido por Duarte (2001) e Ferjallaha *et al.* (2002) como a habilidade de manter e controlar a projeção do centro de gravidade do corpo dentro dos limites da base de suporte, para prevenir quedas e completar movimentos desejados, com o menor gasto energético.

Controle Postural: definido como o controle do arranjo dos segmentos corporais, baseado em informações sensoriais de diferentes fontes, usando informações do sistema visual, vestibular e somatossensorial. Este conjunto de informações sensoriais cria um quadro de referências para que o sistema nervoso utilize a melhor estratégia para manter o equilíbrio (MOCHIZUKI, 2001).

Centro de Pressão (COP): definido como o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte (DUARTE, 2001). O deslocamento representa o somatório coletivo do sistema de controle postural e a força da gravidade, derivada dos dados das forças de reação do solo e dos respectivos momentos (MOCHIZUKI, ÁVILA E AMADIO, 1999).

II REFERENCIAL TEÓRICO

Neste capítulo são abordados alguns dos tópicos considerados relevantes ao tema da pesquisa, no intuito de fundamentar teoricamente os questionamentos do estudo e auxiliar à discussão dos resultados. No primeiro momento aborda-se conceitos sobre o controle postural, e sua forma de análise e avaliação, seguindo da relação entre controle postural, aferências sensoriais e estabilometria. Em um segundo momento enfoca-se o sistema somatossensorial, em especial a sensibilidade plantar, e avaliação da sensibilidade. Finalizando com questões norteadas à especificidade do treinamento de atletas, onde constam resenhas de estudos realizados com atletas, para melhor direcionamento do referencial teórico.

2.1 Controle Postural

Nas mais variadas atividades do cotidiano, desde a postura parada em pé até a marcha, a necessidade de equilíbrio está presente. Como o corpo não é estaticamente estável um sistema de controle é requerido para estabilizá-lo. Segundo Karlsson e Frykberg (2000) este sistema é chamado de sistema de controle postural. Perrin *et al.* (1998) e Ferdjallaha *et al.* (2002), contextualizam que o controle postural é uma parte integral de todas as habilidades motoras,

sendo uma performance motora representante do comportamento das estratégias desenvolvidas para manter o equilíbrio.

Para que este sistema postural funcione eficientemente é necessária a informação sensorial aferente vinda dos sistemas vestibular, visual e somatossensorial. Além das informações sensoriais, Jeandel e Vuillemin (2000), Kimmeskmap *et al.* (2001) destacam a necessidade da interação de múltiplas estruturas neurológicas, periféricas e centrais e de estratégias motrizes para que todas as funções do sistema sensorial sejam cumpridas.

Neste contexto as aferências sensoriais têm extrema importância para o controle postural. Maisson (1998) destaca que a representação da postural do corpo bem como da sua orientação com respeito ao mundo externo é baseada nesta cadeia proprioceptiva multiarticulada que vai dos olhos aos pés, os quais operam na presença do peso corporal. Porém, Kavounoudias, Roll e Roll (2001) esclarecem que embora o sistema postural seja um mecanismo integrado, isto não implica que uma contribuição relativa de todas as modalidades sensoriais deva ser equivalente. Sugerindo que o feedback tátil e proprioceptivo pode estar diferentemente envolvido no controle postural humano, de acordo com o corpo ou ambiente.

Além das e identificaram que idosos fisicamente ativos realizaram significativamente melhor teste de equilíbrio em relação a sujeitos idosos inativos, tendo significativamente melhor equilíbrio informações sensoriais, existe o papel dos músculos em resposta as perturbações do equilíbrio. Slobounov e Newell (1994) acreditam que fatores como a idade, força e habilidade provavelmente contribuem para o nível de oscilações posturais sobre uma variedade de tarefas. Assim como Bulbulian e Hargan (2000) que analisaram o efeito da atividade física sobre o controle postural estático e dinâmico que o grupo inativo. Sobre o mesmo discutiram Jeandel e Vuillemin (2000) ao destacarem que treinos específicos baseados em exercícios de equilíbrio poderiam otimizar o controle postural em situações extremas pela redução do tempo de reação, pelo desenvolvimento de atitudes para substituir um sistema sensorial por outro ou ainda o reforço pelo uso preferencial de um tipo de informação sensorial em particular, o que permite uma melhor resolução de conflitos intersensoriais.

O controle postural é, portanto, um mecanismo de extrema complexidade e dificuldade de avaliação. Um conjunto múltiplo de informações, também de extrema complexidade organizacional confere informações a este sistema. O esquema apresentado na Figura 1 e proposto por Horak (1997) exemplifica e deixa claro esta complexidade. Horak (1997) destaca

ainda que as estratégias posturais selecionadas variam dependendo da magnitude da perturbação, das condições de suporte postural inicial e de experiências anteriores.

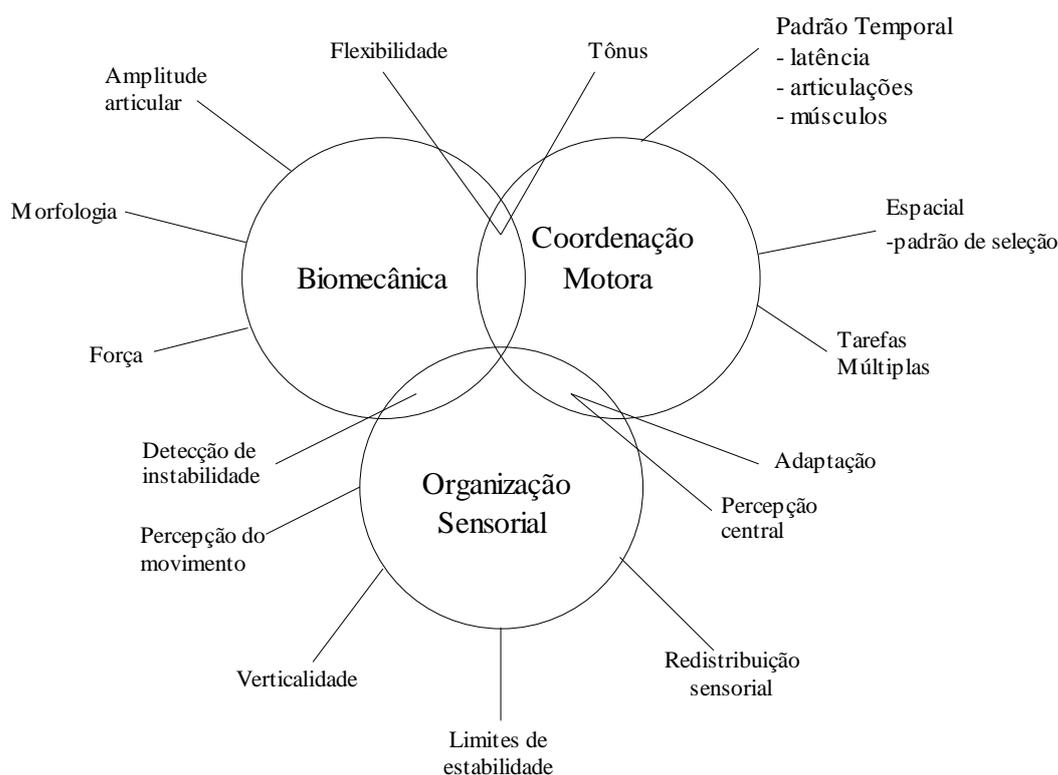


Figura 1: Fatores relacionados ao controle postural (Fonte: Horak, 1997 p.79).

Assim sendo, as funções do controle postural devem ser consideradas no contexto e objetivos de tarefas específicas incluindo o controle do centro de massa do corpo dentro dos limites da base de suporte, manutenção do tronco na vertical, estabilidade de cabeça e dos membros, bem como efetivos e eficientes movimentos do corpo no espaço e dos membros em um corpo estável (HORAK, 1997).

Uma destas funções do controle postural é a manutenção do equilíbrio e da estabilidade. O equilíbrio, para Winter (1995), é um termo genérico descrevendo a dinâmica da postura corporal para prevenir quedas. Ele está relacionado às forças inerciais agindo sobre o corpo e as

características inerciais dos segmentos corporais. Duarte (2001) e Ferjallaha *et al.* (2002) completam tal definição ao estabelecer equilíbrio como a habilidade de manter e controlar a projeção do centro de gravidade do corpo dentro dos limites da base de suporte, para prevenir quedas e completar movimentos desejados, com o menor gasto energético e representado geralmente pela trajetória do Centro de Massa.

Portanto, no controle postural duas variáveis estão relacionadas o Centro de Massa e o Centro de Pressão. O Centro de Massa é definido como o ponto equivalente da massa total do corpo em um sistema de referência global e é a representação média do Centro de Massa de cada segmento do corpo no espaço. Winter (1995) apresenta esta variável como uma variável passiva controlada pelo sistema de controle do equilíbrio. A projeção vertical do Centro de Massa ao solo é chamada de Centro de Gravidade. A outra variável em questão é o Centro de Pressão (COP) e é o ponto de localização do vetor da força vertical de reação do solo. Ele representa uma média de todas as pressões sobre a superfície da área em contato com o solo. Sendo totalmente independente do Centro de Massa. Alguns estudos tratavam o Centro de Gravidade (COG) como Centro de Pressão (COP) e vice-versa, mais tais variáveis são diferenciadas.

Para melhor compreender a relação entre estas variáveis e com o intuito de descrever movimentos complexos de forma simplificada, para os mecanismos de controle postural são determinados modelos biomecânicos. O modelo simples assume o corpo como um pêndulo simples, cujos momentos musculares são resumidos à articulação do tornozelo (Figura 2). No conceito de Winter (1995) o modelo do pêndulo invertido pode ser usado para explorar como o Sistema Nervoso Central controla o equilíbrio.

Este modelo do pêndulo invertido (Figura 2) explicado por Winter (1990) também demonstra a diferença entre estas variáveis COG e COP. Winter (1995); Duarte e Zatsiorsky (2002) sugerem que durante o apoio em pé o corpo comporta-se como um pêndulo inverso pivoteando sobre o tornozelo, caso onde as flutuações do COP são sincronizadas com aquelas do COG e aumentam em um fator constate.

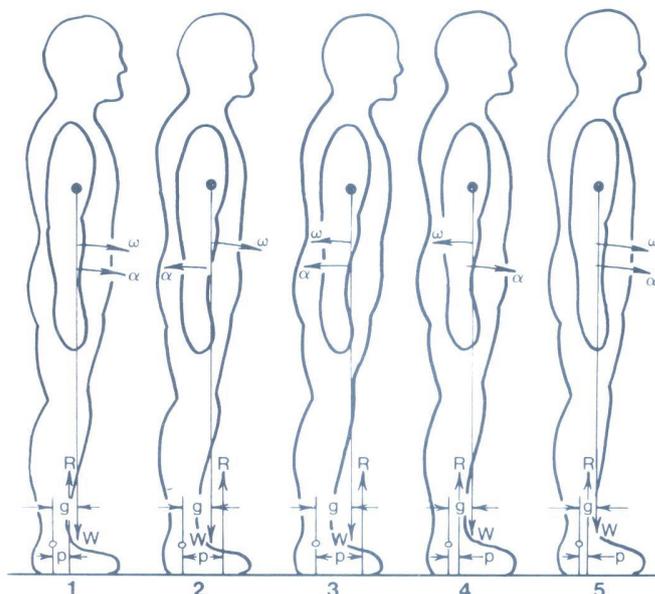


Figura 2: Modelo representativo do pêndulo invertido representado por um sujeito oscilando para frente e para trás sobre a articulação do tornozelo. Onde w =velocidade angular, R = força de reação vertical; W =peso corporal; g =distância do centro de gravidade ao eixo; p =distância do centro de pressão; a =aceleração (Fonte: Winter, 1990. p.94).

A Figura 2 representa um sujeito oscilando para frente e para trás estando em uma postura ereta. Cada número abaixo das figuras representa uma situação de mudança ao longo do tempo. No tempo 1 o COG está à frente do COP, e a velocidade angular (w) é assumida como no sentido horário. O Peso corporal (W) é igual e oposto a força de reação vertical (R) e este paralelograma de forças agem a uma distância g e p respectivamente da articulação do tornozelo. Assim, assumindo que o corpo é um pêndulo invertido, pivoteando sobre a articulação do tornozelo, o momento no sentido anti-horário (Rp) e o momento no sentido horário (Wg) estarão agindo. Se o momento horário (Wg) for maior que anti-horário (Rp) o corpo irá experimentar uma aceleração angular (a) no sentido horário. Para corrigir esta oscilação anterior, o sujeito irá aumentar seu COP, desta forma, no tempo 2 o COP estará anterior ao COG. Nesta seqüência de condições, apresentadas na Figura 2, que os momentos sobre a articulação do tornozelo podem regular o COG do corpo. Sendo aparente, ainda que uma taxa dinâmica do COP deve ser maior do que do COG, ou seja, o COP estará movendo-se continuamente anteriormente e posteriormente com respeito ao COG (WINTER, 1995).

Este modelo assume portanto que os plantiflexores e dorsiflexores do tornozelo, controlando o momento livre na articulação do tornozelo, podem regular o COG do corpo,

descrita como a estratégia do tornozelo. Segundo Winter (1995) quando os músculos do tornozelo são incapazes de responder aos deslocamentos do corpo, há uma estratégia alternativa, chamada de estratégia do quadril. Citando que os estudos anteriores assumiam que nas oscilações latero-laterais o controle neuromuscular era um mecanismo de carga e descarga no quadril, enquanto na direção antero-posterior o controle era independente e realizado pelo tornozelo.

Contudo, quanto ao aspecto das estratégias de quadril e tornozelo Winter (1995) destaca que na direção antero-posterior ambas as estratégias podem ser descritas. A estratégia do tornozelo aplica-se em apoio quieto, parado e durante pequenas perturbações e prediz que os plantiflexores e dorsiflexores do tornozelo agem sozinhos para controlar o pendulo invertido. Em situações de maiores perturbações ou quando os músculos do tornozelo não podem agir, a estratégia do quadril poderia responder, fletindo o quadril, e portanto, movendo o Centro de Massa posteriormente ou estendendo o quadril o movendo o Centro de Massa anteriormente.

Todavia, no que se refere essa colocação Ferdjallaha *et al.* (2002) ao analisarem o controle postural de crianças concluíram que os sinais do COP demonstraram sofrer relativa influência da protração e retração do membro, rotação do corpo, inversão e eversão do tornozelo, e as sinergias de plantiflexão e dorsiflexão do tornozelo na manutenção do controle postural. Acreditando que o controle postural pode ser atribuído a coordenação do quadril (protração e retração), controle do tornozelo e atividade intrínseca dos músculos do pé.

Zatsiorsky e Duarte (1999) apresentaram por sua vez, que o sistema de controle do equilíbrio incluiria dois subsistemas: um primeiro determinando o ponto de referência com respeito ao qual o equilíbrio do corpo é mantido e um segundo com a função de manutenção do equilíbrio sobre o ponto de referência pré-selecionado, estes subsistemas são denominados de conservador e operador respectivamente. Tal sistema de controle hierárquico foi proposto por Lestienne e Gurfinkel (1988) *apud* Zatsiorsky e Duarte (1999). Contudo, em seguida Duarte (2001) discutiu que a posição de referência, na qual acreditava-se que o equilíbrio era mantido, flutua, sugerindo então que os modelos biomecânicos desenvolvidos para explicar o controle postural estariam incorretos, visto que o controle da posição não é corrigido com base em uma mesma referência, como se acreditava pelos sistemas conservador e operador.

Diante disto, acredita-se assim como Duarte (2001) que muito ainda tem-se a conhecer sobre o controle postural humano, e talvez os modelos baseados atualmente não satisfaçam todas as condições para explicar o mecanismo de controle da postura humana.

2.2 ANÁLISE DO EQUILÍBRIO

Quando se está parado, na postura em pé é impossível ficar sem movimento, sempre há pequenos deslocamentos ou como também chamadas oscilações do corpo. A estabilometria ou estabilografia é a medida e registro destas oscilações do corpo humano, e auxiliam a compreender o controle postural e as diferentes estratégias de manter o equilíbrio, sendo uma das técnicas de avaliação do equilíbrio. Esta análise permite quantificar as oscilações ântero-posteriores e laterais do corpo em postura ortostática, quando o indivíduo permanece sobre plataformas de força. As forças e momentos de força mensurados, resultantes da interação do apoio do indivíduo sobre a placa de força permitem a determinação da localização do centro de pressão (COP) e sua evolução temporal, bem como quantificar os deslocamentos do COP (MOCHIZUKI, ÁVILA E AMADIO, 1999).

O COP é a variável mais comum na análise do equilíbrio, já anteriormente definido como ponto de aplicação da força vertical resultante agindo sobre a superfície de suporte (DUARTE, 2001). Esta variável é uma mensuração indireta da oscilação postural, que inclui componentes dinâmicos devido à aceleração do corpo.

Como já foi destacado o COP difere do centro de massa, o qual mensura a localização da massa de todos os segmentos corporais no espaço. Contudo, pelo modelo do pêndulo invertido em condição de apoio estático, os deslocamentos do COP e a sua variabilidade podem ser muitas vezes usados para representar a estabilidade postural. Desta forma, a fim de compreender e estudar os mecanismos de equilíbrio, alguns estudos (HASAN *et al.* 1996; BENVENUTI *et al.* 1999; ZATSIORSKY; DUARTE, 1999; ÖNELL, 2000; FERDJALLAHA *et al.*, 2002; MEYER, ODSSON e DE LUCA, 2004; RAYMARKERS, SAMSON e VERHAAR; 2005) vem utilizando a posturografia e/ou análise do centro de pressão ou estabilograma para análise do equilíbrio. Dentre os parâmetros avaliados tem-se desvio-padrão do COP, desvio-padrão e amplitude total em cada direção, área, medidas da frequência de oscilação (CHERNG, LEE e SU, 2003), frequência média e mediana, quantidade de frequências por banda, velocidade de deslocamento, deslocamentos máximos e médios. A trajetória de deslocamento do COP, sua amplitude, velocidade, área de oscilação, assim como as medidas de variabilidade como o desvio padrão e o

desvio quadrático médio (RMS) da amplitude do COP têm sido usados em estudos clínicos e experimentais para mensurar o equilíbrio. Para Raymarkers, Samson e Verhaar (2005) todos estes parâmetros descrevem algum aspecto do complicado padrão de movimento denominado de oscilação postural.

Contudo, acredita-se, assim como Raymarkers, Samson, Verhaar (2005) que apesar de vários trabalhos serem discutidos na literatura, não foi decidido quais destes parâmetros provem a mais efetiva informação do controle do equilíbrio, como por exemplo, na discriminação entre risco de queda, e quais destas variáveis respondem mais as mudanças na situação em que o indivíduo é requisitado para manter o equilíbrio.

Yagi (1989, a,b) citam como parâmetros significativos para predizer diferenças entre idades a área da elipse, a velocidade do COP e os deslocamentos máximos em antero-posterior e látero-lateral. Destacando, a área da elipse como um bom parâmetro preditor de diferenças entre grupos com dificuldades de equilíbrio, sendo utilizada com sucesso para classificar os sujeitos em normais, com diminuição vestibular e alterações ao nível do sistema nervoso central. São concordantes a Yagi (1989, a,b) também Hasan *et al.* (1996) ao acreditarem que a área da elipse uma variável confiante para quantificar a estabilidade postural, visto não haverem diferenças entre as medições de área do COP e área do Centro de Gravidade.

De acordo com Karlsson e Fryberg (2000), entre as variáveis do COP a velocidade média antero-posterior foi aquela com melhor correlação com testes de equilíbrio clínicos. Ferdjallaha *et al.* (2002) citam a área de oscilação e os máximos deslocamentos do COP com parâmetros efetivos para monitorar as oscilações posturais. Para Cornilleau-Pérès *et al.* (2004) a velocidade e o RMS são comumente usadas como variáveis de análise, e a velocidade é a medida mais acurada para avaliar a contribuição da visão no controle postural, enquanto o RMS dá uma medida da amplitude.

Dentro deste contexto, é importante destacar as colocações de Van Deurse e Simoneau (1999) que apontam as trajetórias do COP como um indicativo de oscilação postural e estabilidade. Contudo, os autores destacam que o acréscimo de oscilações posturais não pode ser conduzido como uma situação específica ou relacionada com o aumento do risco de quedas.

Concordam com tais colocações, Caron *et al.* (2000) ao acreditarem que a variável Centro de Pressão é insuficiente para avaliar a performance do controle postural estático. Para Laughton, *et al.* (2003), por exemplo, não houve diferenças no máximo deslocamento do COP entre idosos

que caíram e não caíram, o que demonstra que o COP não deve ser usado como preditor de quedas ou desequilíbrio.

Portanto, deve-se levar em consideração tais colocações, para que não sejam realizadas interpretações errôneas quanto aos resultados da estabilometria. Contudo, acredita-se que estas análises das técnicas de estabilidade de apoio podem fornecer indicadores das características do controle e regulação do movimento e de equilíbrio. Na visão de Ávila *et al.* (2002) estas análises podem estabelecer mecanismos de correção, visando o rendimento esportivo das modalidades que requerem equilíbrio, além de melhorar a técnica esportiva. Perrin *et al.* (2002) vão mais além quando atentam para o fato que, ao estabelecer as estratégias de equilíbrio dos atletas, pode-se ter subsídios para aprimorar e incorporar técnicas no programa de reabilitação para atletas com lesões, ou indivíduos não-atletas, mas que apresentam instabilidades. Por fim, controlando variáveis e estabelecendo associações entre estas, é possível também investigar o papel de cada sistema sensorial envolvido na manutenção do equilíbrio.

2.2.1 Controle postural, aferências sensoriais e análise estabilométrica

Como já destacado, para manutenção do controle postural são necessárias as atividades integradas dos sistemas visual, vestibular e sensorial, cada qual com suas funções e peculiaridades. Ferdjallaha *et al.* (2002), destacam que o controle da estabilidade postural envolve um sistema de mecanismos neuromusculares intrinsecamente associados de alto grau de complexidade, o qual é mantido por informação destes sistemas.

O sistema visual tem importância na manutenção da postura adequada e na percepção da própria posição no espaço. Segundo Cohen (2001) a visão influencia a postura por meio do estímulo visual aos núcleos vestibulares, uma vez que os neurônios que transmitem sinais dos movimentos oculares aos centros oculomotores se projetam, até os níveis cervicais da medula espinhal, aparentemente agindo no controle dos reflexos cervicais.

Contudo, para Maurer *et al.* (2000) a noção de movimento do corpo é baseada primeiramente sobre sinais puramente proprioceptivos do movimento do corpo relativo a superfície de suporte, o quais são então transformados em coordenadas no espaço pela combinação com noções proprioceptivas vestibulares do movimento no espaço, com um novo conceito que postula que o corpo é estabilizado pelos mecanismos proprioceptivos entre corpo e

superfície de suporte e que a informação visual poderia não ter um papel no suporte da postura estática, sem movimento.

Por sua vez, o sistema vestibular basicamente detecta o movimento da cabeça, oferecendo informações sobre a posição relativa do corpo. O sistema nervoso utiliza essa informação para auxiliar no controle do equilíbrio por meio de geração de reflexos posturais, que mantêm a cabeça ereta e para facilitar a orientação espacial pela sinalização de direção da gravidade, mantendo os limites de alterações de pequenas distâncias da posição (GUYTON, 1991; COHEN, 2001).

