

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

KARIN TATIANA DIETRICHKEIT

**CARACTERÍSTICAS DO EQUILÍBRIO NA POSIÇÃO INVERTIDA SOBRE A
CABEÇA, NO HATHA YOGA**

CURITIBA

2010

KARIN TATIANA DIETRICHKEIT

**CARACTERÍSTICAS DO EQUILÍBRIO NA POSIÇÃO INVERTIDA SOBRE A
CABEÇA, NO HATHA YOGA**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde (PPGTS) da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUC-PR), como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Tecnologia em Saúde.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Elisangela Ferretti Manffra.

Co-orientador: Prof. Dr. Luiz Roberto Aguiar.

CURITIBA

2010



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde

ATA DA SESSÃO PÚBLICA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO
DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE
DA PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ

DEFESA DE DISSERTAÇÃO Nº 112

Aos 26 de outubro de 2009 realizou-se a sessão pública de defesa da dissertação "**Características do Equilíbrio na Posição Invertida sobre a Cabeça, no Hatha Yoga**", apresentada por **Karin Tatiana Dietrichkeit** como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Tecnologia em Saúde – Área de Concentração – Bioengenharia perante uma Banca Examinadora composta pelos seguintes membros:

Profª. Drª. Elisângela Ferretti Manffra,
PUCPR (Orientadora)


assinatura

APROV.
parecer (aprov/ reprov.)

Profª. Drª. Vera Lucia Israel,
UFPR Litoral



APROVADO

Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki,
UFPR



APROVADO

Conforme as normas regimentais do PPGTS e da PUCPR, o trabalho apresentado foi considerado APROVADO (aprovado/reprovado), segundo avaliação da maioria dos membros desta Banca Examinadora. Este resultado está condicionado ao cumprimento integral das solicitações da Banca Examinadora registradas no Livro de Defesas do Programa.


Prof. Dr. Munir Antonio Gariba,
Diretor do PPGTS PUCPR

Dedico esse trabalho ao meu pai Ademar (em
memória), à minha mãe Regina, à minha
filha Raíssa, e ao meu noivo Roberto.

AGRADECIMENTOS

A minha prof^a. orientadora, Dr^a. Elisangela F. Manffra que sempre acreditou em mim e esteve presente em todos os momentos desta jornada.

À prof^a. Dr^a. Vera Lúcia Israel pela participação na banca examinadora;

Ao prof. Dr. André Rodacki por ter cedido gentilmente o laboratório para as minhas coletas e também pelo apoio, amizade, incentivo e compreensão;

Ao prof. Dr. Luiz Roberto Aguiar, pelas sugestões;

Aos meus colegas de mestrado, em especial a João Pedro e Dielise;

Aos professores do PPGTS;

Ao prof. Dr. Joaquim Monte pela dedicação e incentivo;

Aos alunos de mestrado e doutorado da UFPR, pela ajuda e suporte durante a minha presença no laboratório;

A Andressa e Walter pela amizade em todos os momentos;

Aos meus alunos da academia e da FIES que sempre me incentivaram nas horas difíceis, principalmente a Heloise por ter me auxiliado nas coletas;

À PUC-PR e a secretaria do PPGTS sempre disponíveis;

À prof^a. Dr^a. Marcia pela presteza e eficiência na análise estatística;

À prof^a. Neusa Kutianski (em memória) pelo incentivo nos estudos acadêmicos e à prof^a. Iná P. Camargo por ter me iniciado na senda do Yoga;

Aos **voluntários**, que com sua presença e colaboração possibilitaram o desenvolvimento deste estudo;

A todos vocês, um **profundo e agradecido Namaste** (O ser divino que habita em mim cumprimenta e reconhece o ser divino que habita em você).

Yogah cittah-wriitti-nirodhah “O Yoga é a
contenção dos turbilhões da consciência”.
Yoga Sutra de Patañjali (1:2) (FEUERSTEIN,
1998).

RESUMO

O Yoga é uma parte da filosofia hindu e tem o objetivo de levar o praticante a iluminação. Atualmente, é um método para melhorar a condição física. Algumas posturas no Yoga desafiam os mecanismos de controle do equilíbrio humano, como a posição invertida sobre a cabeça (IC). O estudo das posições invertidas pode ajudar a entender os mecanismos de controle postural. Assim, este estudo tem por objetivo determinar e comparar características do centro de pressão (COP) na posição invertida sobre a cabeça (IC) e na posição ortostática (OP). Vinte e um voluntários ($32,1 \pm 8,2$ anos, $63,7 \pm 10,6$ Kg) deram o seu consentimento que foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade (PUC-PR). Os participantes tinham experiência no Yoga, especificamente na execução da IC. Três repetições foram executadas, em ambas as posturas, com intervalos de descansos, mas somente uma foi considerada para análises posteriores. Enquanto os voluntários executavam as posturas, as forças de reação do solo foram coletadas (AMTI OR6-7). Na condição OP, os participantes permaneceram quietos na posição com os pés unidos e os braços relaxados ao lado do corpo durante 15s. Após um breve descanso, a IC foi realizada pelo mesmo período de tempo. Os dados foram coletados a uma frequência de 100Hz e posteriormente filtrados (Butterworth 2ª ordem, frequência de corte de 10 Hz). As variáveis relacionadas para determinar a posição do COP (área do COP, amplitude nas direções AP e ML e deslocamento) apresentaram maiores valores quando comparadas a PO ($p < 0,005$). Estes resultados indicam maior estabilidade na PO do que na IC. Variáveis associadas à velocidade do COP (velocidade RMS nas direções AP e ML e velocidade absoluta) e a frequência média do COP foram significativamente maiores na IC do que na PO, indicando diferentes estratégias para a manutenção da IC. Houve correlação positiva entre velocidade absoluta média ($r=0,66$), VRMS na direção AP ($r=0,47$) e na direção ML ($r=0,74$) e na frequência média na direção ML ($r=0,49$). Estes resultados indicam rápida capacidade de recuperação para a manutenção do equilíbrio.

Palavras-chave: Plataforma de força. Equilíbrio postural. Centro de Pressão. Ioga.