Os canais semicirculares do sistema vestibular, arranjados ao longo de três planos do espaço, respondem a movimentos de rotação da cabeça (aceleração e desaceleração angulares), o utrículo responde às forças gravitacionais e à aceleração linear, principalmente no plano horizontal e o sáculo responde a estímulos vibratórios e à aceleração linear no plano dorsoventral (GILMAN e WINANAS, 1984). Assim, qualquer alteração do movimento da cabeça, incluindo desvios do peso para ajustar a postura, estimulam os órgãos vestibulares terminais. De acordo com Gilman e Winanas (1984) os impulsos transportados pelos feixes vestibulares influenciam os reflexos miotáticos locais e reforçam a tonicidade da musculatura extensora do tronco e dos membros, produzindo força adicional para sustentar o corpo contra a gravidade e manter a postura ereta. Contudo, ao contrário de outros sistemas sensoriais, o sistema nervoso não recebe sinais vestibulares puros.

No que corresponde as aferências vestibulares Simoneau, *et al.* (1995) aceitam que o papel do sistema vestibular durante o apoio estático é primariamente para resolver problemas de conflito de informação sensorial, e os déficits crônicos do sistema vestibular são geralmente bem compensados pela visão e propriocepção. Tendo explicações também nas colocações de Cohen (2001), segundo o qual, pequenos grupos de fibras dos sinais vestibulares terminam em partes do tálamo, que também respondem à estimulação de estímulos proprioceptivos. E uma pequena quantidade de fibras que ascendem para o córtex cerebral se dispersa em áreas difusas que também são responsivas aos estímulos sensoriais, auditivos e visuais, podendo explicar a facilidade de compensar as perdas vestibulares.

Face estas ligações neurais, e possivelmente, devido à ausência de sinais oriundos apenas do sistema vestibular Prätorius, Kimmeskamp e Milani (2003) citam que distúrbios do sistema vestibular podem ser compensados se os sistemas visual e somatossensorial estão intactos. Há,

portanto, uma redundância de informações, graças à qual o sistema nervoso pode se adaptar em caso de déficit de um ou de outro sistema. Todavia, Ferjallaha *et al.* (2002) destacam que a diminuição visual ou restrição do sistema somatossensorial tem maiores efeitos e não podem ser compensados, levando a prejuízos na performance motora e resultando em decréscimo da estabilidade.

Segundo Vuillerme, Teasdale e Nougier (2001) após a modificação de um destes inputs sensoriais, sejam visuais, vestibulares ou proprioceptivos, os indivíduos necessitam redefinir a contribuição respectiva de diferentes informações sensoriais para regular a postura.

Sendo assim, considerando a necessidade do controle do equilíbrio depender da integração aferente destes três sistemas, (vestibular, visual e somatossensorial), e na literatura se discutir a redundância ente estes, bem como o uso da estabilometria para avaliação do sistema de controle postural, pode-se dizer que o estudo de Simoneau *et al.* (1995) traz contribuições importantes para compreensão do fenômeno. Ao analisarem neuropatas com diminuição de sensibilidade e sujeitos normais, os autores obtiveram os seguintes resultados: acréscimo de 4% no movimento do COP quando o sistema vestibular era perturbado, de 41% para o visual e de 66% quando somente o sistema somatossensorial era perturbado. E quando dois sistemas eram perturbados juntamente o acréscimo de oscilações do COP foi de 61% quando o sistema vestibular e visual sofriam interferência, 72% quando para o sistema vestibular e somatossensorial e 150% para o visual e somatossensorial. Por fim, com a perturbação do três sistemas observou-se um acréscimo de 250% no movimento do COP.

Com base nestes resultados verifica-se que, para todas as combinações de perturbações associadas ao sistema sensorial houve um significativo aumento comparado aos outros sistemas, levando a acreditar que os decréscimos na função somatossensorial não são bem compensados pela função visual ou vestibular, destacando a importância deste componente no controle postural.

Sobre tais perspectivas, Dickstein, Shupert e Horak (2001) encontraram aumento da média de deslocamento do COP na condição de olhos fechados, sendo as oscilações do COP maiores quando os sujeitos encontravam-se com os olhos fechados sobre uma superfície não rígida. No mesmo estudo, os autores constataram que sujeitos com diminuição somatossensorial tinham um acréscimo de oscilações quando sobre uma superfície macia. Sugerindo que este acréscimo de instabilidade fosse pela remoção de algumas informações sensoriais da superfície,

as quais pudessem estar sendo utilizadas por pacientes neuropatas. Mas, ao mesmo tempo, não foi constatada diferenças na amplitude de oscilação na direção antero-posterior. Eles acreditam que a ausência de excessiva oscilação do COP para pacientes neuropatas fosse decorrente do fato que a ausência ou diminuição de informação dos receptores do pé os habituavam a depender mais de informações vestibular, visual e ou proximal para executar correções e adaptações posturais de segmentos mais altos, sem mover excessivamente os COP sob os pés. Fato este que indica a capacidade de substituição da importância da informação sensorial para o controle postural.

Da mesma forma Kahky *et al.* (2002), no estudo desses autores, para os sujeitos saudáveis e pacientes o controle postural foi maximamente afetado pela situação de olhos fechados e pela vibração do Tendão de Aquiles, enquanto que o resfriamento da sola dos pés foi menos efetivo. As médias do grupo mostraram que a visão contribuiu com 37%, propriocepção com 26%, labirinto com 26%. Sendo que uma larga variabilidade individual foi observada. Acreditando que a contribuição dos inputs sensoriais para o controle do equilíbrio diferem consideravelmente para indivíduos e pode também ser afetado pela estratégias de aprendizagem motora em relação as atividade de vida diária requeridas.

Redfern *et al.* (2003) ao comparar o equilíbrio entre pessoas com déficits de equilíbrio e sujeitos normais, não encontraram nenhuma diferença significativa no RMS do COP entre os grupos, mas o RMS aumentou quando era necessária uma tarefa cognitiva em associação com a manutenção da postura. Ambos os grupos aumentaram as oscilações com o acréscimo de dificuldade da tarefa, sugerindo que os pacientes com deficiência equilíbrio eram bem compensados pela diminuição da função vestibular. Portanto a diminuição da velocidade durante um processo de informação em tarefas cognitivas sugere que a atenção estava voltada para execução da tarefa o que pode ter diminuído a resposta temporal do sistema de controle postural.

Tais estudos destacam a capacidade de adaptação e remodelação de informações que o sistema nervoso central faz uso para o controle postural, porém destaca a importância das informações somatossensoriais e as dificuldades de estabelecer compensações quando há perda ou diminuição deste sistema. Portanto, faz-se um tópico especial para este sistema, uma vez que o mesmo também é o foco deste estudo.

2.3 SISTEMA SOMATOSSENSORIAL E SUA RELAÇÃO COM O CONTROLE POSTURAL

O sistema somatossensorial provê informações dos músculos, tendões, ligamentos, cápsulas articulares, bem como estruturas cutâneas e sub-cutâneas da pele. Segundo Elis *et al.* (2002) é bem estabelecido que a informação vinda deste sistema ajuda no controle postural em várias circunstâncias. Mas ao mesmo tempo é difícil separar ou desabilitar tipos de sensores e avaliar suas interações. Simoneau *et al.* (1995) também já haviam feito tal colocação, destacando que a problemática na determinação da função do sistema sensorial no controle postural se reflete na dificuldade de eliminar muitas formas de inputs somatossensoriais dirigidos de receptores sensoriais das articulações, músculos, tendões e pele.

Neste tópico em questão, no entanto, serão feitas referências apenas para os mecanorreceptores da superfície plantar. A pele, além de importante para proteção é também um órgão de percepção. Há uma grande variedade de receptores encontrados em diferentes camadas da pele. Os receptores somatossensoriais com especial relação ao controle postural são os receptores de toque e de posição. Tanto o tato, como a pressão e a vibração são detectadas pelo mesmo tipo de receptor.

O contato físico com a pele produz alterações ou deformações mecânicas detectadas por estes receptores especializados localizados nas camadas dérmicas, denominados de mecanorreceptores. Segundo Guyton (1991) os corpúsculos de *Paccini* são adaptados como receptores primários dos estímulos de vibração, o corpúsculo de *Meissner* e os discos de *Merkel* são receptores para tato com sensibilidade especial. Estes receptores ficam situados nas regiões cutâneas desprovidas de pêlos, com a capacidade de discernir as características espaciais das sensações de tato, especialmente sensíveis ao movimento de objetos leves sobre a pele e também a pressão suave, não dolorosa.

As informações dos mecanorreceptores são conduzidas aos núcleos da coluna dorsal e para os centros superiores por meio do lemnisco medial, ascendendo ao tálamo e para regiões específicas do córtex cerebral onde as informações sensoriais atingem a consciência (GUYTON, 1991; COHEN, 2001).

Milani e Kimmeskamp (2001) salientam que os mecanorreceptores da pele são específicos para diferentes estímulos e a identificação e contribuições destes sensores específicos do pé para o controle postural são de grande interesse. Tais autores indicam que enquanto os corpúsculos de *Merkel* e *Ruffini* são sensíveis para a intensidade de pressão, os estímulos vibratórios são

mediados por *Meissner* (baixa frequências de 10 a 50Hz) e *Pacini* (altas frequências de 100 a 300Hz).

Estas informações vindas do sistema somatossensorial, representado pela sensibilidade cutânea tátil, tem importante papel para o equilíbrio, pois a discriminação tátil possibilita, segundo Gilman e Winans (1984) a sensação de localização espacial e percepção do tamanho e forma de objetos. Mensure (2001) acrescenta que as aferências cutâneas plantares são sensíveis às mudanças da amplitude, da divisão estática das forças de apoio do corpo no solo e de suas mudanças durante o movimento, que são cruciais para o controle postural. Contudo, Nakagawa *et al.* (1993) ao investigarem a contribuição do input proprioceptivo na manutenção da postura em pé em sujeitos normais concluíram que informação proprioceptiva, apesar de importante, ainda tinha um menor papel comparada a informação visual.

No contexto referente à sensibilidade tátil e vibratória da superfície plantar do pé humano e sua relação com o equilíbrio, o trabalho de Kavounoudias, Roll e Roll (1998) ao analisarem os deslocamentos do COP de pessoas saudáveis em situação de diferentes estímulos vibratórios na sola do pé, possibilitou-lhes concluir que a planta do pé é um mapa dinamométrico para o controle do equilíbrio humano. Para os autores, as mensagens sensoriais da sola dos pés associada a outras mensagens sensoriais permitem ao Sistema Nervoso Central sempre extrair informações sobre a posição do corpo e com isso oferecer respostas apropriadas para reduzir a lacuna entre a posição do corpo e a posição de equilíbrio. Demonstrando claramente que aferências cutâneas contribuem no controle do equilíbrio humano.

Fazendo uso desta denominação “mapa dinamométrico”, o trabalho de Nurse e Nigg (2001) traz importantes contribuições neste contexto. Quando analisando a trajetória do Centro de Pressão (COP) de pessoas normais, que tiveram a sensibilidade plantar alterada através de gelo, os autores tiveram como resultado deslocamentos da trajetória do COP para as áreas de maior sensibilidade. Tais resultados levantaram a possibilidade de que o corpo move o COP para um ponto sobre o pé mais sensível ao estímulo mecânico. Isto poderia indicar que o corpo teria habilidade para localizações específicas de inputs da superfície plantar do pé. De fato, os mesmos autores citaram que já havia sido apresentado previamente que localizações específicas do pé são espacialmente codificadas no Sistema Nervoso Central. Enfatizando ainda que sujeitos com diferentes níveis de sensibilidade da superfície plantar do pé poderiam apresentar diferentes padrões de ativação muscular.

Maurer *et al.* (2001) elucidam que o SNC poderia extrair informações de inputs cutâneos para uma mesma integração espacial e temporal, acreditando que as informações podem ser derivadas mais diretamente de estruturas profundas do pé, e que as informações cutâneas poderiam estar contribuindo dando informações sobre as propriedades da superfície de suporte e do contato entre o pé e o suporte. Acrescentando a tais colocações, Meyer, Oddsson e De Luca (2004) destacam que os aferentes cutâneos plantares podem potencialmente prover valioso feedback sensorial para sistema de controle do equilíbrio, considerando a produção de torque articular, transferência de peso entre as pernas, a taxa de carga ou a natureza da superfície de suporte. O que permite hipotetizar que a redução da sensibilidade a pressão pode ser um importante contribuinte nos déficits de equilíbrio. Portanto, tornando-se importante a avaliação da sensibilidade plantar em estudos relacionados ao controle postural.

2.3.1 Avaliação da Sensibilidade Plantar

A avaliação da sensibilidade plantar tem sido realizada considerando dois aspectos: a sensibilidade à vibração e ao toque. Especificamente a sensibilidade tátil é avaliada usualmente através de monofilamentos, que segundo Bell-Krotoski (1991) é um dos instrumentos mais objetivos para mapear sensibilidade nervosa.

Tais monofilamentos foram idealizados por Von Frey em 1898, que utilizando crinas de cavalo criou os primeiros filamentos para diagnosticar alterações de sensibilidade dos receptores sensoriais da pele. Como não havia formas de modificar e controlar parâmetros destes filamentos e necessitavam-se outras taxas de força que aquelas alcançadas pelos fios de crinas de cavalos tornaram-se necessárias reformulações. Tais filamentos foram aprimorados por Josephine Semmes e Sidney Weinstein em 1960, que substituíram as crinas de cavalo por fios de nylon e comercializaram os filamentos que são atualmente utilizados na maioria dos centros para avaliação da sensibilidade não só plantar, mas também outras áreas corporais como mãos e face (OLMOS *et al.*, 1995).

Um grande número de estudos vem sendo feitos utilizando os monofilamentos Semmes-Weinstein para determinar o limiar sensorial anormal de pacientes diabéticos (OLMOS *et al.*, 1995; BELL-KROTOSKI *et al.*, 1995; MAYFIELD e SUGARMAN, 2000; GIN, *et al.*, 2002; LEE *et al.* 2003). Segundo Gin *et al.* (2002) o uso dos monofilamentos para avaliação de sensibilidade plantar é recomendado pelas instituições: Associação Americana de Diabetes

(ADA), Organização Mundial de Saúde (OMS) e Associação Francesa para estudos do diabetes e doenças metabólicas (ALFEDIAM). Acrescentando as colocações de Mayfiel e Sugarman (2000), pelos quais os monofilamentos são a melhor opção para avaliar neuropatia, pois são portáteis, baratos, não geram dor, fáceis de administrar, aceitáveis aos pacientes e provem boa predição do risco de ulceração.

Bell-Krotoski *et al.* (1995) estabeleceram estes monofilamentos como contendo sensibilidade e repetibilidade necessária para servirem como instrumentos na avaliação da sensibilidade, desde que calibrados corretamente. As vantagens deste instrumento, segundo os autores é que o nylon, por apresentar propriedades viscoelásticas, permite que seja realizado um curvamento do filamento quando aplicado a pele, absorvendo as vibrações da mão do examinador, as quais poderiam gerar estímulos diferenciados nos mecanorreceptores e alterar os resultados dos testes. Da mesma forma, devido a sua elasticidade o nylon mantém uma força constante enquanto aplicado, que cessa imediatamente ao parar o estímulo.

Contudo, apesar do instrumento ser mundialmente utilizado, diferentes metodologias são adotadas na avaliação da sensibilidade plantar com várias regiões sendo avaliadas. Assim, algumas colocações de estudos na literatura são importantes de serem destacadas. McGill *et al.* (1999) utilizaram como sítios de teste a cabeça dos metatarsos e dedos, arco medial e lateral do pé e calcâneo; superfície dorsal do pé, e variando de 10 sítios a um único. Para tanto eles estudaram o impacto de uso de diferentes localizações e combinações de sítio, concluindo que ao utilizar 5 sítios de teste: o hálux, aspecto plantar do I e V metatarso, arco medial do pé e dorso entre o I e II metatarso apresentavam 100% de especificidade no teste e que o I e V metatarso são áreas com aproximadamente 70% de capacidade de determinar insensibilidade do pé, não sendo necessárias mais do que estas área à avaliação.

No que se refere a lado dominante ou não durante a avaliação Kowalzik *et al.*(1996), ao avaliarem a sensibilidade do pé humano não encontraram diferenças significativas em relação ao gênero ou ao lado avaliado. Da mesma forma que Birke *et al.* (2000) avaliaram a sensibilidade de 112 sujeitos normais e não encontraram relação desta variável com o gênero, mas sim com a idade ($p < 0,002$) e a ocupação ($p < 0,001$) e Elis *et al.* (2002), ao avaliarem a sensibilidade plantar para 20 homens e 20 mulheres com média de idade de 25,3 anos, não encontraram diferença entre os gêneros, combinando-os, assim, em um único grupo. Enquanto Bell-Krotoski,

et al. (1995) e Jeng, Michelson e Mitzel (2000) não encontraram diferenças significativas entre os pés direito e esquerdo.

O estudo de Kowalzik *et al.* (1996) trás outro dado interessante, segundo os quais a espessura da pele não proporcionou mudanças nos limiares de sensibilidade registrados. A discriminação do estímulo de vibração foi melhor nos arcos lateral e medial do pé e piores no calcanhar, embora a espessura da pele no arco lateral tenha sido maior (4,6mm) do que o calcanhar (3,9mm) e o arco medial (1,5mm) que foi o de menor espessura.

Apesar de diferentes metodologias utilizadas os estudos se assemelham por utilizar a mesma instrumentação. Diante disto, alguns trabalhos têm buscado identificar os valores de normalidade para a sensibilidade plantar.

Bell-Krotoski *et al.* (1995) detectaram valores de normalidade utilizando os monofilamentos Semmes-Weinstein. Conforme os resultados deste estudo, o calcanhar foi a região com a menor porcentagem para responder afirmativamente ao estímulo dado com o filamento 3.61 (91%), ao passo que o médio pé e hálux apresentaram 100% de respostas afirmativas. Neste mesmo estudo os autores apresentaram o número do filamento 3.61, como um valor para predizer normalidade da superfície plantar. O valor de normalidade utilizando o kit de monofilamentos Semmes-Weinstein é de 3.61, enquanto o filamento de índice 2.83 tem sido o normal para homens e mulheres em outras regiões do corpo. Sendo que McGill *et al.* (1999) identificaram como pé insensível quando o indivíduo não responde ao filamento de índice 5.07 (10g de Força).

Ao contrário, Kets *et al.* (1996) ao identificar valores de referência para a sensibilidade plantar na população nepalesa, encontraram para a planta do pé como um todo o valor médio de 2g e maior variabilidade de respostas para o calcâneo. Os limiares normais foram maiores do que aos da população Norte-Americana (3.61 contra 2g, 4.41). Deve se levar em consideração a possibilidade de diferentes limiares de sensibilidade para diferentes populações, uma vez que foram apresentados tais dados referentes a estas condições.

Visto que diferentes regiões plantares são avaliadas é importante verificar possíveis diferenças entre estas regiões. Nurse *et al.* (1998), ao estudarem as diferenças na sensibilidade plantar encontraram o arco medial como sendo a área de sensibilidade significativamente diferente do calcanhar, arco lateral e cabeça dos metatarsos. Sendo que entre as demais áreas não foi encontrada diferença significativa. Segundo seus resultados, os indivíduos sem nenhuma

disfunção neurológica, mesmo assim podiam formar grupos diferenciados baseados na sua sensibilidade. Neste estudo não foi encontrada diferença significativa com o acréscimo de temperatura provocada pelo exercício.

Em seguida, Nurse e Nigg (1999) testaram a sensibilidade plantar aos limiares de pressão e vibração de uma população normal com média de idade de 26 anos, utilizando como instrumentos os monofilamentos Semmes-Weinstein. De acordo com seus resultados o calcâneo foi a área menos sensível do pé em resposta ao estímulo dos filamentos. Os arcos, medial e lateral foram os locais mais sensíveis. Mostrando que o limiar de sensibilidade do calcâneo foi significativamente maior do que as outras regiões testadas (arco medial, arco lateral, primeiro metatarso e hálux), enquanto não houve diferença significativa entre o limiar tátil do arco lateral e medial, I metatarso ou hálux. A frequência sentida para os filamentos foi maior no índice 3,61 e 4,08 para o hálux; 3,61 e 4,31 para o I metatarso; 3,61 e 2,83 para o arco medial; 3,61 para o arco lateral; 3,61, 4,08 e 4,31 para o calcâneo.

Para Jeng, Michelson e Mitzel (2000), as regiões mais sensíveis foram no médiopé e na superfície plantar dos dedos, exceto o hálux (3.36-3.47). A sensibilidade média ficou nas regiões do hálux, cabeças dos metatarsos, exceto a V, e região lateral do médio pé. E as regiões menos sensíveis forma a cabeça do V metatarso e o calcanhar (4.15). Estando o calcâneo somente em 1/6 da sensibilidade da região mais sensível. Da mesma forma que Milani e Kimmeskmap (2001) ao analisarem a sensibilidade plantar ao toque revelaram diferenças significativas entre as áreas do pé.

Elis *et al.* (2002) obtiveram como resultados o valor médio entre as áreas foi de 3.7 ± 0.2 . As regiões de I metatarso e hálux foram as mais sensíveis, estando o limiar de sensibilidade em 3.4, (não havendo diferenças entre estas áreas), seguido do V metartarso e hálux, todos abaixo de 3.71. A região do calcâneo foi a menos sensível com valores de 3.8.

Contrários a estes estudos, Prätourius, Kimmeskmap e Milani (2003) avaliaram a sensibilidade plantar através dos monofilamentos em pacientes com Parkinson e indivíduos normais na faixa etária de 60 anos, não encontrando, para o grupo de sujeitos normais nenhuma diferença significativa entre as diferentes regiões do pé testadas (calcâneo, médio-pé, I e V metatarso e Hálux), tendo como valor médio 2,5g ou o índice do filamento 4.31, contudo a idade dos sujeitos era de 60 anos, o que pode ser influente sobre os resultados.

Sendo que Meyer, Oddsson e De Luca (2004), por sua vez, encontraram níveis de sensibilidade médio de 3.97 a.u (unidade arbitrária), sendo para o calcâneo 4.14 e para o hálux 4.15, valores estes superiores aos estabelecidos na literatura.

Face aos trabalhos já publicados, nota-se ainda uma grande diversidade de metodologias para avaliação da sensibilidade plantar, no entanto, destacando que principalmente para a região do calcâneo há uma variedade de limiares de sensibilidade, assim como nas mesmas regiões para diferentes populações.

2.3.2 Relação entre sensibilidade plantar e equilíbrio

Apesar de já destacada a importância dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial para manutenção da postura, há uma redundância de aferências para o sistema nervoso central, sendo que a utilização e importância destas informações podem ser alteradas diante de diferentes condições de controle postural. Face à tal situação, tem-se constantemente questionado a relação entre as aferências dos mecanorreceptores da superfície plantar e as respostas de controle postural.

Diante destas colocações, Kavounoudias, Roll e Roll, 1998 acreditam que por ser a interface entre o corpo e o solo, os mecanorreceptores do pé podem ter um importante papel no controle do equilíbrio. Contudo, segundo Milani e Kimmeskamp (2001) a contribuição do sistema sensorial plantar para o controle do equilíbrio tem sido discutida indiretamente por investigações que se baseiam em déficits sensoriais de neuropatas (diabetes) ou por perturbações artificiais (anestésicos e gelo). Circunstância que muitas vezes restringem comparações e maiores inferências quanto aos resultados obtidos.

No que se refere ao papel sensorial na manutenção do equilíbrio, Hämäläinen *et al.* (1992) demonstraram que o estímulo contínuo de pressão nas solas dos pés durante a situação parada afetou o mecanismo de controle postural pela mudança no limiar e na intensidade dos reflexos da musculatura das pernas. Os autores obtiveram como resultados que os sujeitos com considerável diminuição de sensibilidade em uma parte extensiva do pé apresentaram significativamente maior oscilação na situação com feedback visual e na situação com olhos fechados do que o encontrado para o grupo controle.

Da mesma forma Kavounoudias *et al.* (1999) encontraram que respostas posturais a vibrações nas zonas do antepé e calcâneo sugeriram que uma relativa distribuição de pressão

exercida nestas zonas poderia eficientemente indicar ao Sistema Nervoso Central a posição do corpo com respeito a vertical. Segundo Horak *et al.* 1990; Kavounoudias, Roll e Roll, 1998 a diminuição da sensibilidade do pé resulta em uma nova estratégia para compensar o desequilíbrio corporal, que é um acréscimo da estratégia do quadril, substituindo a estratégia do tornozelo, geralmente usada sobre condições normais.

Ao que parece, as aferências plantares são diferenciadas entre as regiões. Pois Kavounoudias, Roll e Roll (1998), ao aplicarem vibração na sola dos pés constataram que quando a vibração era aplicada sobre toda a planta do pé não ocorriam diferenças na amplitude média de deslocamento do COP, tanto nas direções antero-posterior quanto médio-lateral. Acreditando que no co-processamento de múltiplas mensagens táteis de várias áreas plantares estimuladas, o SNC provavelmente extrairia uma distribuição espacial de pressão na planta do pé, transformando-a em indicativos da posição do corpo em direção e amplitude e inclinações. E ainda, que a informação de localização espacial poderia ser decorrente de contraste entre os níveis de pressão exercidos em cada pé, ou entre as áreas do pé, sugerindo que qualquer assimetria na distribuição de pressão indicaria que o corpo havia desviado de sua condição de equilíbrio atual e eram necessárias reações posturais compensatórias para cancelar as diferenças de pressão.

Sobre tais aspectos Kavounoudias, Roll e Roll (2001) provocaram diferentes estímulos vibratórios sobre a sola dos pés (aférentes táteis) e nos músculos do tibial anterior (proprioceptivos) encontrando que em baixas frequências os estímulos na planta dos pés causavam maior aumento das respostas posturais do que os estímulos dos músculos, sendo o inverso verdade para as altas frequências de vibração. Acreditando que provavelmente as vibrações plantares pudessem simular um acréscimo de pressão local, provocando oscilações do corpo em direção a estas áreas. Portanto, assim acreditando que a regulação de pequenas amplitudes de oscilação corporal pode ser predominantemente determinada pelos inputs táteis da planta do pé.

Partindo deste contexto, outros trabalhos como os de Van Deursen e Simoneau (1999) que analisaram a sensibilidade plantar de pacientes diabéticos; Kimmeskamp *et al.* (2001) ao verificar equilíbrio e sensibilidade em adultos; Speers, Kuo e Horak (2002) investigando contribuições dos sistemas sensoriais no controle postural de idosos, em todos constataram que os sujeitos com maior sensibilidade do pé apresentavam menores amplitudes de deslocamento do COP, tendo como conclusão que o controle do equilíbrio é limitado pela diminuição da sensibilidade

periférica. Estes resultados confirmam que as deficiências na sensibilidade da sola do pé afetam o controle postural de maneira decisiva. Ao passo que Nurse e Nigg (2001) discutem em seu trabalho que durante posturas estáticas, uma diminuição dos inputs sensoriais resulta em acréscimo na amplitude e velocidade do movimento do COP.

Da mesma maneira que Meyer, Oddsson e De Luca (2004) ao estudar as respostas posturais em relação à redução da sensibilidade plantar através de anestesia, demonstraram pelos seus resultados que as aferências cutâneas plantares tem um importante papel na modelação das respostas dinâmicas posturais. Contudo, os resultados para estes autores apontaram que os efeitos da anestesia da sola do pé foram de forma geral pequenos e durante o apoio bipodal, diferenças significativas foram observadas apenas para a Velocidade do COP, com um acréscimo na condição de olhos fechados. No apoio unipodal observou-se um acréscimo na frequência do COP Antero-posterior. De acordo com os autores, as mudanças nos parâmetros do estabilograma foram confinadas a curtas regiões, o que sugere que a informação sensorial é geralmente usada como ativadora da atividade muscular para uma dada postura e característica da superfície de suporte, e conseqüentemente é de pouca importância no controle durante postura não perturbada. De modo geral, o estudo demonstrou que a sensação plantar é de moderada importância para a manutenção de uma condição estática. Mas, também apontando demonstrando que o *feedback* de outros mecanismos sensoriais é insuficiente para compensar totalmente a redução da sensibilidade plantar quando a posição é mudada para unipodal ou com diminuição do *input* visual.

Seguindo-se a isso e acreditando-se que devido ao fato do pé ser o primeiro e em geral o único ponto de contato entre o corpo e a superfície externa é importante citar algumas considerações em relação à sensibilidade plantar e o uso de calçados. Van Deursen e Simoneua (1999) levantam a questão de que palmilhas ou solas dos calçados especiais, comumente usados por pacientes com alteração de sensibilidade, afetem o equilíbrio, contudo não há suporte científico que evidencie tal fato. Da mesma forma, Nurse e Nigg (1999) corroboram que características específicas de calçados ou superfícies de suporte podem afetar a sensibilidade dos receptores do pé. Nurse e Nigg (2001) salientam ainda que calçados, órteses e superfícies de suporte agem como um filtro que pode alterar o sinal de entrada aos receptores do pé que transmitem informação sensorial ao Sistema Nervoso Central e assim, a manipulação dos sinais da superfície plantar com diferentes calçados podem alterar as respostas motoras.

Contrariamente a estas afirmações, Duarte, Harveley e Zatsiorsky (2000) ao realizarem análise estabilográfica na postura de longa duração, não encontraram efeitos significativos nos padrões do COP associados com superfícies de suporte ou a maciez da sola de calçados.

Van Deurse e Simoneau (1999) destacam que ainda não surgiu um trabalho com suporte científico evidenciado que o modelo de palmilhas ou solados de calçados pudessem afetar o equilíbrio. Geralmente, espumas sob o pé têm sido usadas como uma efetiva maneira de manipulação experimental para minimizar os inputs da superfície plantar e reduzir a estabilidade na posturografia estática. Isto poderia potencialmente criar maiores situações onde a postura é alterada.

2.4 ADAPTAÇÕES AO TREINAMENTO ESPECÍFICO

Na prática esportiva o atleta depara-se com um treinamento específico voltado para as exigências da modalidade, na busca do aprimoramento e conseqüentemente da melhora de sua *performance*. Assim, para melhor compreensão dos estímulos que a atividade esportiva provoca sobre o organismo humano são importantes alguns conceitos sobre treinamento e as adaptações decorrentes deste, principalmente no que se refere aos ao sistema nervoso.

A *performance*, advinda do treinamento, resulta em parte das alterações fisiológicas que o treinamento acarreta sobre o organismo e em partes do desenvolvimento e aprimoramento de respostas motoras. Para Hernandes (2002) a especificidade do treinamento é que determina a transferência ou não da *performance* do exercício proposto à atividade que se irá desempenhar. Foss e Keteyian (2000) por sua vez, destacam ainda que quando se trata de especificidade, é necessário o trabalho voltado às demandas do evento do atleta, incluindo para tal o sistema energético predominantemente implicado e aos padrões de movimentos e grupos musculares específicos implicados.

No consenso de que todo estímulo específico provoca reações adaptativas específicas, fundamentadas em uma reorganização orgânica e funcional do organismo, Weineck (1991) esclarece que o treinamento específico provoca reações adaptativas características nos sistemas energéticos (condicionamento) e neuromusculares (coordenação) de acordo com o tipo de desempenho esportivo motor.

As adaptações fisiológicas ao treinamento específico são bem discutidas e estão sintetizadas nas alterações bioquímicas e cardiorrespiratórias advindas de estímulos repetitivos e específicos. A morfologia e as adaptações fisiológicas dos músculos após estímulos dos exercícios e treinamentos vêm sendo bem relatadas. Mas as alterações também ocorrem no sistema nervoso, provocando modificações nos padrões motores.

2.4.1 Adaptações Neurais ao treinamento específico

Pode-se entender o controle da postura e equilíbrio como uma habilidade motora básica que o sistema nervoso aprende, dentro do padrão estímulo resposta, sendo que para que ocorra a resposta são necessários o estímulo e a decodificação deste. A capacidade de resposta vai depender do grau de treinamento do atleta ou do número de experiências vividas. Como enfatiza Benvenuti *et al.* (1999), ao estudar as características dos desequilíbrios estáticos, o maior nível de habilidade de equilíbrio está relacionado com a coordenação motora.

No treinamento específico, além dos trabalhos de força muscular e cardiorrespiratório, parte do treinamento também é destinada à preparação tática, onde segundo Hernandez (2002) deve-se enfatizar situações que têm grande incidência dentro da competição objetivada. Sendo assim, dentro da especificidade, Kraemer *et al.* (1996) acreditam que a realização de exercícios numa determinada postura gera um influxo neural mais aprimorado para a musculatura específica para esta postura. Os autores, ao estudarem os mecanismos fisiológicos de adaptação de um treinamento de força, definiram que a evolução de um treinamento e o desenvolvimento do sistema neuromuscular é dominada na fase inicial por fatores neurais, sendo que para eles, somente em uma fase subsequente as modificações na unidade contrátil começavam a contribuir na capacidade de desempenho.

Em relação ao treinamento específico, controle motor, função do sistema nervoso e plasticidade neural, dois princípios descritos por Cohen (2001) devem ser destacados: um, o cérebro altera sua configuração funcional em resposta a estímulos internos e ambientais e segundo, os processos celulares e moleculares responsáveis da plasticidade neural, bem como as alterações funcionais podem ser induzidas em todos os níveis da organização neural.

Segundo Cohen (2001) representações de partes específicas do corpo se expandem ou se contraem de acordo com o estímulo modificado. Mais recentemente destacou-se que ocorrem expansões ou alterações da representação periférica após o aumento da utilização ou a utilização

alterada, de um dedo ou de outra parte do corpo, o que reflete a capacidade de plasticidade neural. Adiciona-se a isto as afirmações de Gallahue e Ozmun (2001), segundo os quais os sistemas adaptativos permitem que haja modificação nas informações sensoriais e nas reações motoras quando ocorrem alterações nas exigências da tarefa ou nas características do ambiente.

Assim, acredita-se que em função da aprendizagem de habilidades motoras, através do treinamento de modalidade específica voltada para o equilíbrio ou na estimulação da superfície plantar, através do treino intensivo descalço, seja possível observar alguns padrões motores na regulação do equilíbrio. Segundo Mochizuki *et al.* (1997) pode-se definir algumas estratégias mais eficientes e outras menos, do ponto de vista mecânico, para manter o equilíbrio, que indicam diferentes padrões de controle neural.

Slobounov e Newell (1994), acreditam que relativo grau de aprendizagem em diferentes condições experimentais contribuiria na influência sobre o controle postural. Para os autores, indivíduos com um considerável grau de prática poderiam controlar a postura diferentemente com ação de uma interação entre os sistemas sensoriais. Corroboram com eles, Mensure *et al.* (1995) ao sugerirem que a prática de esportes leva a adaptações ou desenvolvimento de consciência de estratégias posturais onde os esportistas desenvolvem um perfeito sincronismo entre os segmentos do corpo quando comparado com sujeitos não atletas. Contudo, não são estabelecidas quais as influências dos sistemas visual, vestibular ou sensorial sobre estas condições.

Da mesma maneira, Perrin *et al.* (1998) acreditam que o treinamento dos níveis de informação sensorial pode melhorar a manutenção do equilíbrio em condições anormais, e isto poderia estar relacionado com a melhor avaliação e memorização de ambiente especialmente para atletas que comumente deparam-se com situações de rápido e inesperado deslocamento.

Atentando para as respostas neurais e motoras frente a estímulos específicos, Jeandel e Vuillemin (2000) examinaram os efeitos da atividade física no controle postural de idosos e concluíram que treinamento específico poderia otimizar o controle postural em situações de desequilíbrio pelo desenvolvimento de atitude da transmissão de um sistema sensorial para outro com melhor resolução de conflitos intersensoriais, sendo otimizada quando o treinamento é associado a treinamento multissensorial.

No questionamento sobre o treinamento de habilidade motoras Tjernström *et al.* (2002) ao analisar as respostas posturais após repetição dos testes ao longo do tempo, observaram que os

sujeitos reduziram as frequências de oscilações no progresso dos testes, sendo isto mais evidente na condição de olhos fechados. Após 90 dias executando a mesma tarefa, os resultados indicaram que os sujeitos alteraram sua capacidade de responder apropriadamente ao estímulo, sugerindo que as perturbações provocaram um desenvolvimento de memória de longo-prazo ou uma estratégia para esta específica forma de estimulação. Da mesma forma que Balter *et al.* (2004) acreditam que o treinamento de cada um dos níveis da cadeia motora sensorial (somatossensorial, visual ou vestibular) pode melhorar o controle postural em condições complexas.

Dentro deste contexto, vale-se citar Vuillerme *et al.* (2001) que levantam a questão que há uma transferência de habilidades motoras, ou seja, a capacidade para performance em uma tarefa como resultado da prática ou experiência em outras tarefas, porque o sistema nervoso central adapta e organiza informações providas das informações sensoriais existentes.

Uma vez que as modalidades como judô, onde se tem que controlar a postura e o esporte está baseado em deslocamentos e tentativa de desequilíbrio do adversário, ou como na ginástica olímpica, onde os atletas são treinados a manter e restaurar o equilíbrio em condições diferenciadas e em ambas o atleta está em contato direto de sua superfície plantar com o solo, também se questiona até onde a especificidade dos treinamentos pode influenciar positivamente o atleta, e até que ponto este aprimoramento de força ou influxo neural pode modificar os padrões funcionais não relacionados à modalidade desportiva em questão.

Perrin *et al.* (2001) sugerem que o treinamento melhora a adaptação do controle postural. Sintetizando que treinamentos intensivos de ginastas podem ser capazes de rapidamente reorganizar a hierarquia dos inputs sensoriais para adequar o controle postural em situações complexas. Sobre tais aspectos, Vuillerme *et al.* (2001) apontaram que ginastas apresentam a particularidade de serem menos dependentes da informação visual do que outros atletas para manter o equilíbrio em mudanças de posturas.

A idéia de modificação da performance motora durante aprendizagem e treinamento de esportes é reforçada por Perrin *et al.* (2002) citando como exemplo os atletas de judô, que na opinião dos autores os competidores têm que eficientemente controlar sua postura dinâmica porque as técnicas geralmente estão baseadas em constantes deslocamentos objetivando o distúrbio do equilíbrio e a queda do oponente. Para os autores, os atletas envolvidos com tais movimentos, podem adotar apropriadas atitudes fisiológicas e biomecânicas, bem com percepção fisiológica específica no que se refere ao controle postural,

2.4.2 Controle postural em atletas

Embora a habilidade para manutenção de controle postural seja uma necessidade comum do indivíduo em várias situações do seu cotidiano, acredita-se para o atleta estas exigências são maiores e diferenciadas, principalmente em modalidades desportivas que exigem controle postural em condições estáticas. Dentro deste contexto, algumas pesquisas já têm investigado e apresentado resultados em relação ao equilíbrio de atletas.

No que se refere aos possíveis efeitos do treinamento sobre o controle postural, Perrin *et al.* (1998) comparando com a população normal, atletas treinados em esportes de combate (judô e karatê) demonstraram uma melhor adaptação postural nos atletas. Concluindo que estes adotaram reações mais apropriadas para a tarefa, usando os conhecimentos adquiridos no treinamento do esporte muito eficientemente. Destacaram por fim, que os atletas usaram menos da aferência visual do que não atletas, demonstrando que a memória de longa duração e o treinamento estão também envolvidos nas estratégias de controle postural quando o input visual é removido. Em comparação a população normal os atletas treinados demonstraram melhor adaptação postural, refletindo no uso de todos os inputs sensoriais envolvidos na manutenção do equilíbrio, sugerindo uma melhor integração central. Sugerindo os autores, que tais circunstâncias podem ser resultado da prática das modalidades de judô e karatê que estão mais relacionadas a propriocepção o que se torna mais importante do que a visão.

Em relação as aferências visuais, resultados semelhantes foram encontrados por Mochizuki, Ávila e Amadio (1999), na observação da manutenção do equilíbrio em posturas unipodais em praticantes de ginástica olímpica. Constatando que a visão pouco influenciou na oscilação média do centro de pressão, sendo que os valores para a posição de olhos abertos na postura unipodal foi de $0,24 \text{ mm} \pm 0,03$ e de $0,26 \text{ mm} \pm 0,03$ para a postura de olhos fechados, na direção ântero-posterior. Resultados estes que podem indicar um melhor equilíbrio do atleta voltado para sua modalidade, como discutem os pesquisadores, sendo que na opinião deles, provavelmente com indivíduos não praticantes este comportamento não se manteria.

Assim como no trabalho de Vuillerme *et al.* (2001) que ao investigar a dependência de ginastas e não-ginastas pela informação visual, constataram que para todos os sujeitos houve um aumento na máxima oscilação do COP a na velocidade média de deslocamento com os olhos fechados. Os resultados mostraram o efeito da visão, sendo este efeito fortemente relacionado com a postura e o grupo, como se demonstrou pela significância da tripla interação. No apoio

bipodal, a performance para ambos os grupos não foi alterada pela supressão da visão, enquanto no apoio unipodal, a supressão da visão induziu maiores oscilações posturais, especialmente para os não-ginastas. Interessantemente, o efeito da visão foi menos pronunciado nos ginastas, demonstrando menor efeito pela remoção da visão durante tarefa unipodal. Em conclusão, os resultados não mostraram nenhuma evidência direta que ginastas poderiam possuir melhor senso de equilíbrio do que outros atletas. No entanto, os ginastas apresentaram a particularidade de serem menos dependentes da visão do que outros atletas.

No intuito de investigar a relação entre posturas específicas do treinamento e controle postural, Sloubonov e Newell (1994) encontraram que o grupo de não-atletas introduziu um número maior de estratégias de movimentos compensatórios em todas as condições em relação a ginastas. Acreditando que a experiência contribuiu para o uso adaptativo de estratégias de movimento compensatório.

Seguindo este contexto, Paillar *et al.* (2002) realizaram um estudo buscando investigar a relação que haveria entre a direção das quedas e os parâmetros de atividades cinéticas-posturais dos judocas. Ao final do estudo, os pesquisadores tiveram como resultados que as posturas cinéticas e a posição média das oscilações dinâmicas antero-posteriores era inversamente relacionada com a direção das quedas, o que pode aferir esta transferência de adaptações ao controle postural.

Nesta mesma linha, Roux, Gentil e Schieppati (2002) através da avaliação dos graus de movimento do quadril e ombro também realizaram um estudo com diferentes atletas, objetivando comparar possíveis diferenças cinéticas posturais para manutenção de equilíbrio entre atletas ginastas e não-ginastas. Suas investigações revelaram uma diferença significativa na ordenação entre os movimentos voluntários e os ajustes posturais. Sendo que o modelo de controle por eles idealizado indicou que a estrutura de mecanismo de controle era mais complexa nos ginastas do que nos não ginastas. Os resultado mostraram, pelas posições angulares, que os movimentos na articulação do quadril foram significativamente menores para os ginastas ($1,8 \pm 0,4^\circ$) do que os não ginastas ($3,8 \pm 0,6^\circ$), o mesmo visto na articulação do tornozelo que foi menor nos ginastas ($3,2 \pm 0,5^\circ$) do que não ginastas ($8,2 \pm 0,6^\circ$). Para eles as diferenças existentes sugerem que os sujeitos desenvolveram um melhor programa complexo motor através do treinamento específico.

Partindo para a comparação entre atletas, a fim de melhor referenciar as alterações possivelmente influenciadas pelo treinamento específico e as exigências próprias de cada modalidade, Singer (1994) *apud* Roux, Gentil e Schieppati (2002) ao comparar a habilidade de equilíbrio entre vários grupos de atletas (basebol, basquetebol, futebol) com sujeitos treinados em ginástica revelou uma diferença significativa no controle do apoio vertical dos ginastas em relação a todos os outros grupos.

Contrariamente a estes resultados Vuillerme, Tasdale e Nougier (2001) ao analisar as respostas do controle postural de ginastas comparando com não atletas e com não ginastas, utilizando modificações de vibração no pé durante o apoio estático encontraram que em ambas as condições, normais e propriocepção perturbada, os grupos tiveram um comportamento postural comparável, sugerindo que a resposta de sensibilidade do sistema proprioceptivo de ginastas não é diminuída. No entanto, neste estudo, para diminuir a velocidade de deslocamento do COP, em situação de desequilíbrio os ginastas necessitaram 5s a menos do que os não ginastas (10s), o que levou os autores a concluir que a eficiência da informação sensorial no processo de integração comandando a redistribuição de peso da informação sensorial pode ser significativamente melhorada através de treinamento específico como das ginastas. Contudo, a sensibilidade plantar não foi avaliada, apenas estímulos vibracionais diferentes foram aplicados, o que limita as conclusões do estudo.

Vuillerme *et al.* (2001) investigando estas questões, realizaram um estudo tendo como objetivo verificar que a aptidão em manter o equilíbrio dos ginastas em tarefas motoras complexas era transferível para tarefas motoras simples. Obtiveram como resultado que nas condições com olhos abertos os ginastas não foram mais estáveis do que outros atletas de handebol, futebol e tênis. No entanto, com respeito aos outros atletas, os ginastas demonstraram particularmente serem menos afetados pela remoção da visão durante a tarefa de apoio unipodal. Em conclusão os autores salientam não haver evidências diretas que os ginastas poderiam possuir melhor equilíbrio do que outros atletas em posturas unipodais ou bipodais, no entanto, os ginastas apresentaram uma menor dependência da informação visual do que outros atletas para mudança de posturas, levando-os a questionar se os ginastas teriam um sistema sensorial mais sensível quando comparado a outros atletas.

Neste mesmo contexto Perrin *et al.* (2002) ao pesquisarem o equilíbrio entre judocas, bailarinas e um grupo controle de não atletas encontraram que os atletas de judô apresentavam

diferenças significativas nos deslocamentos do centro de pressão ($1,07 \pm 0,13$ cm), em relação às bailarinas ($1,53 \pm 0,5$ cm) e o grupo controle ($1,34 \pm 0,5$ cm). Tais resultados, mais o fato de que o judô necessita que o atleta tenha o maior equilíbrio possível, em grande parte controlado pelos pés, conduziram os autores a conclusão de que as exigências do esporte e o treinamento específico privilegia as aferências somatossensoriais. As boas performances encontradas nos judocas, frente a todos os parâmetros analisados no estudo (deslocamentos ântero-posteriores, látero-laterais do COP) foram, na visão dos autores, devido ao fato que o treinamento de artes marciais desenvolve adaptações sensoriais motoras transferidas ao controle postural. Os autores discutiram que o atleta de judô, por praticarem modalidade em condição descalça, tenderiam ao melhor controle da postura ortostática na condição de olhos abertos, com o pé constituindo um órgão para informações da posição externa (posição relativa no solo), bem como interna (senso de posição). Contudo, cabe ressaltar neste estudo, que nenhuma avaliação do nível de sensibilidade plantar foi realizado, o que mais uma vez limita as inferências do estudo.