ABSTRACT

Yoga is part of the Hindu philosophy and the aim is to take the practitioner to illumination. Nowadays it is a method to improve physical condition. Some postures in Yoga challenge control mechanisms of human balance, such as the head stand (HS). Studying inverted positions may help to understand postural control mechanisms. Thus, this study aimed to determine and compare characteristics of the center of pressure (COP) in the HS posture and orthostatic position (OP). Twenty one volunteers ($32,1 \pm 8,2$ years old, $63,7 \pm 10,6$ Kg) gave their informed consent which was approved by the Ethic University Committee (PUC-PR). Participants were experienced in Yoga, specifically in performing HS posture. Three repetitions were executed in both postures, with resting, but only one was considered for further analysis. While volunteers were performing OP and HS posture, ground reaction forces were recorded (AMTI OR6-7). In the OP condition, participants remaining in a quiet position which the feet were placed together and the arms were loose on the side of the body for 15s. After the OP, an interval was imposed before assessing the HS condition. In HS condition they stood for the same period of time. Data were sampled at 100Hz and later filtered (Butterworth of 2nd order; cut frequency 10 Hz). Variables applied to determine position of the COP (area of the COP, amplitude in the AP and ML directions and displacement) presented larger displacement ($p < 0,005$) in the HS posture when compared to the OP position. These results indicate better stability in the OP than in HS posture. Variables associates to velocity of COP (velocity RMS in the AP and ML directions, average absolute velocity) and average COP frequency were all significantly bigger in the HS posture than the OP posture, indicating differences in the strategy to keep the HS posture. There was positive correlation between average absolute velocity ($r=0,66$), VRMS in the AP ($r=0,47$) and ML direction ($r=0,74$) and frequency of the spectral potency density ML direction ($r=0,49$). These results indicated fast recovering capacity to avoid tumbling.

Keywords: Force Platform. Balance. Center of Pressure. Yoga.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 -	Localização do bregma e da coroa. Fonte: Adaptado de Kaminoff (2008).....	25
Figura 2 –	(A) Preparação para a IC e (B) elevação dos joelhos (KUVALAYANANDA, 1925). Fonte: A autora	25
Figura 3 –	(A) Joelhos em uma linha vertical e (B) postura completa da IC (KUVALAYANANDA,1925) Fonte: A autora.....	26
Figura 4 –	Postura do golfinho. (A) Extensão e (B) flexão de tronco. Fonte: A autora.....	27
Figura 5 –	<i>Feedback</i> sensorial sobre o controle postural. Fonte: A autora.....	30
Figura 6 –	Representação físico-matemática da postura ereta quieta no plano sagital por meio de um simples modelo de pêndulo invertido, Onde C= comprimento do pêndulo, dado pela distância do tornozelo até o CM; m= massa do corpo M= é o torque resultante no tornozelo para a manutenção da postura ereta; g= gravidade; fx e fy= forças na direção horizontal e vertical, respectivamente. Fonte: Adaptado de Coelho (2005).....	31
Figura 7 –	(A) pêndulo simples, (B) pêndulo duplo e (C) pêndulo multi-articular. Fonte: Hsu et al. (2007).....	31
Figura 8 –	Exemplo de um estatocinesigrama do indivíduo em 15s na posição ortostática. Fonte: A autora.....	33
Figura 9 –	Exemplos de um estabilograma do indivíduo na IC por 15s (o mesmo indivíduo citado na figura anterior): (A) na PO e (B) na IC Fonte: A autora.....	33
Figura 10 –	Migração do COP em duas tentativas diferentes nas direções AP versus ML na postura ereta por 30 min. Em A postura ereta em multi-região e B e uni-região. Fonte: Duarte; Zatsiorsky (1999).....	33
Figura 11 –	Exemplos de execuções incorretas da IC. Hiperextensão lombar (A) e inclinação lateral exacerbada (B).Fonte: A autora.....	39
Figura 12 –	Representação do <i>set up</i> experimental com o posicionamento da plataforma de força, os sujeitos da pesquisa realizando a PO (A) e a IC (B) o monitor, CPU e o amplificador. Fonte: A autora.....	42

Figura 13 –	Coleta da PO e IC no laboratório. (A) Execução da PO sobre a plataforma de força e (B) a pesquisadora próxima ao voluntário, sem tocá-lo, para dar segurança enquanto o mesmo executava a IC. Fonte: A autora.....	44
Figura 14 –	Posição em decúbito dorsal (<i>shavasana</i> ou postura do cadáver). Fonte: A autora.....	44
Figura 15 –	Representação de uma plataforma de força com os seus eixos de medida. Fonte: Freitas; Duarte (2005).....	45
Figura 16 –	Na figura (A) está mostrado o deslocamento do COP com o voluntário na PO e em (B) com o voluntário na IC. Fonte: a autora.....	46
Figura 17 –	Gráfico das coordenadas do COP do indivíduo na IC por 15s com uma elipse ajustada à trajetória do COP nos eixos AP e ML. Fonte: A autora.....	47
Figura 18 –	Desenho esquemático representando a distância absoluta percorrida pelo COP. Fonte: A autora.....	47
Figura 19 –	Gráfico mostrando o valor máximo e mínimo da amplitude. Fonte: A autora.....	48
Figura 20 –	Representação do vetor resultante da velocidade. Fonte: A autora.....	48
Figura 21 –	Gráfico do espectro mostrando a frequência média. Fonte: A autora.....	49
Figura 22 –	Tela do programa <i>Matlab 7</i> mostrando o algoritmo desenvolvido e a tela <i>comand window</i> onde são colocados os dados para o processamento dos sinais. Fonte: A autora.....	50
Figura 23 –	Comparação da área obtida e o desvio padrão correspondente em ambas as situações experimentais. Verifica-se uma área maior na IC do que na PO. O valor de p indicado na figura foi obtido com o teste não-paramétrico de Mann-Whitney. Fonte: A autora.....	53
Figura 24 –	Comparação entre as duas situações experimentais, PO e IC, da distância absoluta. Verificam-se valores maiores na IC. O valor de p indicado na figura foi obtido com o teste não-paramétrico de Mann-Whitney. Fonte: A autora.....	53