Frente à importância das informações sensoriais, e as sugestões de que atletas seriam mais sensíveis que não atletas, o estudo de Balter *et al.* (2004) não apontou qualquer diferença significativa entre a sensibilidade do sistema vestibular para estimulação de corrente galvânica, entre atletas de ginástica treinadas e garotas não treinadas. Sugerindo que o equilíbrio superior visto nas atletas não pode ser explicada por uma melhor sensibilidade do sistema vestibular por si só, mas sugeriram que as ginastas aprenderam a usar diferentes inputs sensoriais de forma mais eficiente. E por fim, os autores sugeriram que pelo fato dos ginastas necessitam estabilizar sua posição do corpo no espaço imediatamente após a execução de acrobacias envolvendo muitas situações não usuais e de complexidade motora, os atletas poderiam desenvolver um modelo interno da posição do seu corpo no espaço mais preciso.

Contudo, sabendo que a manutenção do equilíbrio é uma tarefa complexa, dado pela interação entre os sistemas visual, vestibular e sensorial para resultados mais conclusivos, são necessárias que investigações sejam feitas no que tange a sensibilidade, treinamento específico e equilíbrio em atletas. Estas lacunas aparecem nos estudos realizados, principalmente pelo fato que em sua grande maioria as variáveis de comparação não são controladas, ou seja, nível de sensibilidade plantar versus equilíbrio.

III MATERIAL E MÉTODO

Neste capítulo são apresentados os procedimentos metodológicos do estudo, assim descritos: características da pesquisa, características dos sujeitos, instrumentos de medida, variáveis de estudo, controle de variáveis, coleta, processamento e tratamento estatístico dos dados.

3.1 CARACTERÍSTICA DA PESQUISA

Este estudo é caracterizado como descritivo do tipo exploratório porque busca definir parâmetros iniciais sobre o equilíbrio e a sensibilidade plantar de atletas e não-atletas na situação

parada em pé no apoio bipodal e unipodal, e investigar a possível interrelação entre a sensibilidade plantar e variáveis relacionadas ao equilíbrio.

A pesquisa foi realizada no Laboratório de Biomecânica do Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos (CEFID), da Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC).

3.2 CARACTERÍSTICAS DOS SUJEITOS

Participaram do estudo 71 atletas de ambos os sexos, com idade entre 15 e 35 anos, praticantes das modalidades de judô, ginástica olímpica, voleibol e futebol, das Fundações Municipais de Esportes das Cidades de Blumenau, Florianópolis e São José – SC e 27 sujeitos não-atletas, de ambos os sexos, com a faixa etária de 15 a 35 anos, com características antropométricas (massa e estatura) próximas as dos atletas do estudo. Os sujeitos foram agrupados em três grupos: “prática descalço” que incluiu os atletas cuja modalidade é praticada descalço (judô e ginástica olímpica); “prática calçado” com atletas cuja modalidade é praticada com calçado esportivo (voleibol e futebol) e o grupo de não-atletas, tendo as características descritas na Tabela 1.

Tabela 1: Características descritivas dos grupos em estudo.

Grupos	n	IDADE (anos)			MASSA (kg)			ESTATURA (m)			PRÁTICA (anos)		
		\bar{x}	s	CV%	\bar{x}	s	CV%	\bar{x}	s	CV%	\bar{x}	s	CV%
Descalço	22	18.5	2.7	14.6	69.6	22.4	32.2	1.66	0.07	4.2	9.5	4.0	42.3
Calçado	49	16.6	2.7	16.3	64.6	9.2	14.2	1.72	0.11	6.4	5.3	2.9	55.2
Não-atleta	27	19.5	2.7	13.8	67.5	14.1	20.9	1.71	0.08	4.8			
Total	98	17.8	3.0	14.9	66.5	14.5	22.4	1.7	0.1	5.1	4.1	4.0	48.8

Seguindo as características expostas na Tabela 1, foi realizado uma Análise de Variância, cujo resultado indicou que os grupos são homogêneos, não havendo diferenças significativas no que se refere massa ($F=0,9696$, $p=0,3829$) e estatura ($F=2,2913$, $p=0,1667$). Sendo o maior tempo de prática da modalidade para os atletas do grupo descalço ($F=23,824$, $p=0,00007$). Embora alguns parâmetros antropométricos estejam relacionados com o equilíbrio, como estatura, massa corporal dos sujeitos e base de suporte, o estudo de Nordahl *et al.* (2000) ao analisar a

estabilometria estática de uma população normal não encontraram diferenças nos padrões de oscilação entre sujeitos altos ou baixos, pesados ou leves ou entre sexos. Da mesma forma que Perrin *et al.* (2002) não encontraram nenhuma diferença significativa entre os gêneros masculino e feminino. Tais circunstâncias dão subsídios para que as comparações entre grupos sejam realizadas.

Adotou-se como critérios de inclusão para todos os sujeitos participantes: não utilizar nenhum tipo de medicamento, função vestibular normal e sem alterações ortopédica ou neurológica que pudessem influenciar na manutenção da postura ereta. Para os atletas, além dos critério anteriores, foram requisitados: prática da modalidade por tempo superior a dois anos; e estar treinando e competindo em competições oficiais no mínimo a nível estadual apenas na sua modalidade.

As modalidades foram selecionadas pelo processo intencional, por contemplarem os objetivos da pesquisa, ou seja, serem modalidades tipicamente de equilíbrio (judô e ginástica olímpica) e em que o atleta treina descalço, e um segundo grupo de modalidades (voleibol e futebol), que adotam tênis nos treinos e não predominam exigências de equilíbrio em posição parada. Os sujeitos foram selecionados de forma casual-sistemática, pelo convite para participação do estudo, desde que contemplassem os critérios de inclusão.

3.3 INSTRUMENTOS DE MEDIDAS

Para realização deste estudo foram utilizados os seguintes instrumentos:

3.3.1 Plataforma de força extensométrica AMTI®:

Para adquirir dados referentes aos deslocamentos do Centro de Pressão (COP) nas direções ântero-posterior (x) e látero-lateral (y), foi utilizada a plataforma de força extensométrica AMTI (Advanced Mechanical Technology) OR6-5 Biomechanics, modelo OR6-5-2000, que consiste de uma plataforma rígida possuindo células de carga do tipo *strain gauge* dispostos em seus quatro cantos, ligados em um circuito elétrico na configuração de Ponte de Wheastone, resultando em um desbalanço em tensão elétrica proporcional a força aplicada (AMTI, 1991). O instrumento permite a medição simultânea das três componentes da força de

reação do solo nos três eixos XYZ (respectivamente forças horizontal, médio-lateral e vertical) e três componentes de momento sobre os eixos XYZ.

A plataforma tem como dimensões 50,8cm de comprimento e 46,4cm de largura e 8,26cm de altura (Figura 1), com o seu centro geométrico localizado nas coordenadas $X_0=-0\text{cm}$, $Y_0=-0,025\text{cm}$ e $Z_0=3,8\text{cm}$. O instrumento tem sensibilidade de $0,08\text{ uV/V}$, os limites de carga são de 10000N para a carga vertical e 4000N para as cargas nas direções horizontal e vertical, respectivamente. Tendo um erro de $1,15\%$, estipulado através de aferição de massas conhecidas.

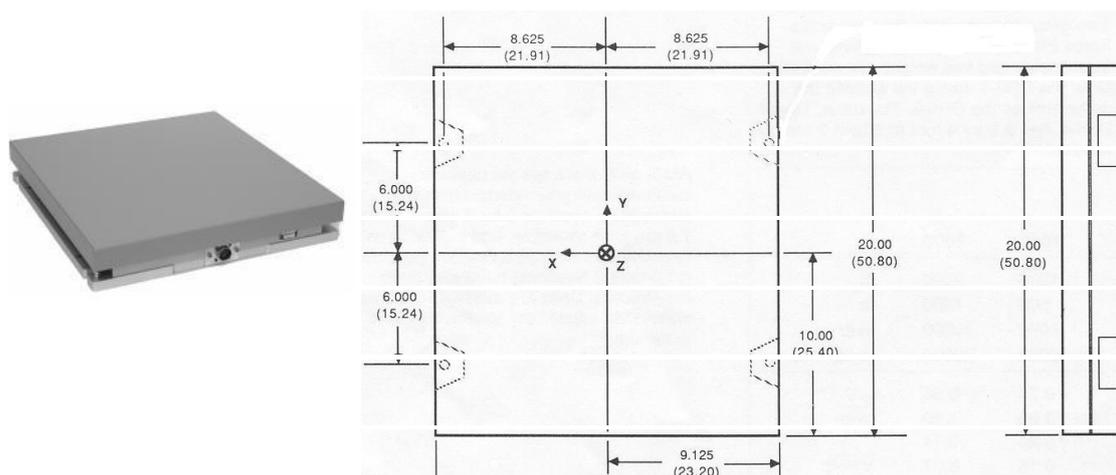


Figura 3: Plataforma de força AMTI OR6-5, e vista superior de suas medidas (Fonte: ATMI, 1991).

O sistema é ligado ao um condicionador e amplificador de sinal, com 6 canais AMTI OR6-5, que permitem ganhos de 1000, 2000 ou 4000 para cada canal. Neste estudo utilizando um ganho de 1000 para os 6 canais.

3.3.2 Monofilamentos

Para avaliar a sensibilidade táctil da superfície plantar foi utilizado um conjunto com 20 monofilamentos *SEMMES-WEINSTEIN* (*North Coast Inc.* ®), cedidos como empréstimo pela Universidade de Duisburg-Essen – Alemanha.

Estes filamentos consistem em fios de nylon, com diâmetros específicos, que variam de 0,0635 a 1,1430mm, área de secção transversa de 0,0032 a 1,0261 mm², força de curvamento de 0,0045 a 447,0g e uma pressão (força de curvamento dividida pela área de secção transversa) de 1,4063 a 435,6301 g/ mm² (OLMOS, *et al.*, 1995), todos com comprimento de 38mm, e expressam valores na função Log₁₀ da Força em mg. Assim, cada número (N) do filamento representa o logaritmo decimal de 10 vezes a força de flexão em miligramas: $N = \log_{10} (10 \times \text{força de flexão em mg})$, sendo próprios para avaliar os níveis de sensação cutânea do corpo (NORTH COAST, 1996).

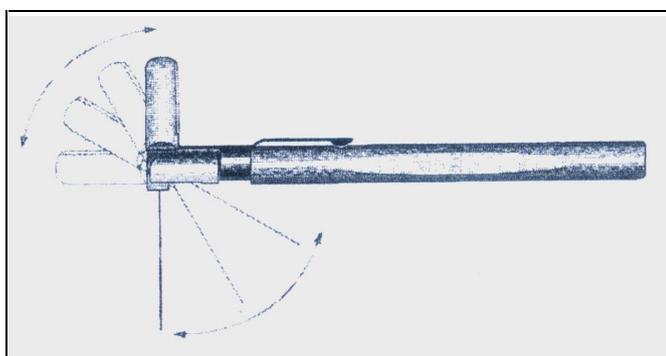


Figura 4: Ilustração do monofilamento (Fonte: North Coast, 1996)

Os filamentos são numerados e os índices estão organizados de acordo com os seus diâmetros, resultando em progressivo acréscimo da pressão (BELL-KROTOSKI e TOMANICK, 1987). Estes diâmetros representam a força aplicada, medidas em uma escala logarítmica teórica de força, variando de 0,008 a 300 g, individualmente calibrados com um desvio padrão de 5% (NORTH COAST, 2000). Rith-Najarian, Stolusky e Gohdes (1992) detalharam como resultados de calibração uma variação de 10% nestes monofilamentos e Booth e Young (2000) apresentaram

como resultado uma variação de $\pm 1,0g$, sobre o valor de 10,0g definido para o monofilamento número 5.07.

De acordo com esta escala logarítmica quanto menor o diâmetro, menor a força aplicada e maior a sensibilidade na região testada, conforme Quadro 1 estabelecido pelo próprio fabricante (NORTH COAST, 2000). Embora os diâmetros sejam conhecidos, tal tabela apresenta os valores de conversão da força em gramas e não em pressão, porque as áreas de contato do filamento com a pele não poderiam ser determinadas com a acurácia necessária, assim como também, não poderiam ser determinadas diretamente (BELL-KROTOSKI *et al.*, 1995).

Quadro 1- Limiar de Sensibilidade cutânea estabelecido no kit de monofilamentos North Coast Inc.® .

Índice do filamento	Força em gramas	Diâmetro (mm)*	Representação	Limiar na Superfície Plantar
1.65	0,008	0,064	Verde	Normal
2.36	0,02	0,076		
2.44	0,04	0,102		
2.83	0,07	0,127		
3.22	0,16	0,152		
3.61	0,4	0,178	Azul	
3.84	0,6	0,203	Roxo	Diminuição ao toque leve
4.08	1	0,229		
4.17	1,1	0,254		
4.31	2	0,305		
4.56	4	0,356	Vermelho	Diminuição Sensação de Proteção Perda da Sensação de Proteção
4.74	6	0,381		
4.93	8	0,406		
5.07	10	0,432		
5.18	15	0,438		
5.46	26	0,559		
5.83	60	0,711		
6.1	100	0,813		
6.45	180	1,016		
6.65	300	1.143		

Fonte: North Coast, 2000; * Bell-Krotoski e Tomancik, 1987.

Quanto ao Kit de monofilamentos da *SEMMES-WEINSTEIN*[®] a repetibilidade dos testes e do instrumento foram confirmadas por Bell-Krotoski e Tomancik (1987) e Smieja *et al.* (1999). Kumar *et al.* (1991) mostraram que os monofilamentos apresentam uma sensibilidade de 100% e uma especificidade de 77,7% para identificar pacientes com diminuição de sensibilidade plantar. Da mesma forma, Birke *et al.* (2000) apresentaram em seus resultados uma sensibilidade de 97% e especificidade de 100% para o filamento 4.93 (8,0g) e de 100% de sensibilidade e especificidade para o filamento 4.17 (1.4g). Por sua vez, para o filamento 4.31 (2,0g), Nagai *et al.* (2000) obtiveram como resultados 48% de sensibilidade e 86% de especificidade e para os filamentos 4.56 (4,0g) e 5,07 (10g) os valores foram de 85% e 88% de sensibilidade, com 73% e 68% de especificidade, respectivamente. Sendo assim os monofilamentos são válidos e precisos para testar a sensibilidade do pé.

3.4 VARIÁVEIS DE ESTUDO

3.4.1 Definições conceituais e operacionais das variáveis

A seguir serão descritas conceitualmente e operacionalmente as variáveis analisadas no estudo. Estas são obtidas a partir das forças de reação do solo vertical, horizontal e lateral e os respectivos momentos, que fornecem dados para o cálculo do Centro de Pressão e são obtidas mediante o registro sobre a plataforma de força AMTI OR6-5.

O processamento das informações é realizado utilizando o programa Peak Motus 4.0.

-Deslocamento do COP na direção antero-posterior (Média X): conceitualmente corresponde aos deslocamentos do COP na direção antero-posterior. Operacionalmente é determinada através do seguinte cálculo: $COP_x = (-h.F_x - M_y)/F_z$, sendo posteriormente efetuado o cálculo da média aritmética. Onde h é a altura fixa da superfície da plataforma de força relativo a referencia da

origem do centro geométrico da plataforma, F_z é a força vertical de reação do solo, F_x é a força ântero-posterior de reação do solo e M_y é o momento em torno do eixo ortogonal y (DUARTE, HARVEY, ZATSIORSKY, 2000). O valor desta variável é expresso em mm.

- Deslocamentos do COP na direção latero-lateral (Média Y): conceitualmente corresponde aos deslocamentos COP na direção látero-lateral. Operacionalmente é uma variável determinada através do seguinte cálculo: $COP_y = (-h \cdot F_y + M_x) / F_z$, sendo posteriormente efetuado o cálculo da média aritmética. Onde h é a altura fixa da superfície da plataforma de força relativo a referencia da origem do centro geométrico da plataforma, F_z é a força vertical de reação do solo, F_y é a força médio-lateral de reação do solo e M_x é o momento em torno do eixo ortogonal x (DUARTE, HARVEY, ZATSIORSKY, 2000). Sendo o valor desta variável expresso em mm

- Velocidade média do COP: conceitualmente definida como a velocidade alcançada pelo sujeito em relação às oscilações do corpo nas direções ântero-posterior e latero-lateral, durante o intervalo de tempo em que permaneceu na postura em pé. Operacionalmente, a velocidade média foi derivada pela divisão do deslocamento total do COP pelo tempo da coleta de dados (RIACH e STARKES, 1994). Sendo determinada através do seguinte cálculo:

$$Vel = (1/T) \sum_{i=1}^N |COP_i - COP_{i-1}| \quad (\text{REDFERN } et al, 2003).$$

Onde N é o número total de pontos coletados no teste é T é o tempo total do teste. Sendo esta velocidade média calculada para as direções ântero-posterior e latero-lateral e o seu valor expresso em mm/s.

-Máximo deslocamento do COP: conceitualmente é definida como o máximo deslocamento do COP alcançado pelo sujeito no intervalo de tempo em que permaneceu na postura (MOCHIZUKI, ÁVILA E AMADIO, 1999). Operacionalmente, é identificada como o maior valor de deslocamento do COP obtido durante o intervalo de tempo avaliado, na direção ântero-posterior (amplitude máxima em x) e na direção látero-lateral (amplitude máxima em y). Estando seu valor expresso em mm.

- Área de deslocamento do COP: conceitualmente esta variável é definida como a área da elipse formada pelos deslocamentos do COP nas direções ântero-posterior e látero-lateral. Operacionalmente é determinada pelo método estatístico de análise dos componentes principais, indicado por Oliveira, Simpson e Nadal (1996). Neste método, inicialmente encontra-se a direção das dispersões máxima e mínima da distribuição no plano cartesiano. A dispersão máxima dos dados refere-se ao eixo principal e o eixo secundário é ortogonal ao eixo principal. O comprimento dos dois eixos que formam a elipse representam 1,96 vezes o desvio-padrão nas direções antero-posterior e látero-lateral, incluindo assim 95% dos dados entre os eixos. Assim, 83,35% dos dados encontram-se dentro do perímetro da elipse, dada em mm^2 .

Desvio Quadrático Médio do COP (RMS): conceitualmente representa as variações do COP. O *RMS (root-mean-square)* ou desvio quadrático médio estima a quantidade total de variação no movimento do COP, ou sejam, as amplitudes do COP. Sendo operacionalmente definida através

do cálculo, apresentado por Redfern *et al*, 2003 :
$$RMS = \sqrt{(1/N) \sum_{i=1}^N (COP_i - COP_{avg})^2}$$
. Onde N é o número total de pontos da série do teste. Sendo esta variável calculada para as direções antero-posterior e latero-lateral. O valor desta variável é expresso em mm.

- Nível de Sensibilidade plantar: conceitualmente é definida como a capacidade dos receptores cutâneos plantares sensíveis ao tato e pressão responderem a um estímulo tátil na superfície da pele lisa (GUYTON, 1991). Operacionalmente esta variável é determinada a partir da resposta do indivíduo mediante a pressão de monofilamentos com diferentes diâmetros, sentido em diferentes regiões da superfície plantar, dado os valores em índice que corresponde a escala Log 10 da força em mg (NORTH COAST, 1996), dado em unidade adimensional (u.a).

3.4.2 Controle das variáveis

Com a finalidade de assegurar a qualidade do estudo, as seguintes variáveis foram controladas durante os procedimentos de coleta:

- a) Condição Física: o sujeito não poderia estar cansado, referindo fadiga, e ter praticado atividade física antes da coleta de dados, afim de não influenciar sobre a aquisição. Sendo

isto orientado verbalmente em contato prévio com as equipes e vindo os atletas para a coleta de dados antes do horário de treino.

- b) Calosidades do pé: regiões de hiperqueratose ou calosidades podem alterar a avaliação da sensibilidade plantar, portanto realizou-se uma inspeção do pé dos sujeitos e as regiões consideradas com calosidades foram excluídas da avaliação. Caso não fosse possível realizar tal procedimento, o sujeito era excluído da amostra.
- c) Base de suporte: foi orientado, verbalmente, ao sujeito durante a coleta, a manter os pés afastados na largura dos ombros, mantendo-se assim uma distância entre os pés de 10 a 14cm (VIEL, 2001), sendo que o mesmo sujeito manteve a mesma distância para todos os testes bipodais. Sendo conferido pelo pesquisador.
- d) Ambiente de coleta: os sujeitos eram conduzidos a uma sala individual, livre de ruídos ou quaisquer interrupção que pudesse interferir no teste tanto para sensibilidade plantar quanto para as coletas das variáveis do COP, na plataforma de força.
- e) Temperatura: a temperatura do local, verificada através de termômetro ambiente, foi mantida entre 18° e 23° graus Celsius, determinadas por Pollock e Wilmore (1993) como uma faixa de segurança que não interfere nos condições físicas do avaliado.

3.5 PROCEDIMENTOS DE COLETA DE DADOS

Após aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade do Estado de Santa Catarina, processo nº 34/2003 (Anexo I), foi realizado contato com os responsáveis pelas equipes desportivas selecionadas para estudo e seus respectivos técnicos, apresentando o projeto a ser desenvolvido. Após o cadastro geral, e o aceite do atleta na participação da pesquisa, os seguintes procedimentos para coleta de dados foram utilizados, conforme definido no estudo piloto (Anexo V) na seqüência abaixo.

a) Orientação verbal e repasse por escrito ao sujeito sobre todos os procedimentos a que ele estaria sendo submetido e qual a finalidades de tais testes. Assim após sua aprovação através do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo II), e resposta da ficha de identificação e aferição da massa e estatura, a fim de caracterizar os sujeitos do estudo (Anexo III).

b) Avaliação da sensibilidade da região cutânea plantar dos sujeitos, utilizando o conjunto de monofilamentos North Coast Semes-Weinstein Monofilamento (1996). Nesta etapa, o sujeito foi orientado, verbalmente, sobre a realização do teste, onde um primeiro estímulo com o monofilamento foi dado no dorso da mão a fim de que o sujeito percebesse o estímulo,

compreendesse-o e pudesse interpretar o teste na superfície plantar. Em seguida foi realizada a inspeção visual da superfície plantar, seguido de limpeza e assepsia dos pés com álcool 70°. Não sendo dada qualquer instrução prévia quanto a higiene da pele. O sujeito foi então posicionado sobre uma maca, em decúbito ventral e com os olhos vendados, estando em uma sala isolada. A orientação dada correspondia a responder apenas “sim” ou “não”, após ser questionado sobre a estimulação.

A avaliação seguiu este protocolo: foram realizadas 10 tentativas para cada região do pé, assim estabelecidas (calcâneo, médio pé, cabeça do I e V metatarso e hálux), e destas 2 eram falso positivas. Considerando que ele identificava o estímulo do respectivo monofilamento caso respondesse afirmativamente a seis das dez tentativas realizadas, seguindo a mesma proporção estabelecida por Gin *et al.* (2002). O teste iniciava com o monofilamento de número 4.17. Aplicou-se o estímulo com o filamento perpendicularmente a superfície da pele, comprimido-o até que uma deformação na forma em “C” fosse obtida, no tempo de 1,5 s com um intervalo entre uma tentativa e outra também de 1,5s. Seguindo o teste conforme o algoritmo modificado 4, 2, 1 proposto por Dyck *et al.* (1993), segundo os quais este procedimento é reprodutível, objetivo, acurado e robusto o suficiente para ser usado em avaliações. Dependendo da resposta do sujeito, a mudança de intensidade era feita incrementando 4 níveis dos filamentos (caso o sujeito não respondesse positivamente ao estímulo) ou diminuindo 4 níveis caso fosse positiva a resposta. Um novo estímulo, com o filamento correspondente era realizado. A mudança na intensidade era então pelo incremento ou diminuição de 2 níveis dos filamentos e em seguida de 1 nível do filamento.

c) coleta dos dados referentes ao equilíbrio: após avaliação da sensibilidade foi solicitado aos avaliados posicionarem-se de pé, sobre a plataforma de força, mantendo-se o mais estático possível, com membro superiores ao longo do corpo, pés ligeiramente afastados, paralelos, não ultrapassando a largura dos ombros, com o olhar dirigido a frente, a cabeça reta, sem inclinações laterais e sem olhar para baixo. Na condição unipodal o sujeito foi orientado a permanecer sobre o pé que ele considerava como o seu pé de apoio (questionado diretamente ao sujeito), que correspondia ao mesmo pé onde se avaliou a sensibilidade plantar. Estando o membro inferior contralateral com o joelho semi-fletido, aduzido, mas não tocando o membro em apoio, com braços ao longo do corpo. Neste teste, não foi levado em consideração a dominância lateral do sujeito, através de teste de lateralidade, mas somente o seu pé de apoio.

As posições assumidas foram apoio bipodal e apoio unipodal com olhos abertos e olhos fechados e com e sem o uso de calçado durante o teste, com a seqüência dos testes randomizada no instante do teste. O tempo de aquisição para a condição bipodal foi de 30s e para a condição unipodal de 20s (Carpenter *et al.* 2001), com frequência de amostragem de 50Hz.

3.6 PROCESSAMENTO DE DADOS

O gerenciamento dos parâmetros de aquisição e armazenamento dos dados referentes ao Centro de Pressão (COP) foi realizado utilizando *Software* Motus 4.0.

Após esses procedimentos, os dados foram processados através de rotina estabelecida no programa Matlab 5.3 (ANEXO II). Os processamento constaram de: a) filtragem do sinal com filtro Butterworth de 2ª ordem passa alta de 2 Hz e passa baixa de 20Hz (SCHUMANN *et al.*, 1995; DUARTE e ZATSIORSKY, 2000; SPEERS, KUO e HORAK, 2002); b) descarte dos primeiros 10% e últimos 10% do tempo de coleta do sinal para minimizar interferências causadas no processo de filtragem do sinal e processamento matemático; c) remoção do *off-set* (remoção da média do sinal); d) cálculo das variáveis do COP.

Filtro passa-baixa foi utilizado para reduzir os ruídos presentes no sinal e um filtro passa-alta para remover os baixos *drifts* do COP, os quais não são diretamente associados com oscilações espontâneas para coletas de curto intervalo de tempo (KARLSSON e FRYKBERG, 2000).

Em seguida o banco de dados, organizado em planilhas para cada variável do estudo, foi exportado para um pacote estatístico, afim de que fossem realizadas as análises estatísticas.

3.7 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

A partir do banco de dados criado foram realizados aos seguintes tratamentos estatísticos:

- Para caracterizar o nível de sensibilidade das diferentes regiões plantares dos grupos foi utilizada estatística descritiva através da mediana.

- Para caracterizar as variáveis referentes ao Centro de pressão (COP) dos grupos foi utilizada a estatística descritiva (média, desvio padrão e coeficiente de variação).
- Para comparar o nível de sensibilidade entre os grupos foi utilizada estatística não-paramétrica, com uso do teste de mediana de Kruskal-Wallis e Teste U de Mann-Whitney, na comparação entre as diferentes regiões da superfície plantar.
- Para comparar as variáveis do COP relacionadas ao equilíbrio entre os grupos optou-se pela estatística inferencial através de Análise de Variância three-way (3x2x2), considerando-se os grupos [prática descalço (atletas cuja prática é descalço), prática com calçado (atletas cuja prática é com calçado) e não-atletas] e os fatores informação visual (olhos abertos, olhos fechados) e uso de calçado no teste (descalço, calçado). Utilizando como análise de “post-hoc”, o Teste de Sheffé.
- Para verificar a associação entre a sensibilidade tátil com as variáveis relacionadas ao equilíbrio foi utilizada estatística não paramétrica, através do coeficiente de correlação de *Spearman*.

Em todos os testes considerou-se um nível de significância de $p = 0,05$.

3.8 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Na realização do estudo alguns aspectos fugiram ao controle do pesquisador:

- ambiente de avaliação: pode ter interferido, por ser um ambiente diferente do habitual;
- motivação: o fato do sujeito estar ou não motivado a realizar o teste e a concentração dos sujeitos pode ter interferido sobre os testes.
- aptidão física individual dos atletas: também pode estar relacionada com os parâmetros analisados, sejam eles equilíbrio ou sensibilidade plantar.
- calçado: não houve um controle em relação ao calçado utilizado no que se refere as características de construção do calçado, ao desgaste, deformações e pontos de maior compressão, sendo apenas solicitado o uso de tênis esportivo, o que pode ter influenciado sobre as respostas nos testes com calçado e descalço.
- posição de teste: Não foi utilizada nenhuma postura que exigisse um controle postural em condição de excessivo desequilíbrio, onde talvez pudessem ser observadas outras estratégias dos sujeitos para manter-se estáveis.

V - CONCLUSÕES E SUGESTÕES

Face aos resultados obtidos, diante do referencial teórico consultado e respeitando as limitações do estudo, foi possível concluir:

Com relação à sensibilidade plantar:

- A região mais sensível foi o médio pé e a menos sensível o calcâneo. Estando os valores medianos nos níveis de normalidade referentes na literatura, exceto o calcâneo com valor superior.

- Exceto para a região do calcâneo, que a sensibilidade plantar foi pior para os atletas cuja prática é com calçado, nas demais áreas parece que a prática de modalidades com ou sem calçado não influencia na sensibilidade plantar.

Com relação as variáveis do Centro de Pressão, relacionadas ao equilíbrio registra-se:

- Os valores encontrados para as variáveis do Centro de Pressão em todos os grupos, estão dentro da faixa encontrada na literatura, independente da posição, uso ou não de calçado durante o teste e informação visual.

- Os atletas da prática com calçado (voleibol e futebol) tiveram os maiores valores para todas as variáveis do Centro de Pressão, tanto na posição bipodal quanto unipodal.

- Na posição bipodal todas as variáveis do Centro de Pressão foram semelhantes para os três grupos. O que parece que o fato de praticar modalidades com uso ou não de calçado, e ser ou não atletas não influenciam as variáveis para esta posição.

- O mesmo não ocorreu na posição unipodal, para a qual as variáveis máximo deslocamento, média de deslocamento, velocidade média e área de deslocamento do COP, sofreram efeito da modalidade em interação com a informação visual e foram significativamente superiores nos atletas que praticam a modalidade utilizando calçado.

- Os atletas que treinam e competem utilizando calçado (modalidade de voleibol e futebol) foram mais dependentes da informação visual que os atletas de ginástica olímpica e judô e indivíduos não atletas.

Quanto associação entre sensibilidade plantar e variáveis relacionadas ao equilíbrio do COP registrou-se:

- Para as posturas bipodal e unipodal considerado a mediana de toda a planta do pé as correlações entre a sensibilidade plantar e variáveis do equilíbrio foram baixas.

- As variáveis relacionadas ao equilíbrio que apresentaram correlação com a sensibilidade plantar foram diferentes tanto para as regiões, com para os grupos de prática.

- Para posição unipodal foram identificadas correlações significativas apenas para o grupo de atletas da prática descalço.

Assim, neste estudo exploratório conclui-se que os atletas que praticam modalidades com calçado foram mais dependentes da informação visual, do que atletas que praticam modalidades em situação descalço e os não-atletas. Enquanto os atletas que praticam modalidades caracterizadas pela não utilização de calçado esportivo, ou seja o judô e a ginástica olímpica,

utilizaram mais da informação sensorial da superfície plantar para manter o controle postural, realizando compensações em relação aos inputs sensoriais quando retirada a informação visual.

Estudos exploratórios como este, que controlam parâmetros relacionadas à investigação da sensibilidade plantar relacionada ao equilíbrio trazem resultados que além de instigar novos questionamentos a cerca do controle postural, tem aplicabilidade futura no que se refere a métodos de reabilitação e treinamento voltados ao estímulo do sistema sensorial como informação relevante para o controle da postura, uma vez que tais condições sejam confirmadas.

Diante da complexidade do sistema de equilíbrio, bem como da sua utilização das informações dos sistemas sensoriais, sugere-se para estudos futuros que: sejam adotadas posturas mais instáveis, a fim de que as diferenças possam ser salientadas entre diferentes populações. Utilização de instrumentos de distribuição de pressão plantar, para que possam ser identificados possíveis deslocamentos do Centro de Pressão para regiões mais sensíveis do pé. Da mesma forma que seria interessante análise cinemática a fim de poder identificar estratégias posturais diferenciadas entre atletas de diferentes modalidades e indivíduos não atletas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMTI (Advanced Mechanical Technology, Inc). Instruction manual model OR6-5 Biomechanics Plataform. Massachusetts: AMTI, 1991.

ÁVILA, A. V; AMADIO, A.C; GUIMARÃES, A.C; DAVID, A.C; MOTA, C.B. Métodos de medição em biomecânica do esporte: descrição de protocolos para aplicação nos centros de excelência esportiva. Revista Brasileira de Biomecânica, São Paulo. v. 3, n. 4, p. 57-67, 2002.

BALTER, S.G; STOKROOS, R; AKKERMANS, E; KINGMA, H. Habituation to galvanic vestibular stimulation for analysis of postural control abilities in gymnasts. *Neuroscience Letters*, v.366, p.71-75, 2004.

BELL-KROTOSKI, J; TOMANICK, E. The repeatability of testing with Semmes-Weinstein monofilaments. *The Journal of Hand Surgery*. v.12, n.1, p. 155-161, 1987.

BELL-KROTOSKI, J. Advances in sensibility evaluation. *Hand Clinical*, v.7, n.3, p.527-546, 1991.

BELL-KROTOSKI, J; FESS, E.E; FIGAROLA, J; HILTZ, D. Threshold detection and Semmes-Weinstein monofilaments. *Journal of Hand Therapy*. v.4, p. 155-162, 1995.

BENVENUTI, F; MARASSO, P, CAPRAD, R; PIETRO, G. Kinematic characteristics of standing disequilibrium: reliability and validity of a posturographic protocol. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, New York*, v. 80, n. 3, p. 278-287, 1999.

BIRKE, J.A; BRANDSMA, J.W; SCHREUDERS, T.A; PIEFER, A. Sensory testing with monofilaments in Hansen's disease and normal control subjects. *International Journal Leprosy Other Mycobactery Disease*. v. 83, p. 291-298, 2000.

BOOTH, J; YOUNG, M. Differences in the performance of commercially available 10-g monofilaments. *Diabetes Care*, v.23, n.7, p. 984-987, 2000.

BRAUER, S.G; BURNS, Y.R; GALLEY, P. A prospective study of laboratory and clinical measures of postural stability to predict community-dwelling fallers. *Journal of Gerontology*, v,55, n,8, p,469-476, 2000.

BULBULIAN, R; HARGAN, M. The effect of activity history and current activity on static and dynamic postural balance in older adults. *Physiology and Behavior*. v,70, p.319-325, 2000.

- CARON, O; GÉLAT, T; ROUGIER, P; BALCHI, J. A comparative analysis of the center of gravity and center of pressure trajectory path lengths in standing posture: an estimation of active stiffness. *Journal of Applied Biomechanics*. v.16, p. 234-247, 2000.
- CARPENTER, M; FRANK, J; WINTER, D; PEYSAR, G. Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. *Gait and Posture*. v. 13, p. 35-40, 2001.
- CHERNG, R.J; LEE, H.Y; SU, F.C. Frequency spectral characteristics of standing balance in children and young adults. *Medical Engineering and Physics*. v.25, p. 509-515, 2003.
- CHIARI, L; CAPPELLO, A; LENZI, D; CROCE, U.D. An improved technique for the extraction of stochastic parameters from stabilograms. *Gait and Posture*. v. 12, p.225-234, 2000.
- CLAIR, K.L; RIACH, C.L. Postural stability measure: What to measure and for how long. *Clinical Biomechanics*. v.11, p.76-178, 1996.
- COHEN, H. *Neurociência para Fisioterapeutas*. 2ª ed. São Paulo: Manole, 2001.
- CORNILLEAU-PÉRÈS, V; SHABANA, N; DROUZEL, J; GOH, J.C.; LEE, G.S.M; CHEW, P.K. Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: methodology and reliability. *Gait and Posture*. Setembro, 2004. In: www.sciencedirect.com (online).
- DANION, F; DUARTE, M; GROSJEZN, M. Fitts' law in human standing: the effect of scaling. *Neuroscience Letters*. v. 277, p.131-133. 1999.
- DICKSTEIN, R; SCHUPERT, C; HORAK, F.B. Fingertip touch improves postural stability in patients with peripheral neuropathy. *Gait and Posture*. v.14, p. 238-247, 2001.
- DUARTE, M; ZATSIORSKY, V.M. On the fractal properties of natural human standing. *Neuroscience Letters*. v. 283., p.173-176. 2000.

DUARTE, M; HARVEY, W; ZATSIORSKY, V. Stabilographic analysis of unconstrained standing. *Ergonomics*. v.43. n.11. p.1824-1839, 2000.

DUARTE, M. Modelagem do controle postural humano. Apresentado no IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, Gramado, 2001.

DUARTE, M; ZATSIORSKY, V. M. Effect os body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Experimental Brain Research*. v.246, p. 60-69. 2002.

DYCK, P.J; O'BRIEN, P; KOSANKE, J; GILLEN, D; KARNES, J.K. A 4, 2, and 1 stepping algorithm for quick and accurate estimation of cutaneous sensation threshold. *Neurology*. v.43, p.1508-1512, 1993.

EILS, E; NOLTE, S; TEWES, M; THORWESTEN, L; VÔLKER, KÇ ROSENBAUM, D. Modified pressure distribution patterns in walking following reduction of plantar sensation. *Journal of Biomechanics*. v.32, p. 1307-1313. 2002.

FERDJALLAHA, M; HARRIS, G.F; SMITHB, P; WERTSCHD, J. Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. *Clinical biomechanics*. v.17, issue 3, p.203-210, 2002.

FOSS, M; KETEVIAN, S. Fox: bases fisiológicas do exercício e do esporte. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

FRITSCH, R; RIEHLE, H. Beurteilung der quasistatischen Gleichgewichtsfähigkeit bei Wettkampfturnern mittels eines Plantardruckverteilungs-systems im Vergleich zu einem Messplattformsystem. In: Symposium der Deutschen Vereinigung Für Sportwissenschaft. 2001. Universität Konstanz, p. 209-214.

FUJIWARA, K; ASAI, H; MIYAGUCHI, A; TOYEMA, H; KUNITA, K; INOVE, K. Perceived standing position after reduction of foot pressure sensation by cooling the sole. *Perceptual Motor Skills*. v.96, .p. 38-39, 2003.

GALAHUE, D.L; OZMUN, J.C. Compreendendo o desenvolvimento motor – bebês, crianças, adolescentes e adultos. São Paulo: Phorte Editora, 2001.

GANDRA, V; OLIVEIRA, L.F; NADAL, J. Efeito da visão no controle postural ortostático em testes estabilométricos de longa duração. Inc X congresso Brasileiro de Biomecânica. 2003. Anais... Ouro Preto. MG. Belo Horizonte: Sociedade Brasileira de Biomecânica. 2003. p.430-433.

GILMAN, S; WINANAS, S. Elementos fundamentais de neuroanatomia e neurofisiologia. São Paulo: Manole, 1984.

GIN, H; RIGALLEAU, V; BAILLET, L; RABEMANATSOA, C. Comparison between monofilament, tuning fork and vibration perception tests for screening patients at risk of foot complication. *Diabetes Metabolic*.v.28, p.457-461, 2002.

GOMES, C. Curso de Estatística. São Paulo: Manole, 1990.

GUYTON, A. Neurociência Básica – anatomia e fisiologia. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991.

HÄMÄLÄINEN, H; KEKONI, J; RAUTIO, J; MATIKAINEN, E; JUNTUNEN, J. Effect of unilateral sensory impairment of the sole of the foot on postural control in man: implication for the role of mechanoreception in postural control. *Human Movement Science*. v.11, p.549-561. 1992.

HASAN, S.S; LICHTENSTEIN, J; SHIAMI, R.G. Effect of loss of balance on biomechanics platform measures of sway: influence of stance and a method for adjustment. *Journal of Biomechanics*. v.23, n.8, p.783-789, 1992.

HASAN, S; ROBIN, D; SZURKUS, D; ASHMED, D; PETERSON, S; SHIAMI, R. Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part II: Amplitude and frequency data. *Gait and Posture*. v. 4, p. 11-20, 1996.

HERNANDES, B.D.O. *Treinamento Desportivo*. 2ª ed. Rio de Janeiro: Sprint, 2002.

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

INGLIS, J; KENNEDY, P.M; WELLS, C; CHUA, R. The role of cutaneous receptors in the foot. *Advanced Experimental Medicine Biology*. v.508, p. 111-117, 2002.

JEANDEL, C; VUILLEMIN, A. Effects des activités physiques sur le contrôle postural chez le sujet âgé. *Science & Sports*. v.15, p.187-193. 2000.

JENG, C; MICHELSON, J; MITZEL, M. Sensory thresholds of normal human feet. *Foot and Ankle International*. v.21, p.501-504, 2000.

KAHKY, A.M; KINGAM, H; DOLMANS, M; DE JONG, I. Balance control near the limit of stability in various sensory conditions in healthy subjects and patients suffering from vertigo or balance disorders: impact of sensory input on balance control. *Acta Otolaryngology*. v.120, p.508-516, 2000.

KARLSSON, A; FRYKBERG, G. Correlations between force plate measures for assessment of balance. *Clinical Biomechanics*. v. 15, p. 365-369. 2000.

KAVOUNOUDIAS, A; ROLL, R; ROLL, J.P. The plantar sole is a dynamometric map for human balance control. *NeuroReport*. v. 9, n.14, p.3247-3252. 1998.

KAVOUNOUDIAS, A; ROLL, R; ROLL, J.P. Specific whole-body shifts induced by frequency-modulate vibration of human plantar soles. *Neuroscience Letters*. v.266. p.181-184, 1999.

KAVOUNOUDIAS, A; ROLL, R; ROLL, J.P. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *Journal of Physiology*, p.869-878, 2001.

KETS, C.M; VAN LEERDAM, M.E; VAN BRAKEL, W.H; DEVILLE, W; BERTELSMANN, F.W. Reference value for touch sensibility thresholds in healthy Nepalese volunteers. *Leprosy Review*. v.67, n,1, p.28-38, 1996.

KIMMESKAMP, S; MILANI, T; PRÄTORIUS, B; LOMBERG, M. Der einfluss plantarer Mechanosensorik auld as gleichgewicht bei jungen Menschen. In: II Symposium der Gesellschaft für Biomechanik. 2001. Freiburg.

KOWALZIK, R; BIREIGT, H; BIEDERMANN, H; PEIPER, U. Two-point discrimination of vibratory perception on the sole of the human foot. *Foot and Ankle International*. v.17, n.10, p.629-634, 1996.

KRAEMER, W; SEALS, R; HAGBERG, ; YERG, S. Strength and power training: physiological mechanisms of adaptation. *Exercise Sport Science*. v. 24, p. 363-347, 1996.

KUMAR, S; FERNANDO, D; VEVES, A; KNOWLES, E; YOUNG, M; BOULTON, A. Semmes-Weinstein monofilaments: a simple, effective and inexpensive screening device for identifying diabetic patients at risk of foot ulceration. *Diabetes Research Clinical Pract*. v.13, p.63-67, 1991.

LAUGHTON, C; SLAVIN, M; KATDARE, K; NOLAN, L; BEAN, J; KERRIGAN, D; PHILIPS, E; LIPSITZ, L; COLLINS, J. Aging, muscle activity and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. *Gait and Posture*. v.18, p.101-108, 2003.

LEE, S; KIM, H; CHOI, S; PARK, Y; KIM, Y; CHO, B. Clinical usefulness of the two-site Semmes-Weinstein monofilament test for detecting diabetic peripheral neuropathy. Journal Korean Medicine Science. v.18, p.103-107, 2003.

LOSS, J; BALBITON, A; ZARO, M. Análise de sinais – aula de aquisição de dados via computador. 199?. Disponível no endereço eletrônico. In: www.urgs.br/lmm.

MAISSON, J. Postural control systems in developmental perspective. Neuroscience and Biobehavioral Reviews. v.22, n.4. p.465-472, 1998.

MAGNUSSON, M; ENVOM, H; HANSSON, J. PYYKKO, I. Significance of pressor input from the human feet in anterior-posterior postural control- the effect of hypothermia and vibration-induced body sway. Acta Otolaryngology. v.110, p.182-188, 1990.

MAGNUSSON, M; KARBERG, M. Effects of hypothermic anesthesia of the feet on vibration induced sway and adaptation. Lancet. v. 362, p.1123-1124, 2003.

MAURER, C; MERGNER, T; BOLHA, B; HLAVACKA, F. Vestibular, visual and somatosensory contribution to human control of upright stance. Neuroscience Letters. v.281, p.99-102, 2000.

MAURER, C; MERGNER, T; BOLHA, B; HLAVACKA, F. Human balance control during cutaneous stimulation of the plantar soles. Neuroscience Letters. v.302, p.45-48, 2001.

MAYFIELD, J; SUGARMAN, J. The use of the Semmes-Weinstein monofilament and other threshold tests for preventing foot ulceration and amputation in persons with diabetes. Journal Pharmacology Practic. v.49, suplementt, p.17-19, 2000.

McGILL, M; MOLYNEAUX, L; SPENCER, R; HENG, L; YUE, D. Possible sources of discrepancies in the use of the semmes-weinstein monofilament- impact on prevalence of insensate foot and workload requirements. , v.22, n.4, p.598-602, 1999.

MELO, S.I.L. Um sistema para determinação do coeficiente de atrito (μ) entre calçados esportivos e pisos usando o plano inclinado. 1995. 221f. Tese (Doutorado em Educação Física) – Curso de Pós-Graduação em Educação Física, Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria.

MENSURE, S; CREMIEUX, J; AMBLARD, B. Les stratégies et performance posturales sensori motrices: effect de l'entraînement. *Annales Kinésithérapie*. v. 22, p.151-163, 1995.

MENSURE, S. Postura, equilíbrio e locomoção: bases neurofisiológicas. In: VIEL, E. A marcha humana, a corrida e o salto. São Paulo: Manole, 2001.