Figura 25 –	Valores da amplitude do deslocamento nos sentidos AP e ML e desvio padrão. O valor de p indicado na figura para o eixo AP foi obtido com o teste não-paramétrico de Mann-Whitney e para o eixo ML foi o teste t Student. Fonte: A autora.....	54
Figura 26 –	Comparação do módulo do vetor velocidade absoluta nas situações PO e IC e respectivos desvio padrão. O valor de p indicado na figura foi obtido com o teste não-paramétrico de Mann-Whitney. Fonte: A autora.....	54
Figura 27 –	Comparação do <i>root mean square</i> da velocidade nas situações PO e IC nos sentidos AP e ML. O valor de p indicado na figura foi obtido com o teste não-paramétrico de Mann-Whitney. Fonte: A autora.....	55
Figura 28 –	Frequência de oscilação do COP nas situações PO e IC nos sentidos ML e AP e desvio padrão. O valor de p indicado na figura para o eixo AP foi obtido com o teste não-paramétrico de Mann-Whitney e para o eixo ML foi o teste t Student. Fonte: A autora.....	55
Figura 29 –	Gráfico de dispersão dos pontos correspondentes a velocidade absoluta na PO e na IC. Onde r é o coeficiente de correlação calculado pelo teste de Pearson. Fonte: A autora.....	56
Figura 30 –	Gráfico de dispersão dos pontos correspondentes ao valor VRMS AP na PO e na IC. Onde r é o coeficiente de correlação calculado pelo teste de Pearson. Fonte: A autora.....	56
Figura 31 –	Gráfico de dispersão dos pontos correspondentes ao valor VRMS ML na PO e na IC. Onde r é o coeficiente de correlação calculado pelo teste de Spearman. Fonte: A autora.....	57
Figura 32 –	Gráfico de dispersão dos pontos correspondentes frequência média ML na PO e na IC. Onde r é o coeficiente de correlação calculado pelo teste Pearson. Fonte: A autora.....	57
Figura 33 -	Gráfico de dispersão dos pontos correspondentes a distância absoluta na PO e na IC. Onde r é o coeficiente de correlação calculado pelo teste de Spearman.Fonte: A autora.....	58
Figura 34 -	Gráfico de dispersão dos pontos correspondentes a área na PO e na IC. Onde r é o coeficiente de correlação calculado pelo teste de Spearman. Fonte: A autora.....	58

Figura 35 -	Gráfico de dispersão dos pontos correspondentes a amplitude de deslocamento ML na PO e na IC. Onde r é o coeficiente de correlação calculado pelo teste de Spearman. Fonte: A autora.....	59
Figura 36 –	Desenho esquemático (A) o sujeito na PO onde está sinalizado o CG e a distância (h) do solo, (B) área delimitada da projeção do CG no indivíduo na PO, (C) o indivíduo na IC e a distância do CG do solo e (D) triângulo descrito pelo apoio da cabeça e dos cotovelos no solo. Fonte: A autora.....	64
Figura 37 –	Desenho de um pêndulo invertido multiarticular. Fonte: A autora.....	64
Figura 38 –	Campo de visão do sujeito na PO (A), na IC (B) com o olhar na linha do horizonte. Fonte: A autora.....	66
Figura 39 –	Gráfico de dispersão dos pontos correspondentes a variável amplitude de deslocamento no sentido AP. Onde r é o coeficiente de correlação calculado pelo teste de Spearman. Fonte: A autora.....	95
Figura 40 -	Gráfico de dispersão dos pontos correspondentes a variável frequência média no sentido AP. Onde r é o coeficiente de correlação calculado pelo teste de Spearman. Fonte: A autora.....	95
Quadro 1 –	Características dos indivíduos avaliados: idade (anos), estatura (m), massa corporal (kg), tempo da prática de Yoga (anos), tempo de prática da IC (anos), Índice de Massa Corporal (IMC) (kg/m^2). Fonte: A autora.....	52
Quadro 2 –	Sequência de aquecimento. Fonte: A autora.....	83
Quadro 3 –	Valores da PA e FC. Fonte: A autora.....	84
Quadro 4 –	Estatísticas descritivas. Fonte: A autora.....	94
Quadro 5 –	Variáveis e correlação Fonte: A autora.....	96

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

COP	Centro de Pressão
IC	Postura Invertida Sobre a Cabeça
PO	Postura Ortostática
AC	Ântero-posterior
ML	Médio-lateral
MMSS	Membros superiores
MMII	Membros inferiores
VRMS	<i>root mean square</i> da velocidade
H	Hipóteses

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	15
1.1. OBJETIVO GERAL.....	18
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	18
1.3 HIPÓTESES (H).....	18
1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO.....	19
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	20
2.1 O YOGA.....	20
2.1.1 O Yoga e a Ciência.....	21
2.2 POSTURA INVERTIDA SOBRE A CABEÇA (IC)	24
2.3 MECANISMOS DE CONTROLE POSTURAL.....	29
2.4 ANÁLISE DO EQUILÍBRIO A PARTIR DO CENTRO DE PRESSÃO.....	32
3 MÉTODO.....	38
3. 1 SELEÇÃO DOS VOLUNTÁRIOS.....	38
3.1.1 Critérios de Inclusão.....	38
3.1.2 Critérios de Exclusão.....	39
3.2 PROCEDIMENTOS PARA A SELEÇÃO DOS VOLUNTÁRIOS.....	40
3.3 PROCEDIMENTOS PARA A COLETA DE DADOS.....	41
3.4 PARÂMETROS ESTABILOMÉTRICOS.....	45
3.4.1 Processamento e Análise dos dados.....	50
3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	50
4 RESULTADOS.....	52
4.1 AMOSTRA.....	52
4.2 CARACTERÍSTICAS DO MOVIMENTO DO COP.....	53
4.3 CORRELAÇÕES ENTRE PO E IC.....	56
5 DISCUSSÃO.....	60
5.1 PARÂMETROS OBTIDOS NA POSTURA ORTOSTÁTICA.....	60
5.2 COMPARAÇÃO ENTRE AS POSTURAS PO E IC.....	62
5.3 ANÁLISE DOS RESULTADOS DAS CORRELAÇÕES ENTRE PO E IC.....	68
5.4 PERSPECTIVAS FUTURAS.....	70
6 CONCLUSÃO.....	71

REFERÊNCIAS.....	72
APÊNDICE A - AUTORIZAÇÃO PARA RECRUTAMENTO DE VOLUNTÁRIOS PARA A PESQUISA.....	79
APÊNDICE B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	80
APÊNDICE C - SEQUÊNCIA DE AQUECIMENTO ANTES DA SELEÇÃO E DA COLETA DE DADOS.....	83
APÊNDICE D - VALORES DA PRESSÃO ARTERIAL SISTÓLICA E DIASTÓLICA, FREQUÊNCIA CARDÍACA ANTES, DURANTE E DEPOIS DA EXECUÇÃO DA PO E DA IC.....	84
APÊNDICE E - FICHA DE ANAMNESE E COLETA DE DADOS.....	85
APÊNDICE F - TERMO DE AUTORIZAÇÃO DE USO DE IMAGEM.....	86
APÊNDICE G - SOFTWARE PARA ANÁLISE DAS FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO E CENTRO DE PRESSÃO A PARTIR DOS DADOS DA PLATAFORMA DE FORÇA AMTI.....	87
APÊNDICE H - ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DAS VARIÁVEIS AVALIADAS	94
APÊNDICE I – GRÁFICOS COM OS DADOS DA CORRELAÇÃO E VALOR DE p DAS VARIÁVEIS AVALIADAS ONDE NÃO HOUVE CORRELAÇÃO	95
APÊNDICE J - DADOS CORRELAÇÃO DAS VARIÁVEIS AVALIADAS.....	96
ANEXO A - PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA PUC-PR.....	97