MEYER, P; ODDSSON, L; DE LUCA, C. J. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Experimental Brain Research*. v. 156, p. 505-512, 2004a.

MEYER, P; ODDSSON, L; DE LUCA, C. J. Reduced plantar sensitivity alters postural responses to lateral perturbation of balance. *Experimental Brain Research*. v.157, p.526-536, 2004b.

MILANI, T.L; KIMMENSKAMP,S. The sensitive foot. In: I SIMPÓSIO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA DO CALÇADO. 2001. Gramado, Anais... Gramado. p.14-16.

MOCHIZUKI, L; FERNANDES, E; DUARTE, M; AMADIO, A.C. Avaliação de parâmetros biomecânicos relacionados ao porturograma. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 7, 1997. Campinas, Anais... Campinas: UFSCAR, 1997. p. 93-96.

MOCHIZUKI, L; ÁVILA, A. V; AMADIO, A. C. Resultados preliminares do estudo sobre a manutenção do equilíbrio em posturas unipodais. In: VIII CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8, 1999. Florianópolis. Anais...Florianópolis: UDESC, 1999. p.251-254.

MOCHIZUKI, L. Análise biomecânica da postura humana: estudos sobre o controle do equilíbrio. 2001. 200f. Teses (Doutorado). Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo. São Paulo.

MORIOKA, S; YAGI, F. Influence of perceptual learning on standing posture balance: repeated training for hardness discrimination of foot sole. *Gait and Posture*.v.7, p.1-5, 2003.

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.

NAGAI, Y; SUGIYAMA, Y; ABE, T; NOMURA, G. 4-g monofilament is clinically useful for detecting diabetic peripheral neuropathy. *Diabetes Care*. v.24, p. 183-184, 2001.

NAKAGAWA, H; OHASHI, N; WATANABE, Y; MIZUKOSHI, K. The contribution of proprioception to posture control in normal subjects. *Acta Otolaryngolyc*. v.504, p.112-116, 1993.

NORDAHL, S.H; AASEN, T; DYKORN, B.M; EIDSVIK, S; MOLVAER, O. Static stabilometry and repeated testing in a normal population. *Aviat Space Environ Med*. v.71, n.9. p.889-893, 2000.

NORTH COAST. North Coast™ Semmes-Weinstein Monofilament Instruction. **San Jose:** North Coast Medical, 1996.

NORTH COAST MEDICAL Inc. Touch-Test Sensory Evaluator Instructions. **Morgan Hill.** 2000.

NURSE, M.A; NIGG, B.M; STEFANYSHYN, D.J; LIU, W; MILLER. J.E. Differences in the sensation of the plantar surface of the human foot. In: *North American Congress of Biomechanics*, Anais, Ontario. Canada, 1998.

NURSE, M.A; NIGG, B.M. Quantifying a relationship between tactile and vibration sensitivity of the human foot with plantar pressure distributions during gait. *Clinical Biomechanics*. v.14, p. 667-672, 1999.

NURSE, M.A; NIGG, B.M. The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. *Clinical Biomechanics*. v.16, p.719-727. 2001.

OIE, K; KIEMEL, T; JEKA, J.J. Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. *Cognitive Brain Research*. v.14, p.164-176, 2002.

OLIVEIRA, L.F; SIMPSON, D.M; NADAL, J. Calculation of the area of stabilometric signals using principal components analysis. *Physiological Measures*. v.107, p.305-312, 1996.

OLMOS, P; CATALAND, S; O'DORISIO, T; CASEY, C; SMEAD, W; SIMON, S. The Semmes-Weinstein monofilament as a potential predictor of foot ulceration in patients with noinsulin-dependent diabetes. *The American Journal of the Medical Sciences*. v. 309, p.76-82, 1995.

ÖNELL, A. The vertical ground reaction force for analysis of balance? *Gait and Posture*. v. 12, n. 1, p. 3-7, 2000.

PAILLARD, T. AKOVA, B; BEUNEN, P; DYBA, W. Activités posturo-cinétiques et chutes du judoka. *Science & Sports, Paris*, v. 17, n.3, p. 140-142, 2002.

PEAKSTAR. MOTUS- motion measurement system – peakstart manual. Englewood: Peak Performance Technologies, 1996.

PERRIN, P; SCHNEIDER, D; DEVITERNE, D; PERROT, C; CONSTANTINESCU, L. Training improves the adaptation to changing visual conditions in maintaining human posture control in a test of sinusoidal oscillation of the support. *Neuroscience Letters*. v. 245, p.155-158, 1998.

PERRIN, P; DEVITERNE, D; HUGEL, F; PERROT, C. Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control. *Gait and Posture*. v. 15, n.6, p. 187-194, 2002.

POLLOCK, M; WILMORE, J.H. Exercícios na saúde e na doença. 2ª ed. Rio de Janeiro, Medsi, 1993. 718p.

PRÄTORIUS, B; KIMMESKAMP, S; MILANI, T.L. The sensitivity of the sole of the foot in patients with Morbus Parkinson. *Neuroscience Letter*. v, 346, p.173-176. 2003.

RAYMAKERS, J.A; SAMSON, M.M; VERHAAR, H.J.J. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter (s). *Gait and Posture*. v.21. p.48-58, 2005.

REDFERN, M.S; TALKOWSKI, M.E; JENNINGS, R; FURMAN, J.M. Cognitive influences in postural control of patients with unilateral vestibular loss. *Gait and Posture*. v.0. p.1-11, 2003.

RIACH, C.L; STARKES, J.L. Velocity of center of pressure excursions as an indicator of postural control systems in children. *Gait and Posture*. v.2. p.167-172, 1994.

RITH-NAJARIAN, S; STOLUSKY, T; GOHDES, D.M. Identifying diabetic patients at high risk for lower-extremity amputation in a primary health care setting: a prospective evaluation of simple screening criteria. *Diabetes Care*, v.15, p.1386-1389, 1992.

ROUX, K; GENTIL, C; SHIEPPATI, M. A linear feedback system unveils the complexity in the posturo-kinetic co-ordination. Effect of expertise on bending movements in gymnasts and non-gymnasts. *Journal of Human Movement Studies*. v.42. p.345-366, 2002.

SCHUMANN, T; REDFERN, M; FURMAN, J; EL-JAROUDI, A; CHAPARRO, L. Time-frequency analysis of postural sway. *Journal of Biomechanics*. v.28, n.5, p.603-607, 1995.

SIMONEAU, G.G ULBRECHT, J.S; DERR, J. A; CAVANAGH, P.R. Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait and Posture*. v.3, n.3, p.115-122, 1995.

SLOBOUNOV, S; NEWELL, K.M. Postural dynamics as a function of skill level and task constraints. *Gait and Posture*. v.2, p.85-93, 1994.

SMIEJA, M; HUNT, D.L; EDELMAN, D; ETCHELLS, E; CORNUZ, J; SIMEL, D.L. Clinical examination for the detection of protective sensation in the feet of diabetic patients. *Journal Gen Intern Medicine*. v.14, p.418-424, 1999.

SPEERS, R.A; KUO, A.D; HORAK,F.B. Contribution of altered sensation and feedback responses to changes in coordination of postural control due to aging. *Gait And Posture* . v.18. p.20-30, 2002.

THOMPSON, J; SEBASTIANELLI, W; SLOBOUNOV, S. EEG and postural correlates of mild traumatic brain injury athletes. *Neuroscience Letters*, novembro, 2004. Disponível online in: www.sciencedirect.com.

THULLIER, F; MOUFIT, H. Multi-joint coordination in ballet dancers. *Neuroscience Letters*, v.369, p.80-84, 2004.

TJERNSTRÖM, F; FRANSSON, P.A; HAFSTRÖM, A; MAGNUSSON, M. Adaptation of postural control to perturbations – a process that initiates long-term motor memory. *Gait and Posture*. v.15, p.75-82, 2002.

UIMONEN, S; LAITAKARI, K; SORRI, M; BLOIGY, R; PALVA, A. Static posturography has been developed from a basic research test to a widely used clinical tool for evaluating. *Journal of Vestibular Research*. v. 2, p.349-356, 1992.

VAN DEURSEN, R.W.M; SIMONEAU, G.C. Foot and ankle sensory neuropathy, proprioception and postural stability. *Journal of Ortophaedic & Sports Physical Therapy*. v. 29, n.12, p.718-726. 1999.

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

VUILLERME, N; DANION, L; MARIN, L; BOYADJIAN, A; PRIEUR, J.M; WEISE, I; NOUGIER, V. The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neuroscience Letters*. v. 303, p.83-86. 2001.

VUILLERME, N; TEASDALE, N; NOUGIER, V. The effect of expertise in gymnastics on proprioceptive sensory integration in human subjects. *Neuroscience Letters*, v.311. p.73-76. 2001.

WEINECK, J. *Biologia do esporte*. São Paulo: Manole, 1991.

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

_____. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, v.3, p.193-214, 1995.

WHITE, S; YACK, H; JOHN, T; CAROLE, A; LIN, H. Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. V. 30, n 10, p. 1537-1542, 1998.

YAGI, K. Multivariate statistical analysis in stabilometry in human upright standing (the first report)- age related factor. *Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho*. v.92, n.6, p.889-908, 1989a.

_____. Multivariate statistical analysis in stabilometry in human upright standing (second report)- pattern recognition of a stabilogram. *Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho*. v.92, n.6, p.909-922, 1989b.

ZATSIORSKY, V; DUARTE, M. Biomechanics of quiet standing. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8, 1999. Florianópolis. Anais...Florianópolis: UDESC, 1999. p.3-17.

ANEXO II – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO



UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DESPORTOS - CEFID

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Projeto: "CARACTERÍSTICAS DO EQUILÍBRIO DE ATLETAS DE DIFERENTES MODALIDADES ESPORTIVAS"

	a) O tempo de coleta será de aproximadamente 40
--	---

<p>Gostaria de obter todas as informações sobre este estudo:</p> <p>a- Tempo que terei de ficar disponível;</p> <p>b- quantas sessões serão necessárias (com dia e horário previamente marcados);</p> <p>c- detalhes sobre todos os procedimentos (testes, tratamentos, exercícios, etc.);</p> <p>d- local onde será realizado;</p> <p>e- equipamentos ou instrumentos que serão utilizados;</p> <p>f- se preciso vestir alguma roupa ou sapato apropriado;</p> <p>g- quaisquer outras informações sobre o procedimento do estudo a ser realizado em mim.</p>	<p>minutos para a avaliação da sensibilidade e 40 minutos para avaliação do equilíbrio, sendo somente este o tempo que você terá que ficar disponível;</p> <p>b) Será necessária uma única sessão para coleta de dados com data e horário a serem agendados conforme disponibilidade;</p> <p>c) Serão realizadas apenas coletadas de dados referentes a sensibilidade da superfície plantar de seus pés, e seu equilíbrio em pé, sobre uma e as duas pernas. Não será feito nenhum tratamento ou exercício. Sendo que nenhum destes procedimentos serão invasivos ou requerem esforço físico.</p> <p>d) A coleta será realizada no Laboratório de Biomecânica do CEFID/UEDESC;</p> <p>e) Serão utilizados equipamentos específicos para as medições (plataformas de força para verificar o equilíbrio e monofilamentos (fios de nylon) para verificar sua sensibilidade na planta do pé).</p> <p>f) Inicialmente você deverá usar roupa tipo esportivo e tênis comum de caminhada, e posteriormente será necessário ficar descalço, para verificar o equilíbrio nesta condição.</p> <p>g) Para as análises do equilíbrio você ficará em posição em pé, parado durante o tempo de 40s e apoiado apenas em uma das pernas por 20s, realizando estas posturas com os olhos abertos e fechados e com e sem calçado. Esta coleta vai totalizar um tempo aproximado de 10 minutos, intervalados. Para verificar a sensibilidade da sua superfície plantar você ficará descalço, e será tocado em sua superfície plantar filamentos, feitos de fios de nylon com diferentes diâmetros, que se assemelham a palitos. Neste momento você estará com os olhos fechados e terá que informar se sente e em que local você sente o toque na planta do pé. Tal teste não é invasivo e não provoca qualquer lesão no seu pé.</p> <p>h) Você poderá retirar-se do estudo a qualquer momento, sendo esta escolha pessoal.</p>
<p>Quais as medidas a serem obtidas?</p>	<p>Serão obtidas medidas referentes as oscilações do seu corpo para manter o equilíbrio e o seu nível de sensibilidade na planta do pé.</p>
<p>Quais os meus benefícios e vantagens em fazer parte deste estudo?</p>	<p>Além de contribuir com o estudo, você receberá informações a cerca de sua condição de sensibilidade plantar e seu equilíbrio, que em se tratando de atleta poderá importante para o rendimento.</p>
<p>Quais as pessoas que estarão me acompanhando durante os procedimentos práticos deste estudo?</p>	<p>Apenas os pesquisadores:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Sebastião Iberes Lopes Melo (Orientador); - Aline Faquin (Orientando). - Jaqueline Nava Citadin (Bolsista)
<p>Este estudo envolve tirar fotos ou filmar a</p>	<p>Não serão realizadas filmagens ou fotografias de sua</p>

minha pessoa?	pessoa.
Existe algum questionário que preciso preencher? Sou obrigado a responder a todas as perguntas?	O questionário aplicado será para caracterizar pontos específicos do seu treinamento, não havendo a obrigação de responder qualquer pergunta.
Qual a maneira de se manter sob sigilo as minhas fotos, vídeos, questionários ou qualquer outro dado a meu respeito?	Todo este material ficará guardado com um dos pesquisadores, garantindo sigilo e os dados serão armazenados em forma de códigos ou números. Qualquer divulgação será realizada apenas após autorização prévia.
PESSOA PARA CONTATO (pesquisador responsável) Profº Dr. SEBASTIÃO IBERES LOPES MELO	Profº Dr. SEBASTIÃO IBERES LOPES MELO R. Rua Maria Eduarda, 506 CEP. 88040-250 d2silm@pobox.udesc.br 48-244 2260/233-6255 Aline Faquin 244-2324 Ramal 239

TERMO DE CONSENTIMENTO DO AVALIADO

Declaro que fui informado sobre todos os procedimentos da pesquisa e, que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes ao projeto e, que todos os dados a meu respeito serão sigilosos. Eu compreendo que neste estudo, as medições dos experimentos/procedimentos que serão feitas.

Declaro que fui informado que posso me retirar do estudo a qualquer momento.

Nome por extenso _____ .

Assinatura _____ Florianópolis, ____/____/____ .

TERMO DE CONSENTIMENTO DOS PAIS

Declaro que fui informado sobre todos os procedimentos a que meu filho (a) será submetido e, que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes ao projeto e, que todos os dados a este respeito serão sigilosos. Eu compreendo as medições dos experimentos/procedimentos que serão feitas, estando ciente das avaliações feitas em meu filho (a).

Sendo assim, eu _____ permito que o grupo de pesquisadores relacionados abaixo obtenha dados de avaliação de meu filho,(a) para fins de pesquisa, científico, médico e educacional.

Eu concordo que o material e informações obtidas relacionadas à ele (a) ser publicados em aulas, congressos, palestras ou periódicos científicos. Porém, meu filho(a) não deve ser identificado(a) por nome

em qualquer uma das vias de publicação ou uso.

Os dados ficarão sob a propriedade do grupo de pesquisadores pertinentes ao estudo e, sob a guarda dos mesmos.

Nome dos pais ou responsável: _____

Assinatura: _____

Equipe de pesquisadores:

Prof. Doutor Sebastião Iberes Lopes Melo

Mestranda Aline Faquin

Bolsista Jaqueline Nava Cittadin

Local onde será realizado o projeto:

Laboratório de Biomecânica do CEFID – UDESC

Rua: Pascoal Simone, 358. Coqueiros - Florianópolis

ANEXO III – FICHA DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO

	<input type="checkbox"/>
Nome: _____	
Idade: _____	
Sexo: M () F ()	
Massa (kg): _____	Altura (m): _____
Modalidade: _____	
Tempo de prática: _____	
Categoria: _____	
Local de treino: _____	
Participa de competições Oficiais: Sim () Não ()	
Se sim, qual _____	
Ganhou algum título? Sim () Não ()	
Se sim, qual _____	

ANEXO IV – FICHA PARA AVALIAÇÃO DA SENSIBILIDADE


```
saveas(gcf, file_a, 'bmp') % saving as bmp
A=imread(file_a,'bmp');
imwrite(A,file_a,'jpeg'); % saving as jpg

tudo(1,1:2)=max(abs(data2),[],1);% maximo
tudo(1,3:4)=mean(abs(data2),1);% media
tudo(1,5:6)=std(abs(data2),0,1);% desvio padrao
tudo(1,7:8)=sqrt(sum(data2).^2)/(length(data2));% RMS COP
tudo(1,9:10)=mean(abs(diff(data2)))/length(data2)*freq;% velocidade

[pc,score,latent,tsquare]=princomp(data2);
tudo(1,11)=pi*prod(2*sqrt(latent));% area

file_1=[pathname,'analise\',char(files),'.var'];
save(file_1,'tudo','-ascii');
disp(['Salvando ' char(file_1) ' !!']);
clear tudo
clear data
clear data2
clear pc
clear score
clear latent
clear tsquare
end
```

ANEXO VI – ESTUDO PILOTO

ESTUDO PILOTO

I INTRODUÇÃO

A habilidade para manutenção do equilíbrio é um dos fatores que tem grande relevância na performance de atletas, principalmente em modalidades desportivas que exigem do atleta o melhor controle postural possível, como a ginástica olímpica e o judô. Para obter tal habilidade e um alto-rendimento é necessária especificidade nos treinamentos. Estes treinamentos têm características distintas que incluem não só o treino de flexibilidade, condicionamento e força em grupamentos musculares específicos, mas também expõem o atleta a outras condições repetitivas como o estímulo da superfície plantar devido ao uso ou não de calçado.

Uma vez que o corpo adapta-se às exigências do treinamento e os estímulos externos tendem a provocar respostas de igual intensidade, *Mensure et al.* (1995), acreditam que a prática de esportes leva a adaptações ou desenvolvimento de consciência de estratégias posturais, onde os esportista desenvolvem um perfeito sincronismo entre os segmentos do corpo, quando comparado com sujeitos não atletas.

Vários estudos já têm demonstrado as diferenças nas características do equilíbrio em crianças (*FERDJALLAHA et al.*, 2002), idosos em comparação a jovens (*SPEERS, KUO E HORAK*, 2002), idosos (*JEANDEL e VUILLEMIN*, 2000), comparando sujeitos saudáveis com pacientes com reduzida estabilidade postural (*SIMONEAU et al.*, 1995), sujeitos neuropatas (*van DEURSEN e SIMONEAU*, 1992); doentes de Parkinson (*PRÄTORIUS, KIMMESKAMP e*

MILANI, 2003), tornando-se crescente o estudo voltado para o equilíbrio em situação quasi-estática. Todos destacam a importância dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial na manutenção do equilíbrio, contudo, nota-se ainda, uma carência de estudos relacionados a atletas e que associem equilíbrio e sensibilidade da superfície plantar dos pés.

II OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Avaliar a viabilidade do estudo e o protocolo de coleta de dados.

2.2 Objetivos específicos

- Estabelecer a frequência de amostragem e o tempo de aquisição de dados nas plataformas de força
- Estabelecer critérios para processamento dos dados
- Estabelecer os critérios para avaliação da sensibilidade
- Verificar o tempo total para coleta de dados
- Familiarização dos pesquisadores com o protocolo de coletas e a utilização da instrumentação
- Verificar possíveis variáveis que possam interferir no estudo e devam ser controladas.

III MATERIAL E MÉTODOS

Este estudo é caracterizado como descritivo do tipo descritivo exploratório, pois objetiva definir parâmetros iniciais referentes ao equilíbrio de atletas em situação estática, considerando características específicas do treinamento, o nível de sensibilidade tátil da superfície plantar e a informação visual.

O estudo foi realizado nos dias 06 e 20 de novembro de 2003, no Laboratório de Biomecânica do CEFID. Participaram 3 sujeitos não-atletas e 1 atleta da modalidade de judô, todos do sexo feminino, com as características antropométricas conforme consta na Tabela 1. Todos apresentavam os critérios necessários de inclusão, ou seja, não utilizar nenhum tipo de

medicamento, função vestibular normal, acuidade visual normal e livre de qualquer condição ortopédica ou neurológica que possa influenciar na manutenção da postura ereta. Verificando tais condições através do questionamento direto aos sujeitos.

Tabela 1: Características do sujeitos participantes do estudo piloto.

Sujeito	Idade (anos)	Massa Corporal (kg)	Estatura (m)	Classificação
S 1	23	65,1	1,69	não-atleta
S 2	20	60,7	1,66	não-atleta
S 3	27	57,6	1,66	não-atleta
S 4	21	74,5	1,72	Atleta

Para coleta dos dados referentes a sensibilidade plantar foram utilizados monofilamentos Semmes-Weinstein, da marca Semmes-Weinstein North Coast. E para o registro dos dados do Centro de Pressão (COP) referentes aos deslocamentos ântero-posterior e látero-lateral foi utilizada uma plataforma de força extensométrica (AMTI modelo OR6-5), que permite o registro da força de reação do solo nos três eixos ortogonais e seus respectivos momentos em XYZ, sendo os sinais convertidos em sinais digitais através de um conversor analógico digital de 12 bits. Para análise dos sinais coletados pela plataforma de força, utilizou-se o sistema de aquisição e processamento SAD32.

Inicialmente os sujeitos que aceitaram participar do estudo foram orientados quanto as avaliações, seguindo orientação do Comitê de ética e do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Seguindo os objetivos do estudo, o estudo piloto foi dividido em duas etapas, utilizando-se os seguintes procedimentos de coleta:

1ª ETAPA: fizeram parte desta etapa os sujeitos S1 e S2, que teve como objetivo verificação da frequência de aquisição e tempo de aquisição.

a) Para determinação da frequência e tempo de aquisição foram utilizados anilhas de massa conhecida e os sujeitos 1 e 2, que permaneceram nas posturas bipodal e unipodal, não considerando o uso ou não de calçado.

b) A fim de determinar a frequência de aquisição dos dados, optou-se pela análise do espectro de frequência, realizando a autocorrelação do sinal coletado, a aplicação da Transformada Rápida de Fourier (FFT), determinando a densidade espectral de potência. Os dados foram coletados nas frequências de amostragem de 600Hz, 100Hz, 60Hz e 50Hz. Optou-se por essas frequências por serem as mais encontradas nos estudos referenciados. No processamento dos dados brutos, utilizou-se os filtros ideal, média móvel e Butterworth.

Para determinar o tempo de aquisição de dados, tanto na postura bipodal quanto unipodal, optou-se pela análise do coeficiente de variação acumulado, seguindo metodologia de Melo (1995).

2ª ETAPA: esta etapa foi destinada a avaliação da sensibilidade plantar e determinação do tempo total de coleta de dados, e a participação de uma atleta para observação de dados iniciais. Participando desta etapa os sujeitos S3 e S4, sendo que os sujeitos realizaram todas as posturas (bipodal e unipodal dominante e não-dominante, com e sem feedback visual e nas condições com e sem calçado, totalizando 12 posições), mas apenas o sujeito 3 o teste de sensibilidade da superfície plantar, que foi realizado antes de iniciar as coletas dos dados de força;

Para verificação dos deslocamentos utilizou-se desvio padrão e a diferença entre o máximo e o mínimo deslocamento do COP nas direções ântero-posterior (COPx) e látero-lateral (COPy).

IV RESULTADOS

4.1 FREQUÊNCIA DE AMOSTRAGEM E O TEMPO DE AQUISIÇÃO DE DADOS NAS PLATAFORMAS DE FORÇA

Como o objetivo de determinar a frequência de aquisição dos dados, inicialmente foram realizadas coletas dos dados com pesos conhecidos, com um total de massa de 50kg, Nesta

situação forma realizadas três aquisições nas frequências de 100Hz, 60Hz, 50Hz. Em seguida,

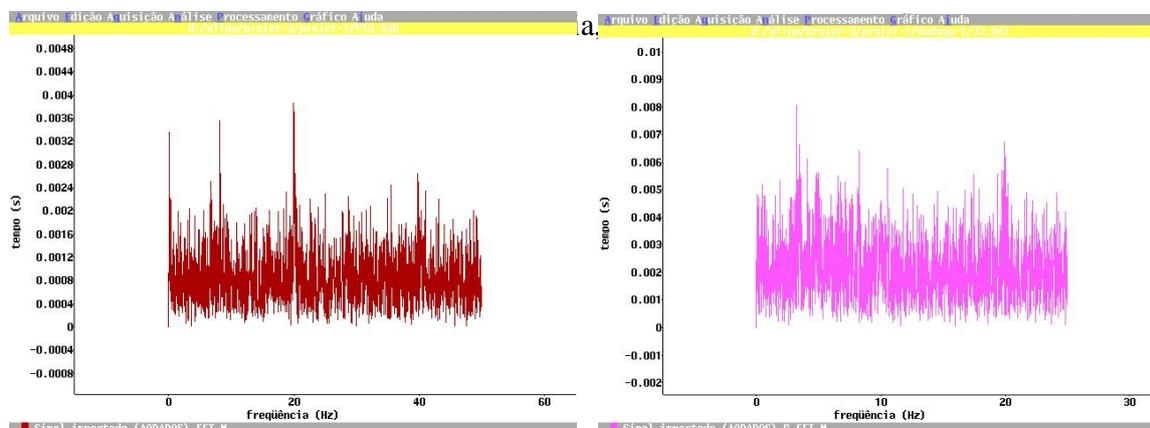


Figura 1: FFT do sinal coletado na frequência de amostragem de 100Hz, com massas conhecidas (50kg) e sujeito 2, respectivamente.

A frequência de 100Hz foi a primeira a ser testada onde, conforme exposto na Figura 1, pode-se constatar que as frequências concentravam-se em 20Hz e 10Hz, tanto quando os dados foram coletados com massas conhecidas sobre a plataforma, quanto quando o sujeito 2 encontrava-se sobre ela .

Da mesma forma, realizou-se uma coleta de dados a 60Hz (Figura 2), por ser a frequência relacionada a rede elétrica, mas também referenciada na literatura.

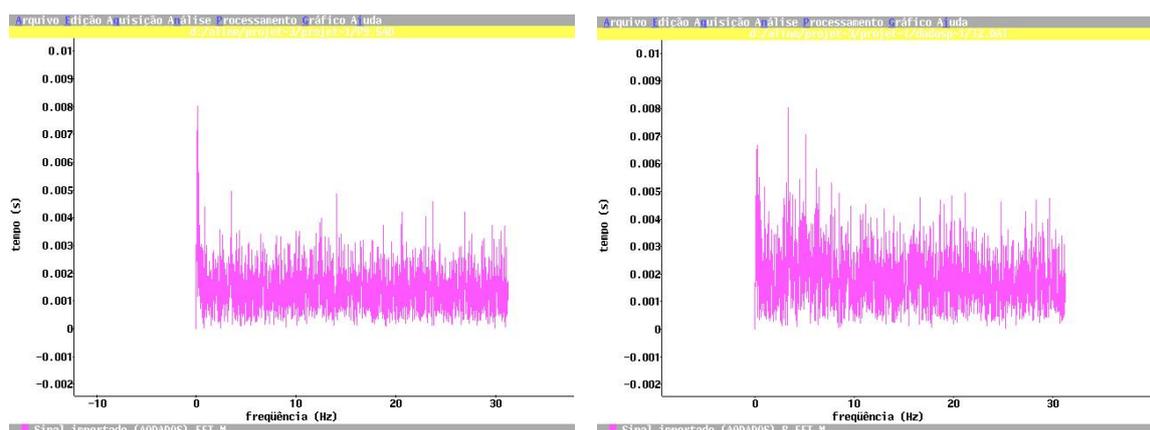


Figura 2: FFT do sinal coletado na frequência de amostragem de 60Hz, com massas conhecidas (50kg) e sujeito 2, respectivamente.

Da mesma forma que para a frequência de 100Hz, a FFT deste sinal em 60Hz (Figura 2), resultou na maior quantidade de frequência em menos de 10Hz. Contudo, pode-se constatar que

as concentrações de frequência foram próximas para a toda a faixa (0 a 30Hz), diferentemente de quando a frequência de amostragem foi de 50Hz (Figura 3), na qual, por sua vez, identificou-se concentrações em 20Hz (para massas específicas) e 20Hz e 40Hz (para o sujeito 2).

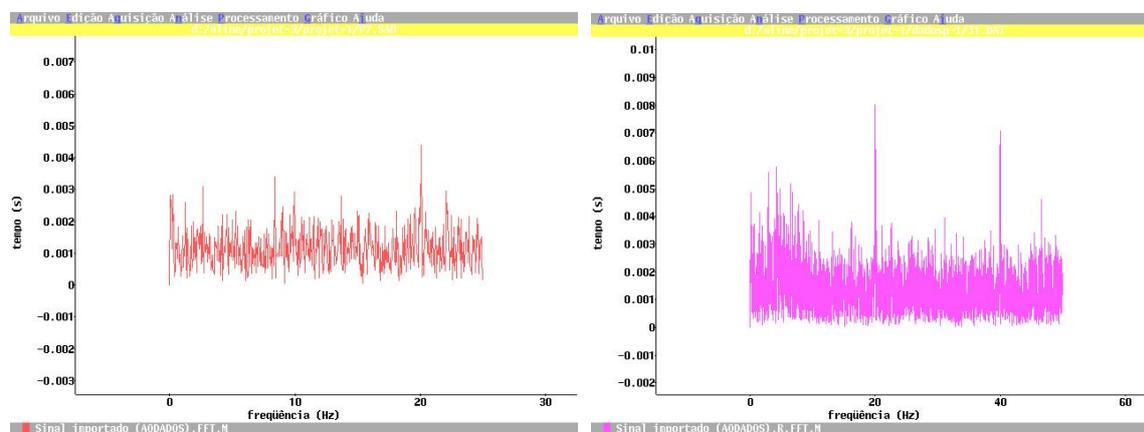


Figura 3: FFT do sinal coletado na frequência de amostragem de 50Hz, com massas conhecidas (50kg) e sujeito 2, respectivamente.

Sendo assim, ao analisar o sinal inicialmente no domínio da frequência, através da análise da aplicação da FFT, constatou-se que as frequências do sinal encontravam-se na faixa de 0Hz a 20Hz.

A fim de estabelecer o espectro principal de frequência realizou-se uma nova análise do sinal, após feita a auto-correlação da curva do sinal e posterior FFT, obtendo-se assim, as densidades espectrais de potência mostradas nas figuras 4, 5 e 6.

Primeiramente, a fim de confirmar que não haveria perda de sinal com uma frequência de aquisição de 100Hz, coletou-se o sinal com uma frequência de amostragem de 600Hz. Nesta situação, o resultados da densidade espectral de potência apontou frequências concentradas abaixo de 60Hz, e confirmando a análise anterior, cujas concentrações de frequências estavam, como aqui (Figura 4) abaixo de 20Hz.

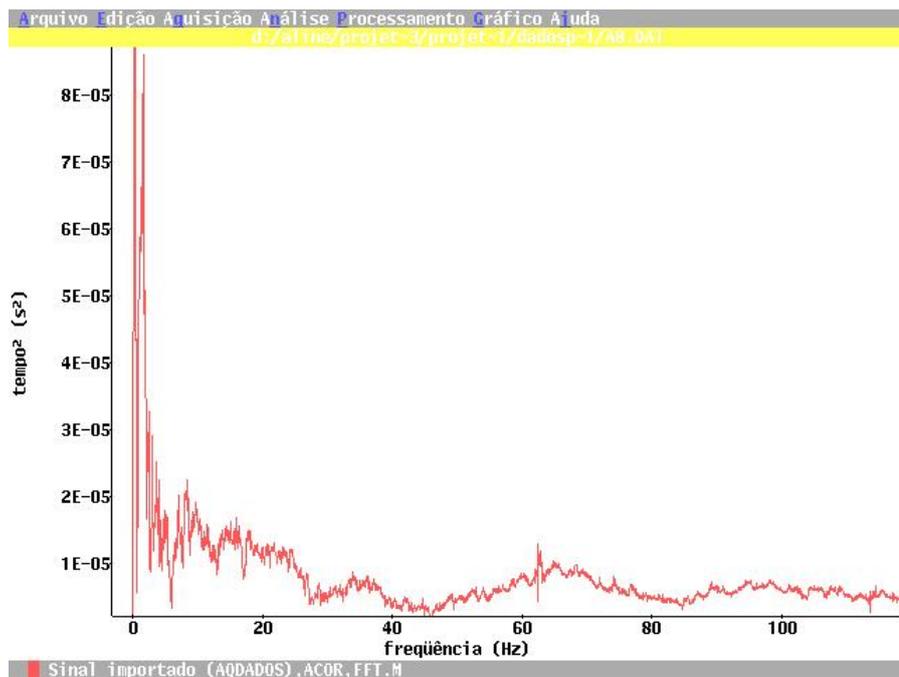


Figura 4: Densidade espectral de potência, numa aquisição de 60s, com frequência de amostragem de 600Hz, para massa conhecida (50kg).

Seguindo, o mesmo foi realizado para o sinal coletado nas diferentes frequências (100Hz, 60Hz e 50Hz), na situação de apoio bipodal para os dados do sujeito 2, conforme apresenta-se nas figuras 5 e 6.

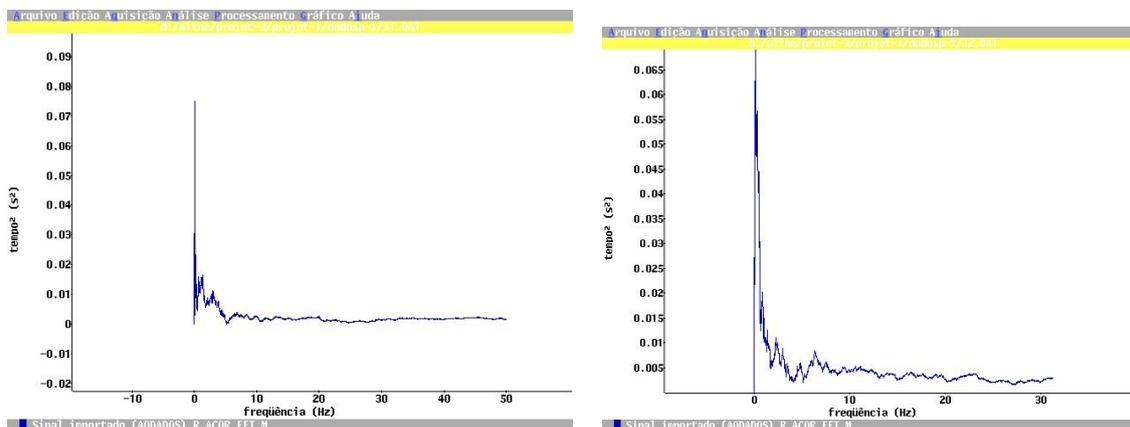


Figura 5: Densidade espectral de frequência, numa aquisição de 60s, com frequência de amostragem de 100Hz e 60Hz, respectivamente para o sujeito 2 em apoio bipodal com olhos abertos.

Neste caso, conforme exposto na Figura 5, e da mesma forma para a frequência de aquisição de 50Hz (Figura 6), foi possível constatar que o espectro de frequência no caso da postura estática concentrou-se abaixo da frequência de 10Hz.

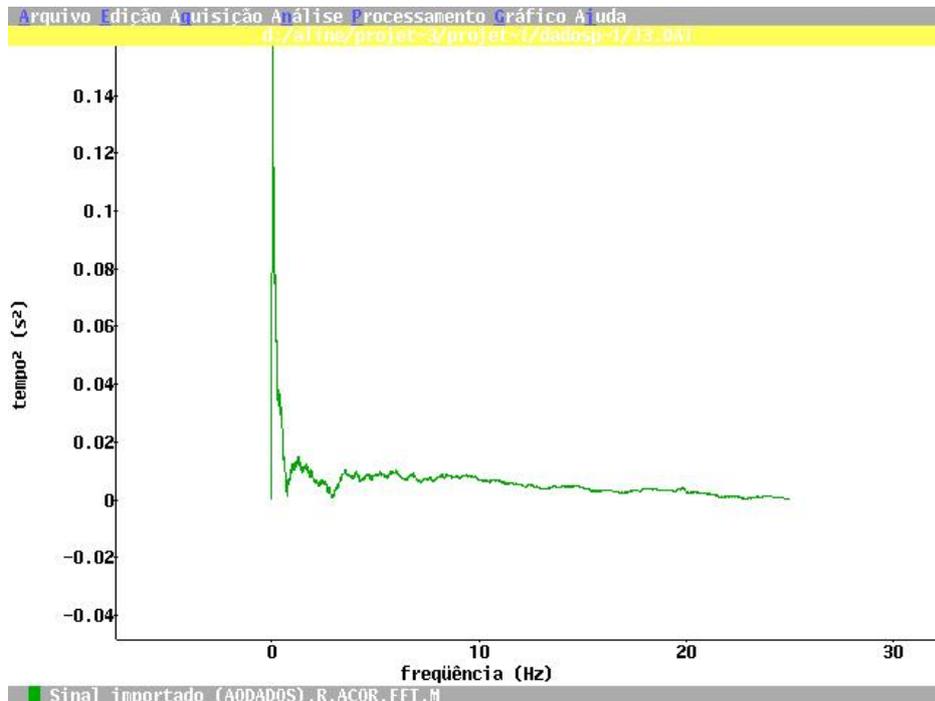


Figura 6: Densidade espectral de frequência, numa aquisição de 60s, com frequência de amostragem de 50Hz, sujeito em apoio bipodal com olhos abertos.

Os resultados encontrados através da análise do sinal vão ao encontro do referido na literatura consultada. Segundo Hasan et al., (1996), seu estudo sobre o COP e Centro de Gravidade, o sinal do COP encontra-se em uma banda de frequência de 2 a 5 Hz. O mesmo estabeleceu Mochizucki (2001) onde destaca que o conteúdo do espectro de frequências do COP para uma pessoa normal na postura ereta está na faixa de zero a 2 Hz com a maior parte encontrando-se até 0,5Hz.

No que diz respeito a frequência de aquisição, Loos, Balbinot e Zaro (199__) atentam para o fato que para que o processo de amostragem não conduza a perda de informação, é necessário que a frequência de aquisição seja pelo menos 2 vezes superior à máxima frequência presente no sinal. Segundo os autores, de acordo com o Teorema de Nyquist, a quantidade de amostras por unidade de tempo deve ser maior que o dobro da maior frequência contida no sinal a ser amostrado, para que possa ser reproduzido integralmente sem erro de *aliasing*.

Diante de tais resultados, decidiu-se por utilizar a frequência de 50Hz, uma vez que nela estaria contido todo o sinal de interesse, e eliminaria a frequência da rede elétrica (60Hz e seus múltiplos), que é um ruído relevante, pois está presente nos mais variados ambientes e poderia interferir no sinal real, provocando erros nas avaliações, adicionando-se o fato de ser a frequência mais utilizada nos estudos adotados para o referencial teórico (Quadro 1), a fim de melhor comparação dos dados.

Quadro 1: Referencial teórico em relação a frequência de amostragem.

Frequência Utilizada	Instrumento	Autores
100Hz	AMTI Kisler	Vuillerme <i>et al.</i> (2001) Simoneau <i>et al.</i> (1995)
50Hz	AMTI Kisler Kisler Kisler AMTI	Vieira <i>et al.</i> , (2003) Gandra, Oliveira e Nadal (2003) Duarte e Zatsiorsky (2002) Speers, Kuo e Horak (2002) Karlsson, Frykberg (2000) Onëll, (2000) Fritsch e Riehle (2001) Danion, Duarte e Grosjean (1999) Hasan <i>et al.</i> (1996)
40Hz	AMTI	Zatsiorsky e Duarte (1999)

É importante salientar que Mochizuki *et al.*(1997) analisando os parâmetros através da FFT, observaram que as tarefas de menor ou maior amplitude de oscilação (maior ou menor dificuldade de execução) apresentavam um conteúdo no espectro de frequência bastante semelhante, o que justifica que embora as coletas tenham sido analisadas apenas nas posturas bipodais, isto não interfere na avaliação do sinal.

4.2 TEMPO DE AQUISIÇÃO DOS DADOS NAS POSTURAS BIPODAL E UNIPODAL.

A fim de estabelecer o tempo de aquisição dos dados, ou seja, o tempo em que o sujeito permaneceria em cada posição, optou-se por analisar o coeficiente de variação acumulado (CV%ac.), conforme proposto por Melo (1995). Para tal, dois sujeitos permaneceram na postura bipodal por 60s e na postura unipodal por 40s (sujeito 1) e 30s (sujeito 2, por não conseguir permanecer por 40s).

Os resultados da variabilidade foram analisados através dos valores em metros dos deslocamentos do COP nas direções ântero-posterior e látero-lateral e são apresentados nas figuras 7 e 8.

Referente aos deslocamentos ântero-posteriores (x), constatou-se, conforme apresentado na Figura 7, que para o sujeito 1 o CV%ac. passou a estabilizar a partir do 21º segundo, com a

variabilidade atingindo 5%. Valor considerado como baixa variação. Já para o sujeito 2 tal condição deu-se a partir do 31º segundo, com redução da variabilidade para 10%, encontrando-se dentro da faixa considerada como normal.

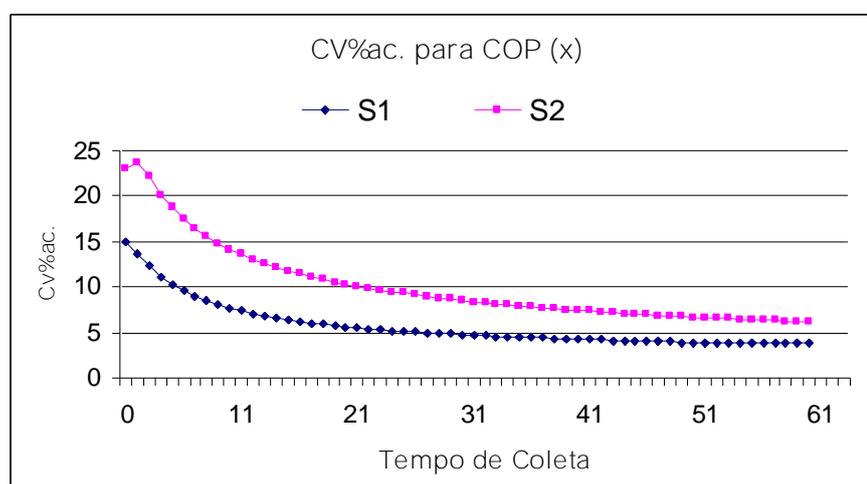


Figura 7: Gráfico dos valores do coeficiente de variação acumulado (CV%) para ambos os sujeitos (S1 e S2) na postura bipodal, com olhos abertos, referentes aos deslocamentos ântero-posteriores.

Para os deslocamentos látero-laterais (y), a variabilidade foi praticamente a mesma calculada para o deslocamento em x. do COP. Para o sujeito 1, (Figura 8) a variabilidade diminuiu e estabilizou-se a partir do 21s, com valores abaixo de 10%. Contudo, para o sujeito 2, a estabilização foi alcançada apenas a partir do 40s.

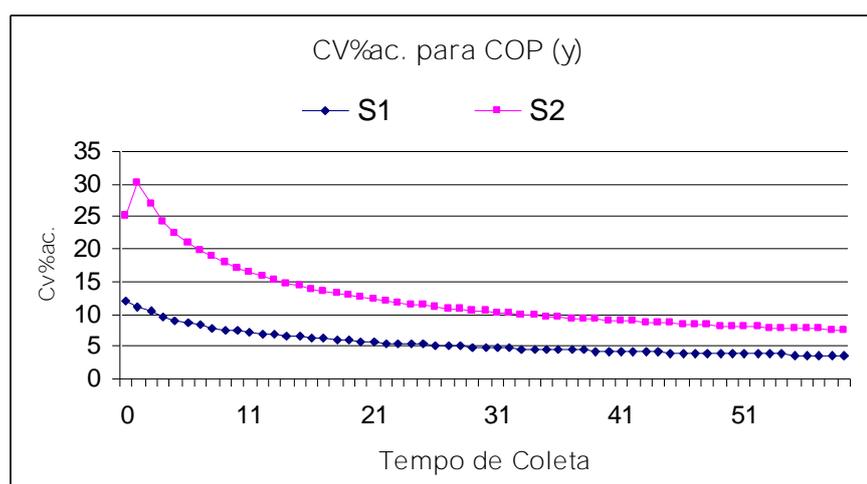


Figura 8: Valores do coeficiente de variação acumulado (CV%) para ambos os sujeitos (S1 e S2) na postura bipodal, com olhos abertos, referentes aos deslocamentos médio-laterais.

Os valores de coeficiente de variação também foram analisados separadamente, para isso através de coletas a cada 10s, acrescentando 10s por teste, totalizando 60s. Os dados são apresentados na Figura 9.

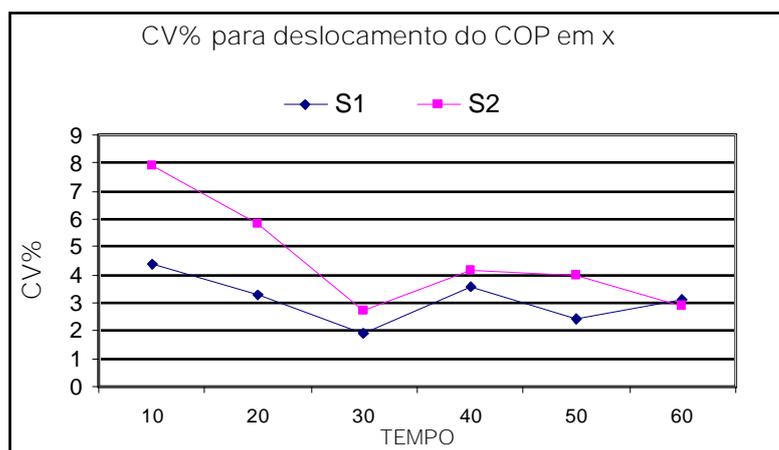


Figura 9: Gráfico do CV% para ambos os sujeitos, referentes aos deslocamentos do COP na direção ântero-posterior.

Da mesma forma, conforme apresentado esta análise permite confirmar o observado pelo coeficiente de variação acumulado. Conforme pode ser constatado pelo gráfico da Figura 9, após 30s de coleta os valores de variabilidade tenderam a aumentar, o que indica possível fadiga ou dificuldade de permanecer na postura.