1 INTRODUÇÃO

O Yoga teve a sua origem na cultura indiana e, na sua forma original, consistia em um complexo sistema de práticas espirituais, morais e físicas com o objetivo de atingir o autoconhecimento (*samadhī*) (PILKINGTON et al., 2005).

Nos últimos 100 anos o Yoga foi adotado por milhões de pessoas fora do continente indiano (APOLLONI, 2004). Estima-se que, atualmente, em torno de 30 a 40 milhões de pessoas pratiquem Yoga (FEUERSTEIN, 2005). Além disso, o Yoga é uma das 10 terapias complementares mais populares na Índia, Estados Unidos e Europa (BASCARAN, 2006).

Nos Estados Unidos cerca de 15 milhões de americanos praticaram Yoga pelo menos uma vez na vida. Ainda, diferentes estilos de Yoga estão sendo oferecidos em 75% das academias de cultura física daquele país, em estúdios de Yoga e na própria residência. Portanto, o Yoga está sendo muito popularizado nos Estados Unidos devido ao risco de lesão nas aulas de Yoga ser muito pequeno e não haver necessidade de espaço físico muito amplo, nem de equipamentos dispendiosos (HAGINS; MOORE; RUNDLE, 2007).

Recentemente, o Yoga foi classificado pelo Instituto Nacional da Saúde, nos Estados Unidos, como uma forma de Medicina Complementar e Alternativa (NCCAM, 2008) e, na Índia, ele é considerado uma importante parte da Medicina Tradicional Indiana (WILLIAMS; STEINBERG; PETRONIS, 2003). Em 1924, os estudos científicos sobre os benefícios do Yoga iniciaram-se na Índia com *Swami*¹ Kuvalayananda (GHAROTE, 2002) e, no ocidente, começaram na década de 60 (COSTA DA, 2006).

No *Hatha Yoga*² têm-se vários exercícios psicocorporais, englobando flexões, extensões, flexões laterais de tronco, inversões e rotações de coluna. Dentre eles destaca-se a postura invertida sobre a cabeça (IC), na qual o praticante apóia todo o peso do corpo sobre a cabeça e membros superiores (MMSS).

A IC é ensinada em muitos institutos de cultura física em todo o mundo (BASKARAN, 2006). Porém, muitas vezes ela é suprimida das aulas de Yoga. Por um lado os professores evitam ensiná-la, e por outro, muitos alunos demonstram

¹ Título dado aos *gurus* (mestre espiritual) hindus que pertencem a uma ordem monástica (FEUERSTEIN, 1998).

² Um dos principais ramos do Yoga desenvolvido por volta de 1000 d.C (FEUERSTEIN, 2005).

receio em praticá-la, talvez por medo de uma possível lesão por queda. No entanto, mediante um treinamento progressivo, a IC é acessível a 90% das pessoas (LYSEBETH, 1985). Os outros 10% pertencem ao grupo de pessoas nas quais esta postura é contra-indicada, como nos casos de hipertensão, principalmente.

A IC é considerada a postura mais importante do Hatha Yoga devido aos benefícios físicos e mentais atribuídos a ela (MANJUNATH; TELLES, 2001). De acordo com Iyengar (2001) e Kuvalayananda (1993) a prática regular da IC melhora a eficiência do sistema nervoso, auxilia no tratamento da perda de memória e proporciona rejuvenescimento orgânico geral. Porém, a confirmação e a base científica destes benefícios não bem são conhecidas. Existem, no entanto, contra-indicações para a prática da IC tais como: hipotensão ou hipertensão arterial, espondilose cervical (desgaste), problemas cardíacos, enxaqueca e gravidez (IYENGAR, 2001; SHARMA, 2000, KUALAYANANDA, 1993).

Independentemente de benefícios e riscos, a IC desafia os mecanismos de controle postural do ser humano. Mesmo assim, alguns praticantes adquirem a capacidade de permanecer confortavelmente nesta postura por apenas alguns segundos, ou até por períodos mais longos (15min.) (IYENGAR, 2001), mediante treinamento regular e supervisionado por um professor de Yoga.

Os mecanismos de controle postural humano são complexos e envolvem um refinado relacionamento entre a informação sensorial e atividade motora (BARELA, 2000). A manutenção do equilíbrio do corpo é atribuída ao sistema de controle postural em que são empregados os sistemas proprioceptivo, visual e vestibular (FREITAS; DUARTE, 2005).

Para a permanência na postura em pé de forma satisfatória, é necessária uma ação coordenada das articulações, músculos, sistema nervoso central e periférico (HSU et al., 2007). No entanto, mesmo com o corpo estabilizado, o indivíduo apresenta pequenas oscilações na postura ortostática (PO) (FREITAS; DUARTE, 2005). Essas oscilações podem ser comparadas às de um pêndulo invertido girando em torno da articulação do tornozelo, pois, em algumas situações, pode-se considerar que o indivíduo possui uma única articulação em todo o corpo: a articulação do tornozelo, dividindo o corpo em dois segmentos rígidos (WINTER, 1995).

As oscilações corporais são refletidas no movimento do centro de pressão (COP) sobre a base de apoio. A análise deste movimento tem trazido descobertas

importantes sobre o controle postural humano, como nos trabalhos de Perrin et al. (2002) e Freitas, Prado e Duarte (2005).

O controle postural tem sido alvo de estudos recentes, por exemplo: em bebês em uma sala móvel (BARELA et al., 2003) nas assimetrias nas descargas de peso nos membros inferiores (MMII) na PO (ROUGIER; GENTHON, 2009); na PO com sujeitos hígidos em apoio bi ou mono podal (BEKEDORF et al., 2006); na postura em ponta do *ballet* clássico (BARCELLOS; IMBIRIBA, 2002); na parada de mão da ginástica artística (NOUILLOT; NATTA, 2004); em indivíduos saudáveis na terceira idade (JBABDI; BOISSY; HAMEL, 2008); nos ajustes posturais em sujeitos carregando peso (KRISHNAMOORTHY; LATASH, 2005) ou após uma perturbação (HUGHEY; FUNG, 2005).