Sendo assim, para minimizar os problemas causados no processo de adequação do indivíduo a postura solicitada, sobre a plataforma e na intenção de diminuir os desvios em relação ao valor médio optou-se por coletas de 40s na postura bipodal eliminando na análise os 10 primeiros segundos. O mesmo critério foi encontrado na literatura, onde Danion, Duarte e Grosjean (1999), coletaram a uma frequência de 50Hz, tempo de 40s, sendo os primeiros 10s de cada teste considerados como um período de adaptação e eram desconsiderados da análise, tendo 30s de dados para análise.

Em seguida, o mesmo foi realizado para as posturas unipodais, sendo o tempo máximo nesta postura de 40s. Para esta postura, conforme observa-se no gráfico do CV% da Figura 10, unipodal, verificou-se que, tanto para os deslocamentos ântero-posteriores, quanto latero-laterais, ocorreu uma diminuição da variabilidade aos 20s de coleta, sendo que na direção x, para o sujeito 1, após este tempo de coleta percebe-se uma alteração nos valores, com acréscimo da

variabilidade. Isto sugere possivelmente dificuldade em manter a postura, que pode estar associada com fadiga.

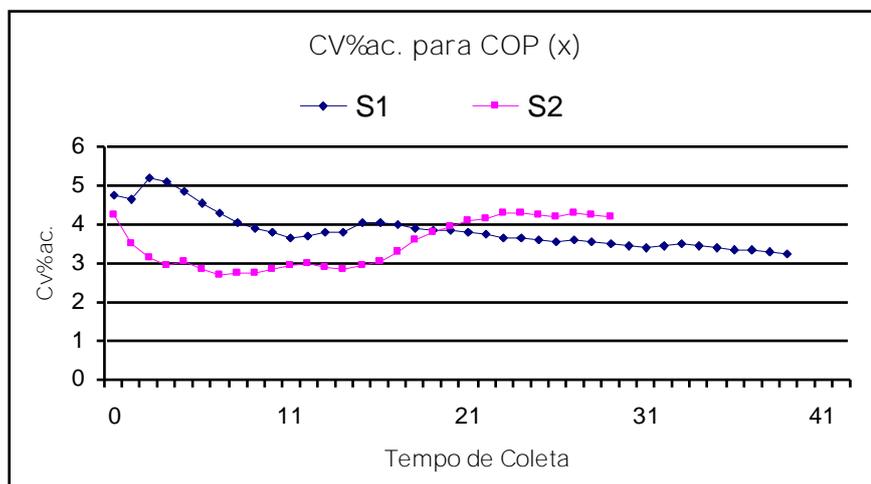


Figura 10: Valores do coeficiente de variação acumulado (CV%) para ambos os sujeitos (S1 e S2) na postura unipodal com olhos abertos, referentes aos deslocamentos ântero-posteriores.

Para o sujeito 2, constatou-se da mesma forma que os valores de CV% ac. nos deslocamentos na direção ântero-posterior do COP, decresceram próximo dos 20s, mas após este intervalo de tempo ocorreu um aumento da variabilidade, o que novamente sugere fadiga ou dificuldade para manter a postura, uma vez também, que o sujeito 2 não conseguiu permanecer 40s imóvel sobre a plataforma, referindo grande dificuldade.

Quanto ao deslocamento médio-lateral, observou-se maiores valores de CV% iniciais para o sujeito 2, isto não sendo observado para o sujeito 1 (Figura 11). No entanto, mesmo os valores continuando altos eles decaríram a partir do 21º segundo.

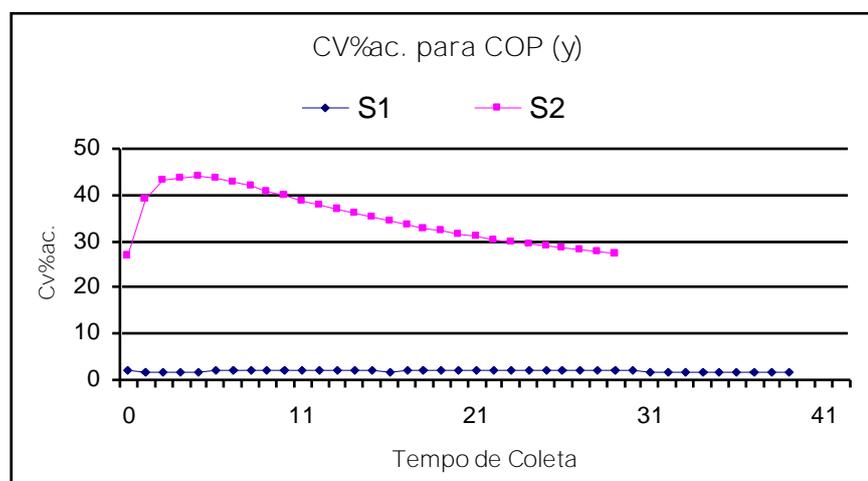


Figura 11: Valores do coeficiente de variação acumulado (CV%) para ambos os sujeitos (S1 e S2) na postura unipodal com olhos abertos, referentes aos deslocamentos médio-laterais.

Acrescido a esta primeira análise, também realizou-se outra apenas analisando os valores de desvio padrão, verificando-se que eliminando os 10s iniciais da coleta o desvio padrão diminuía consideravelmente (de 0,03 para 0,005).

Para a postura unipodal optou-se por utilizar o tempo de aquisição de 20s, eliminando os 10s iniciais. Acreditando ser este um tempo adequado, pois ao submeter o sujeito a mais de 30s na postura unipodal o mesmo referia desconforto, não conseguindo se manter na postura, tocando o outro membro inferior no solo. Da mesma forma, para a postura unipodal, Clair e Riach (1996) recomendam a duração do teste de 20 a 30s, enquanto Mochizuki, Ávila e Amadio (1999) destacaram que o tempo de 10 s era um tempo hábil para coleta de dados e análise do equilíbrio.

Da mesma forma que para a frequência de amostragem, optou-se por um tempo próximo aos apresentados na literatura a fim de comparação dos dados. e tendo também como referência que utilizaram 30s para a postura bipodal como os de Hämmäläinen *et al.* (1992), Simoneau *et al.* (1995), Mochizuki, Ávila e Amadio, (1999), Karlsson e Frykberg, (2000), Onäll, (2000) e Tjernström, (2002). Quanto ao apoio unipodal os estudos referenciados em utilizaram como tempo de coleta de dados, 10s apoio unipoda, como o de Fritsch e Rhihle (2001) e Perrin *et al.* (2002) ou 20s como o trabalho de Speers, Kuo e Horak.

4.3 PROCESSAMENTO DOS DADOS

Com o objetivo de determinar qual a melhor processo de filtragem dos dados, a fim de atenuar a interferência dos principais ruídos no sinal coletado e posteriormente possam interferir nas análises dos deslocamentos do COP, foram simuladas e avaliadas três filtragens para o sinal. Os filtros testados foram: filtro média móvel, filtro FFT ideal, filtro Butterwoth.

Na primeira tentativa de filtragem utilizou-se o filtro média móvel. Pelo processo de filtragem foi possível constatar que o filtro média móvel, nas frequências de corte de 20Hz e 10Hz não apresentava efeito sobre o sinal bruto, sendo imediatamente descartado. Já o filtro ideal, nas mesmas frequências de corte (Figura 12) não se apresentou o mais eficaz, pois houve, como modificação no formato da curva original.

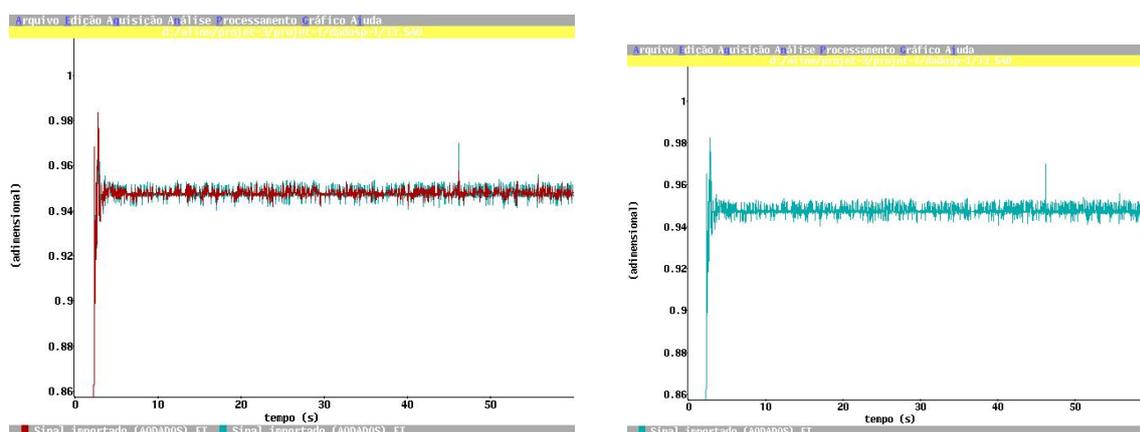


Figura 12: Sinal filtrado através de Filtro FFT Ideal com frequência de corte de 10Hz e 20Hz respectivamente.

Quando ao filtro Butterwoth (Figura 13), constatou-se que na 3 ordem ocorria retificação acentuada dos picos do sinal original, enquanto que para o filtro de quarta ordem, com frequência de corte de 20Hz, houve suavização da curva do sinal original, mas manteve-se as características do sinal bruto.

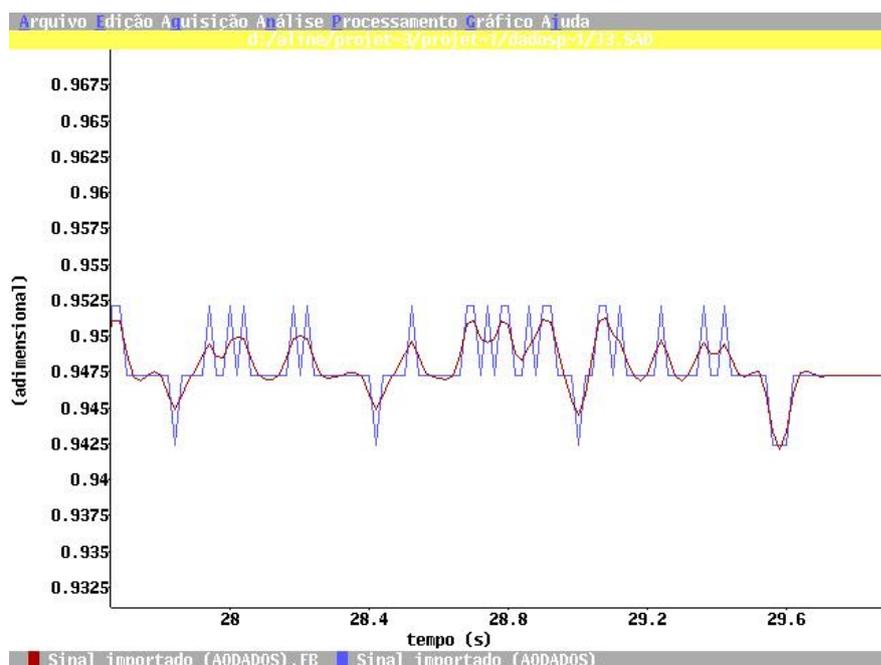


Figura 13: Sinal filtrado via Butterworth, 4 ordem, frequência de corte de 10Hz.

Segundo o Teorema de Nyquist, citado por Loos, Balbinot e Zaro, (199?) a metade da frequência de amostragem é chamada frequência de Nyquist e corresponde ao limite máximo de frequência do sinal que pode ser reproduzido. Como não é possível garantir que o sinal não contenha sinais acima deste limite (distorções, interferências, ruídos, etc...), é necessário filtrar o sinal com um filtro passa baixo com frequência de corte igual (ou menor) a frequência de Nyquist, sendo ainda estabelecido que a frequência de corte válida seria aquela que correspondesse a 40% da frequência de amostragem (PeakStar Manual, 1996).

Diante dos resultados optou-se por utilizar para processamento de dados o filtro digital Butterworth de quarta ordem, (zero lag) (presente no processador de dados do Peak Motus), com uma frequência de corte de 10Hz, por ser este filtro o que apresentou melhor representação do sinal original, e pelo fato da frequência de aquisição ter sido determinada em 50Hz. Sendo esta situação ratificada por outros estudos como os de Vuillerme *et al.* (2001), que utilizaram Filtro Butterworth, frequência de corte de 10Hz; Duarte e Zatsiorsky (2002), Mochizuki, Ávila e Amadio (1999) ambos filtrando com o Filtro Butterworth 4ª ordem e frequência de corte de 10Hz, entre outros que também, utilizaram filtro Butterworth de 4ª ordem e frequências de corte abaixo de 10Hz. (SIMONEAU *et al.* (1995; ZATSIORSKY E DUARTE, 1999; DUARTE *et al.*, 2000)

4.4 CRITÉRIOS PARA AVALIAÇÃO DA SENSIBILIDADE

O teste de sensibilidade plantar foi realizado apenas no sujeito 3, do qual foi possível constatar a necessidade de optar por regiões com menor quantidade de queratose ou calosidades, pois estas induziam a respostas falsos negativos e da mesma forma a necessidade de definir regiões distintas do pé.

Baseado em Nurse e Nigg (1999), que definiram 5 regiões para determinação da sensibilidade plantar (calcâneo, arco lateral, arco medial primeiro metatarso e hálux), e Eils *et al.* (2002) que definiram como regiões o calcâneo, médio pé, I e V metatarso, que foram também as mesmas regiões definidas por Prätorius, Kimmeskmap e Milani (2003), optando-se por mantê-las como procedimento de coleta, a fim de poder caracterizar a superfície plantar com mais fidedignidades, uma vez que em diferentes regiões foi possível constatar diferentes valores de sensibilidade.

Também foi possível constatar a viabilidade da avaliação, que perdurou por um tempo de 20 minutos, para avaliação dos pés, sendo necessário um tempo de aproximadamente 5 minutos entre o pé direito e o pé esquerdo, pois os sujeitos testados referenciaram continuar sentido o estímulo após finalizado o teste por uma das superfícies plantares.

Tendo como resultados da sensibilidade plantar para o sujeito 3 os apresentados no Quadro 2.

Quadro 2: Resultados do teste de sensibilidade para o sujeito 3..

Pé Direito	1	2	3	4	5	Nº do monofilamento	Valor
Calcâneo		FALSO				11	4.56
Médio Pé				FALSO		7	3.84
I Metatarso			FALSO			8	4.08
V Metatarso	FALSO					8	4.08
Hálux					FALSO	6	3.61
Pé Esquerdo	1	2	3	4	5	Nº do monofilamento	Valor
Calcâneo	FALSO					11	4.56
Médio Pé		FALSO				5	3.22
I Metatarso			FALSO			7	3.84
V Metatarso				FALSO		6	3.61
Hálux		FALSO				6	3.61

Os resultados aqui encontrados vão ao encontro do que apresenta a literatura por Nurse e Nigg, (1999; 2001), segundo a qual a região do calcâneo é menos sensível em relação as outras regiões.

4.5 VERIFICAR O TEMPO TOTAL DE COLETA DE DADOS

Uma vez que a análise do equilíbrio caracteriza-se por uma situação em pé, requisitando que o sujeito permaneça o mais imóvel possível, e, ainda, não apresenta necessidade de repetibilidade do gesto, optou-se por estabelecer apenas 1 coleta de dados para cada sujeito, confirmando sua validade através do valor da força vertical (apresentando-se próximo ao do peso corporal, admitindo uma variação de 2%) e a observação das demais curvas de força..

Desta forma, considerando 12 posições de análise sendo, 4 bipodais de 50s cada (40s de coleta, 10s de intervalo) e 8 posturas unipodais de 30 s cada (20 de coleta , 10s de intervalo), demanda-se um total de 10 minutos de coleta, salvo a necessidade de repetir as posturas.

Por fim o total de tempo para a coleta, somando avaliação da sensibilidade e deslocamentos do COP, foi de 1 hora para cada sujeito.No que se refere a manutenção das diferentes postura, foi realizado as coletas com os sujeitos 3 e 4, Os dados das diferenças entre os valores máximo e mínimo de deslocamento do COP, para o sujeito 3 são apresentados na Tabela 2 e para o sujeito 4 na Tabela 3.

Tabela 2: Valores de diferença e desvio dos deslocamentos do COP nos eixos ântero-posterior (x) e médio-lateral (y) para o sujeito 3, não-atleta.

Posição	Calçado	Visual	COP AX		CP AY	
			Diferença	Desvio	Diferença	Desvio
Bipodal	com	olhos abertos	0.018	0.004	0.049	0.013
	com	olhos fechados	0.010	0.002	0.028	0.006
	sem	olhos abertos	0.010	0.002	0.019	0.003
	sem	olhos fechados	0.013	0.003	0.035	0.006
Unipodal	com	olhos abertos	0.026	0.005	0.033	0.008
	com	olhos fechados	0.041	0.008	0.044	0.011
Dominante	sem	olhos abertos	0.024	0.005	0.033	0.007
	sem	olhos fechados	0.054	0.013	0.081	0.014
Unipodal	com	olhos abertos	0.030	0.006	0.035	0.008
	com	olhos fechados	0.039	0.008	0.036	0.008
Não-dominante	sem	olhos abertos	0.025	0.005	0.022	0.005
	sem	olhos fechados	0.046	0.010	0.055	0.012

Também foi realizada uma aquisição de dados de deslocamento do COP, com um indivíduo atleta, a fim de ter uma visão inicial do estudo. Os dados referentes ao sujeito 4, atleta federada de judô, estão contidos na Tabela 3.

Tabela 3: Valores de diferença e desvio dos deslocamentos do COP nos eixos ântero-posterior (x) e médio-lateral (y) para o sujeito 4, atleta.

Posição	Calçado	Visual	COP AX		CP AY	
			Diferença	Desvio	Diferença	Desvio
Bipodal	com	olhos abertos	0.032	0.007	0.002	0.002
	com	olhos fechados	0.037	0.08	0.014	0.003
	sem	olhos abertos	0.046	0.004	0.022	0.003
	sem	olhos fechados	0.026	0.03	0.016	0.02
Unipodal	com	olhos abertos	0.037	0.007	0.039	0.008
	com	olhos fechados	0.047	0.008	0.044	0.009
Dominante	sem	olhos abertos	0.028	0.005	0.031	0.005
	sem	olhos fechados	0.036	0.01	0.049	0.01
Unipodal	com	olhos abertos	0.036	0.007	0.032	0.006
	com	olhos fechados	0.063	0.01	0.054	0.01
Não-dominante	sem	olhos abertos	0.025	0.005	0.03	0.005
	sem	olhos fechados	0.068	0.009	0.052	0.013

Embora não sendo objetivo do estudo piloto, mas a fim de especulação foram realizadas as coletas na plataforma de força e superficialmente, já foi possível constatar diferenças nos valores de deslocamento do COP, entre o sujeito 3 (não-atleta) e o sujeito 4 (atleta), na condição sem feedback visual e descalço, para os dois deslocamentos do COP (ântero-posterior e lâtero-lateral).

Da mesma forma foram plotados os gráficos do establograma (figuras 14 e 15) para os deslocamentos do COP, a princípio sendo observado maior concentração do COP em uma amplitude para o indivíduo atleta.

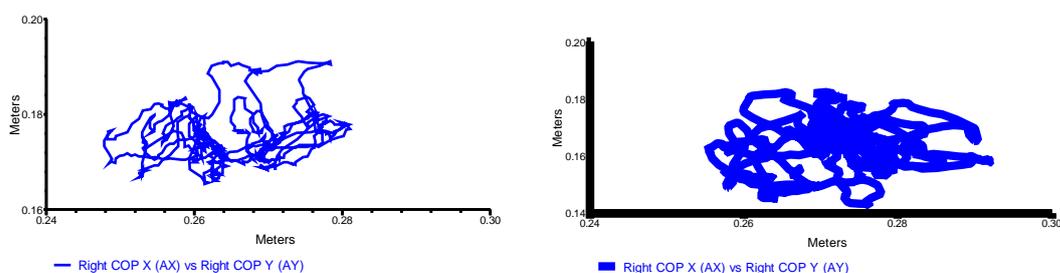


Figura 14: Gráfico de deslocamento do COPx e CPOy para os sujeitos 3 e 4 respectivamente, na postura de apoio unipodal dominante com os olhos abertos.

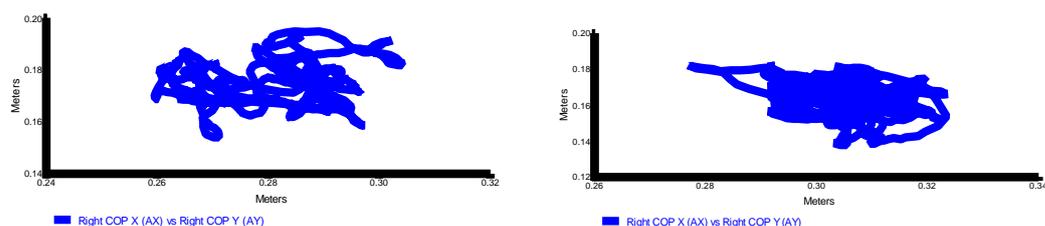


Figura 15: Gráfico de deslocamento do COPx e CPOy para os sujeitos 3 e 4 respectivamente, na postura de apoio unipodal dominante com os olhos fechados.

4.6 VERIFICAR POSSÍVEIS VARIÁVEIS QUE POSSAM INTERFERIR NO ESTUDO E DEVEM SER CONTROLADAS.

No estudo piloto, constatou-se a necessidade de controlar o tamanho da base de suporte. Segundo Viel (2001) o afastamento entre os dois calcanhares, em indivíduos adultos, varia entre 5 e 15,5 cm (com maior frequência entre 6 e 9 cm). Na literatura, encontrou-se apenas dois estudos que referenciam o controle da distância entre os pés, sendo os de Perrin, *et al.* (2002) com a distância entre os pés de 10cm e Simoneau *et al.* (1995) com 15 cm. Diante disto estipulou-se que o sujeito deveria manter um leve afastamento dos pés, atingindo no máximo

15cm. A distância inicialmente escolhida pelo sujeito para iniciar os testes bipodais deverá ser mantida, nas 4 condições de apoio bipodal, sendo elas controladas pelo pesquisador.

Também há necessidade que os testes de sensibilidade sejam realizados sempre pelo mesmo pesquisador, a fim de evitar erro inter-sujetos, na aplicação do estímulo e da mesma respeitar as regiões predeterminadas para avaliação, sempre observando a condição da pele a ser avaliada. Ficou determinado a demarcação com lápis demográfico as regiões testadas a fim de que não se alterasse a região do estímulo.

CONCLUSÃO

Diante dos resultados encontrados no estudo piloto e o referencial teórico pesquisado, definiu-se uma frequência de amostragem de 50Hz e tempo de aquisição de 40s para apoio bipodal e 20s unipodal, descartando os 10s iniciais, como eficientes para coleta dos dados. Por sua vez, a avaliação da sensibilidade plantar ficou definida para cinco regiões distintas do pé e ainda firmou-se a necessidade de controle da base de suporte.

Através do estudo piloto foi possível familiarizar os pesquisadores com todas as etapas de coleta dos dados, concluir a viabilidade do estudo e consistência do protocolo de coleta de dados.