No entanto, a grande maioria dos estudos sobre equilíbrio corporal é realizada na PO (BARELA; POLASTRI; GODOI, 2000; LORAM; LAKIE, 2002; WINTER et al., 2003; MAURER; MERGNER; PETERKA, 2005; BASTOS; LIMA; OLIVEIRA, 2005; HILL et al., 2009; LAFOND et al., 2009). Havendo, portanto pouca investigação em posturas não usuais, como as do Yoga. Em particular, as estratégias para manutenção do equilíbrio corporal para a manutenção da IC merecem atenção, e um primeiro passo para esta compreensão pode ser a análise do movimento do COP nesta postura.

O controle postural na PO (e com algumas variações) tem sido muito investigado desde a década de 30, tanto em sujeitos hígidos como em sujeitos com alguma disfunção vestibular, utilizando-se da plataforma de força, da eletromiografia de superfície e de outros instrumentos de medição. A compreensão dos mecanismos de controle postural reveste-se de grande relevância, pois de posse deste conhecimento os profissionais da área de saúde podem sugerir atividades físicas para a melhoria dos sistemas de controle postural melhorando a qualidade de vida da população.

1.1. OBJETIVO GERAL

Determinar as características do movimento do Centro de Pressão (COP) na postura invertida sobre a cabeça (*sirshasana*) e na posição ortostática (*tadasana* ou postura da montanha) a fim de identificar as condições de estabilidade do indivíduo em cada posição.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Os objetivos específicos deste trabalho compreendem:

- a) determinar e comparar variáveis associadas à posição do COP na PO e na IC;
- b) determinar e comparar variáveis associadas à velocidade do COP na PO e na IC;
- c) determinar e comparar a frequência média de oscilação do movimento do COP na PO e na IC;
- d) investigar a correlação entre as variáveis obtidas na PO e na IC.

1.3 HIPÓTESES (H)

As hipóteses postuladas são as seguintes:

- a) H_1 nos parâmetros associados à posição (área, distância absoluta e amplitude), os valores da IC serão maiores do que na PO;
- b) H_2 nos parâmetros associados à velocidade (velocidade absoluta e valor médio quadrático da velocidade), os valores da IC serão maiores do que na PO;
- c) H_3 a frequência média na IC será maior do que na PO;
- d) H_4 há correlação entre as variáveis obtidas na PO e na IC.

1.4 ESTRUTURA DO TRABALHO

O segundo capítulo consiste de uma revisão de literatura, de acordo com o estudo realizado, e são abordados os seguintes tópicos: O Yoga; O Yoga e a Ciência; Postura Invertida sobre a Cabeça; Mecanismos de Controle Postural; Análise do Equilíbrio a Partir do Centro de Pressão e a Conclusão deste capítulo.

No terceiro capítulo é apresentada a Metodologia com os seguintes tópicos: Seleção dos Voluntários; Procedimentos para a Seleção dos Voluntários; Procedimentos para a Coleta de Dados; Parâmetros Estabilométricos e Análise Estatística.

O quarto capítulo refere-se aos Resultados obtidos, onde é apresentada a Amostra e as Características do COP.

No quinto capítulo é apresentada a Discussão com os parâmetros obtidos na PO, Comparação entre PO e IC e Perspectivas Futuras.

No sexto capítulo são apresentadas as Conclusões do presente estudo.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 O YOGA

A palavra Yoga é um termo masculino, derivado da raiz sânscrita *yuj*, que significa “união” ou “ungir” (SHARMA, 2000; PILKINGTON et al., 2005). Normalmente é interpretado como a união do eu individual com o ser supremo (divino). Essa definição sucinta encontra-se no Vedanta³ (FEUERSTEIN, 1998). Outra definição é a de Patañjali⁴ como: “O Yoga é controle dos turbilhões da mente”. O Yoga é também considerado um método de auto-regulação consciente que conduz a uma integração harmônica dos aspectos físicos, mentais e espirituais da personalidade humana (FEUERSTEIN, 2005).

O Yoga é uma das seis escolas ou sistemas filosóficos da Índia que é praticado há milhares de anos (KIRKWOOD et al., 2005). Inicialmente era exclusivamente exercitado por homens santos (*sadhu*) com o intuito de chegar à auto-realização ou iluminação (*samadhi*) (KIMBERLY; STEINBERG; PETRONIS, 2003).

Atualmente, ele é praticado por pessoas de diversas idades, religiões e classes sociais com o objetivo de exercitar o corpo e a mente de uma maneira saudável. Porém, também é utilizado com o objetivo de manter ou restaurar a saúde (yogaterapia) nos aspectos físicos, psicológicos e espirituais do ser humano (KHALSA, 2004; PILKINGTON et al., 2005).

No ocidente o Yoga foi introduzido com o trabalho de *Swami Vivekananda*, que representou o Hinduísmo no Parlamento das Religiões em 1892 nos Estados Unidos (FEUERSTEIN, 2003). No Brasil o Yoga foi introduzido na década de 50 por intermédio de *Swami Sevananda em Resende* (DA COSTA et al., 2006).

Durante vários séculos, diferentes tipos de Yoga foram sendo desenvolvidos e dentre eles destaca-se o Hatha Yoga por ser muito praticado no ocidente (BASKARAN et al., 2006).

³ *Vedanta* é o ramo dominante da filosofia hindu, que muito influenciou várias escolas de Yoga. O *Vedanta* surgiu nos antigos textos chamados de *Upanishads* (FEUERSTEIN, 1998).

⁴ Compilador dos *Yoga Sutras* que viveu por volta de 150/200 d.C. (FEUERSTEIN, 2003).

A palavra *hatha* significa “forte” ou “força”, portanto o Hatha Yoga é conhecido como o Yoga da força e foi desenvolvido por Goraksha Natha e outros adeptos por volta de 1000 d.C (FEUERSTEIN, 2005). Este estilo de Yoga compreende uma variedade de exercícios posturais (*asana*), respiratórios (*pranayama*), purificatórios (*kriya*) e meditativos (*samyama* ou *dhyana*) (BASKARAN et al., 2006).

2.1.1 O Yoga e a Ciência

O primeiro laboratório dedicado ao estudo do Yoga com caráter científico situa-se em Lonavla (estado de Maharashtra) na Índia, fundado em 1924 pelo *Swami* Kuvalayananda que criou um método chamado de Yoga Científico. Ele pesquisou os efeitos do Yoga sobre a fisiologia e sobre certas doenças, o que levou à divulgação do Yoga no mundo ocidental. Este instituto tem mais de 1.500 trabalhos científicos publicados até hoje. Também no ano de 1924, foi lançado o periódico *Yoga Mimansa Journal* para a divulgação dos resultados destas pesquisas (GHAROTE, 2002).

Dentre as inúmeras pesquisas, destaca-se um estudo de *Swami* Kuvalayananda realizado em 1926. Ele fez diversas experiências sobre a pressão arterial durante a execução de duas posturas: invertida sobre os ombros (*sarvangasana*) e rotação de coluna vertebral (*matsyendrasana*) nas quais se verificou um aumento de 25% na pressão arterial sistólica que retornou aos níveis basais após um minuto de descanso (GHAROTE, 2002).

Posteriormente, Kuvalayananda estudou a pressão intra-gástrica durante um exercício de forte contração e elevação diafragmática (*uddiyana*). Três praticantes de Yoga foram investigados e foi constatado que a pressão intra-gástrica diminuiu durante a execução deste exercício (KUALAYANANDA, 1928 b). No mesmo ano, em dois estudos subseqüentes, estudou-se a posição do diafragma e das costelas no mesmo exercício estudado anteriormente (*uddiyana*) e também no exercício de movimentação dos retos abdominais (*navli*). Em ambos os trabalhos foram utilizados aparelhos de raios-x (KUALAYANANDA, 1928 b e KUALAYANANDA, 1928 c).

Kuvalayananda (1957) investigou, ainda, as mudanças das pressões internas e externas no esôfago e estômago durante o exercício de movimentação dos retos abdominais (*nauli*).

Atualmente, há um número limitado de estudos controlados e randomizados usando medidas quantitativas, apesar da popularização do Yoga (OKEN et al., 2006).

Porém, foram encontrados na literatura vários trabalhos científicos abordando a prática do Hatha Yoga como terapia para diversas situações tais como:

- a) pessoas com hipertensão arterial essencial em que se observou redução significativa da pressão arterial sistólica, por meio de exercícios respiratórios e relaxamento induzido durante um mês, com frequência de duas sessões semanais (PINHEIRO et al., 2007);
- b) a prática de exercícios de meditação, respiratórios e cânticos (*mantras*) foram prescritas para os casos de depressão e ansiedade em cuidadores de pacientes com alteração da memória de curta ou longa duração. Após uma intervenção de seis sessões semanais durante um mês, observou-se que este estudo piloto foi efetivo na diminuição dos sintomas de ansiedade e depressão nesta população (WAELE; THOMPSON; THOMPSON, 2004);
- c) pessoas com insônia crônica apresentaram melhora da qualidade do sono após a prática diária (antes de dormir) de vocalizações (*mantras*), exercícios respiratórios (*pranayama*) e posturas suaves (*asana*). Os resultados obtidos por este estudo preliminar indicaram que a prática destes exercícios foi eficiente para o tratamento da insônia crônica por serem fáceis de fácil compreensão e execução (KHALSA, 2004);
- d) diabéticos do tipo 2 obtiveram melhor controle da glicemia e diminuição significativa da frequência cardíaca e da pressão sistólica e diastólica com a prática da respiração do fole⁵ (*bhastrika pranayama*) durante 5 min., posturas corporais (*asana*) e relaxamento conduzido (*yoganidra*) (SINGH et al. (2004);

⁵ É um exercício que consiste em rápidas, ruidosas e vigorosas expirações e inspirações com o praticante sentado no solo com a coluna ereta e as mãos relaxadas sobre os joelhos (SHARMA, 2001).

- e) no estudo randomizado de Smith et al. (2007) observou-se uma diminuição mais acentuada dos sinais de estresse no grupo que utilizou técnicas do Hatha Yoga em comparação com o grupo que praticou somente exercícios de relaxamento progressivo;
- f) observou-se redução da dor lombar crônica e também melhoria na condição física geral em voluntários que participaram de aulas regulares de Hatha Yoga durante 16 semanas. Foram utilizadas posturas de flexão, lateralização e rotação de tronco, e na IC foi empregado um suporte externo, no qual o voluntário não apoiava a cabeça diretamente no solo, minimizando a compressão na coluna cervical (WILLIAMS, STEINBERG; PETRONIS, 2003);
- g) no caso da fibromialgia, os pesquisadores identificaram diminuição da dor generalizada em pacientes que praticaram exercícios de respiração controlada e posturas suaves (SILVA; LAGE, 2006);

Em relação à melhoria do equilíbrio corporal, dois estudos podem ser citados:

- a) pacientes com hemiparesia após acidente vascular encefálico obtiveram impacto positivo sobre a qualidade de vida com a prática regular de Hatha Yoga durante oito semanas. O Equilíbrio foi considerado o fator mais importante associado com a habilidade básica de locomoção com ou sem auxílio nesta população. O equilíbrio corporal foi avaliado através da Escala de Equilíbrio de Berg. As sessões foram compostas de exercícios de respiração abdominal durante 5 min., logo em seguida uma série de posturas modificadas com o objetivo de melhorar a flexibilidade, força muscular, coordenação de movimentos e equilíbrio corporal durante 40 min. finalizando com um exercício meditativo focando a atenção no som da respiração (*ujjayi*) durante 5 min. (BASTILLE; GILL-BODY, 2004);
- b) no Brasil, a pesquisa de Alves, Baptista e Dantas (2006) avaliou as seguintes valências físicas: força, flexibilidade, equilíbrio e autonomia funcional em idosas no Rio de Janeiro. Concluiu-se que a intervenção com prática do Hatha Yoga melhorou significativamente os testes de força, flexibilidade e equilíbrio corporal. Para a avaliação do equilíbrio na postura ereta parada foi aplicado o Teste de Williams & Greene.

Com relação à melhoria do desempenho nos esportes, tem-se o estudo controlado com corredores de longa distância em que foi observado o aumento da

motivação e da distância percorrida após a prática regular de onze posturas de Hatha Yoga e de um exercício respiratório estimulante (DONOHUE et al., 2006).

Verificando o desconforto ocasionado pelo uso do computador, os pesquisadores concluíram que o grupo que participou das aulas de Hatha Yoga (exercícios oculares - *trataka*; posturas - *asana*, relaxamento - *yoganidra* e respiração controlada - *pranayama*) obteve melhora nos quadros de secura, ardência, foto sensibilidade e irritação ocular, em relação ao grupo que praticou somente recreação livre (TELLES et al., 2006).

Nos Estados Unidos foram investigadas as respostas fisiológicas do método Iyengar de Hatha Yoga em 15 praticantes nos níveis avançado e intermediário. Avaliou-se a frequência cardíaca e a pressão arterial durante a execução de vinte posturas, entre elas a IC. Cada postura foi avaliada individualmente. Na IC os resultados demonstraram que não houve um aumento demasiado da pressão arterial nos indivíduos treinados (BLANK, 2006).

Porém há também casos no qual a prática do Hatha Yoga sem orientação adequada pode causar prejuízos. Kashyap e Kashyap (2008) identificaram um edema na face e no pescoço após uma prática de exercícios respiratórios forçados, com manobra de Valsalva, em um praticante de Yoga de 40 anos. Em outro caso, relatado por Patel e Parker (2008), um sujeito de 34 anos apresentou uma ruptura do ligamento colateral lateral do joelho após a execução de uma postura do Yoga na qual se coloca o pé atrás da cabeça (*viranchyasana*).

2.2 POSTURA INVERTIDA SOBRE A CABEÇA (IC)

A IC ou *sirshasana* (termo masculino em sânscrito) é uma postura ensinada em muitos centros de atividades físicas em todo o mundo (BASKARAN et al., 2006). Esta postura consiste em apoiar todo o peso do corpo sobre a cabeça e MMSS sendo, desta forma, uma postura contrária à ortostática.

No *sirshasana* o indivíduo deve estar com o peso do corpo quase que totalmente apoiado na cabeça, e os MMSS servem apenas como apoio para se manter o equilíbrio (IYENGAR, 2001). Já, para outros autores, o peso do corpo deve estar distribuído igualmente sobre a cabeça e MMSS (SHARMA, 2000;

KUVALAYANANDA,1993). De acordo com Kaminoff (2008), o local ideal para se colocar o peso do corpo sobre o crânio é no bregma – local onde o osso frontal encontra-se com os dois ossos parientais, o resultado final é que a coluna fica levemente em extensão. Porém, segundo Kuvalayananda (1993) o peso colocado no bregma pode ocasionar uma pressão desnecessária sobre a coluna cervical. Assim, pode-se deslocar o peso mais em direção à coroa da cabeça, isto permite que a coluna esteja em uma posição mais próxima da neutra (figura 1).

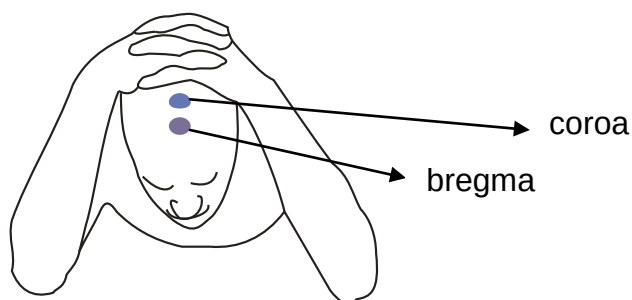


Figura 1 - Localização do bregma e coroa.
Fonte: Adaptado de Kaminoff (2008)

Portanto, entre os autores consultados há variação no modo de execução recomendado e o professor de Yoga deverá ensinar as diversas técnicas. Desta forma o aluno poderá escolher a que lhe for mais apropriada.

A execução sugerida por Kuvalayananda (1925) é a seguinte: ajoelhar-se no solo. Medir a distância entre os cotovelos e apoiá-los no solo entrelaçando os dedos das mãos, de acordo com a figura 2 A. Apoiar o topo da cabeça no chão elevando os joelhos conforme mostra a figura 2 B.



A



B

Figura 2 – (A) Preparação para a IC e (B) elevação dos joelhos.
Fonte: Kuvalayananda (1925)

Depois, mantêm-se as coxas em uma linha vertical, conforme a figura 3 A, e finalmente estendem-se os MMII, formando uma linha reta com o tronco, conforme a figura 3 B. O peso do corpo fica distribuído em três pontos: cabeça e MMSS. O tempo da permanência é decidido pelo praticante.

Para desfazer a postura, flexionam-se os joelhos e volta-se à posição inicial mostrada na figura 2 A.

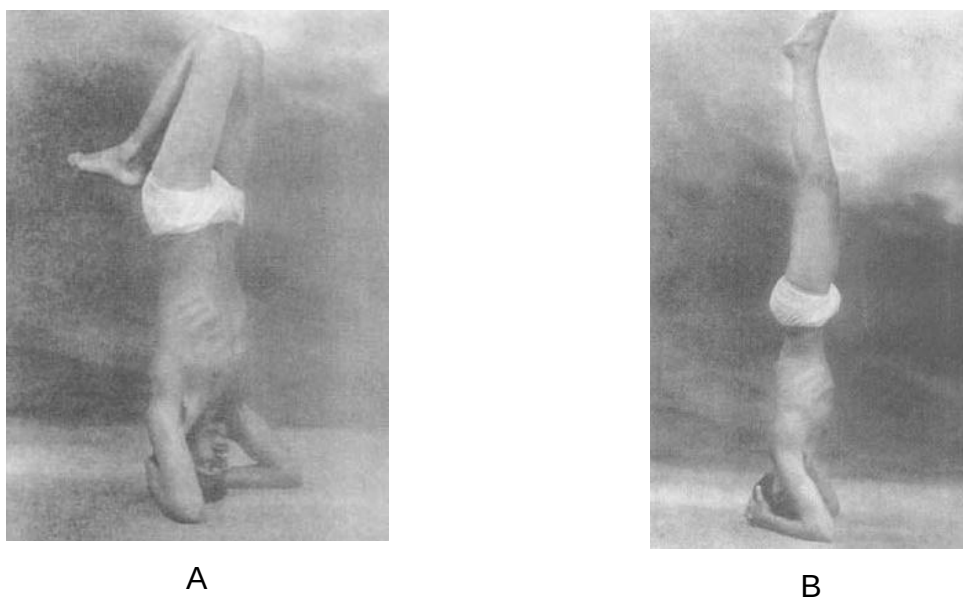


Figura 3 – (A) Joelhos em uma linha vertical e (B) postura completa da IC.
Fonte: Kuvalayananda (1925)

Para manter-se nesta posição corporal é utilizada a musculatura profunda e superficial da região anterior e posterior do tronco. O abdome atua principalmente na fase inicial para se executar a postura (figura 2 B) (KUALAYANANDA, 1993). Por este motivo é recomendado exercícios de fortalecimento abdominal, de membros superiores e da musculatura posterior do tronco na postura do golfinho. É orientado que se faça quatro séries de dez exercícios cada (figura 4A e 4B) (SIVANANDA, 1993). Porém, na etapa da permanência, muito mais do que força muscular é necessário equilíbrio corporal (IYENGAR, 2001).

A prática regular da IC traz os seguintes benefícios: a) mantém o sistema nervoso eficiente; b) atua com eficácia na fadiga crônica, dispepsia (indigestão), prisão de ventre leve, deslocamento das vísceras (viceroptose), fraqueza seminal e asma; c) rejuvenesce o organismo de uma maneira geral (IYENGAR, 2001;

KUVALAYANANDA, 1993). Devido a estes benefícios, o *sirshasana* é considerado uma postura básica, dentre as inúmeras posturas existentes no Yoga, e pode se tornar confortável, de forma que o indivíduo consiga permanecer nela por períodos que considerar necessário (KUVALAYANANDA, 1993).



A

B

Figura 4 – Postura do golfinho. (A) Extensão e (B) flexão de tronco.

Fonte: A autora

Durante a execução da IC, existe uma noção popular de que há um maior fluxo de sangue e oxigênio para o cérebro quando se está na postura. Porém é necessário salientar que o organismo é dotado de mecanismos muito robustos que controlam a quantidade de oxigênio e sangue enviada para todas as regiões do corpo – independentemente da sua relação com a gravidade (KAMINOFF, 2008).

Nas posições invertidas ocorre um aumento da pressão intracraniana⁶ (TORRES; DICCINI, 2006). Esse aumento pode ser observado na posição de Trendelemburg, que é uma posição corporal em que o tronco tem uma inclinação de 30° em relação a uma linha horizontal, de forma que a cabeça esteja abaixo do coração. Essa posição eleva a pressão intracraniana (ARGENT; MORROW, 2004, apud NICOLAU; LAHÓZ, 2007). Pode-se, portanto, supor que um aumento da pressão intracraniana aconteça também na IC. Há elevações transitórias da pressão intracraniana em situações de esforços físicos (ANDRADE et al., 2009).

Há algumas contra-indicações da prática da IC: fraqueza dos vasos capilares dos olhos; pessoas com pressão arterial sistólica acima de 150 mmHg; prisão de ventre severa; garganta inflamada; espondilose na coluna cervical (desgaste); problemas de coração; dores nas costas; cefaléia; problemas nos olhos em

⁶ Pressão intracraniana (PIC) é a pressão exercida pelo líquido cefalorraquidiano no espaço subaracnóide e nos ventrículos cerebrais. Apresenta oscilações geradas pelos componentes cardíaco e respiratório, e seu valor normal varia de 5 a 15 mmHg (TORRES; DICCINI, 2006).

tratamento; enxaqueca e durante o período menstrual (BASCARAN, 2006; IYENGAR, 2001; KUVALAYANANDA, 1993; SHARMA, 2000).

Apesar das contra-indicações para a prática da IC, essa postura é muito popular em locais onde se pratica Yoga, por este motivo ela tem sido investigada (BASKARAN et al. 2006).

Desta forma, pode-se citar o início dos estudos da IC em 1926, na Índia, com *Swami Kuvalayananda* que verificou que a pressão sistólica apresentou um aumento de 4% a 10% enquanto que a pressão diastólica elevou-se de 14% a 32% durante a manutenção desta postura por cinco minutos. O máximo da elevação pressórica foi observado durante o terceiro minuto da prática (GHAROTE, 2002).

Outro estudo avaliou a variabilidade da frequência cardíaca com o sujeito sentado e depois de executar a IC por 2 minutos comparando-se sujeitos que executavam a IC de modo tradicional (sem apoio) e com o uso da parede como suporte. Em ambos os casos, houve um aumento significativo na intensidade das componentes de baixa frequência da variabilidade cardíaca. Houve diferenças no grupo que executou a IC de modo tradicional em relação ao grupo com apoio da parede. Em cada caso houve uma ativação de diferentes subdivisões do sistema nervoso simpático, mas isso não pôde ser explicado de maneira satisfatória. E também, em ambos os casos, houve uma diminuição da frequência cardíaca logo após a prática da IC, isso ocorreu, provavelmente, em decorrência da resposta do reflexo a ativação dos barorreceptores (MANJUNATH; TELLES, 2003).

Mas há também casos de lesões pela prática da IC. Verificou-se uma espondilolistese (deslocamento da vértebra fora do eixo da coluna vertebral), na coluna cervical e complicações advindas da execução desta postura em um praticante da IC de 63 anos de idade. O praticante foi avaliado através do aparelho de raios-X e exame de ressonância magnética na coluna cervical. Ele não tinha tido histórico de lesão na coluna cervical anteriormente. Provavelmente, a causa da espondilolistese foi a execução exacerbada desta postura durante 25 anos, diariamente, ininterruptamente e sem orientação especializada (SETHI et al., 2007).

2.3 MECANISMOS DE CONTROLE POSTURAL

Pode-se definir postura como sendo a orientação de cada segmento do corpo relativo ao vetor gravitacional. É uma medida angular a partir da linha vertical (WINTER, 1995).

Como o ser humano adota um grande número de posturas corporais durante as suas atividades diárias, é exigida uma ação efetiva do sistema de controle postural.

O sistema de controle postural é o sistema responsável pela manutenção do equilíbrio, e o mesmo necessita de informações sobre as posições relativas dos segmentos corporais e da magnitude das forças atuando sobre o corpo (DUARTE, 2000). Neste sistema, valor de importância é dado a cada informação com o objetivo de tornar o sistema de controle postural flexível, pois o indivíduo muda de posição constantemente em relação ao seu meio ambiente (FREITAS JR; BARELA, 2006).

De posse destas informações sensoriais, as mesmas são integradas pelo sistema nervoso central que envia impulsos nervosos aos músculos que geram respostas neuromusculares (estratégias posturais). Para que isso ocorra, três tipos de sistemas são empregados: sistema vestibular, sistema somatosensorial ou proprioceptivo e o sistema visual (FREITAS; DUARTE, 2005).

O sistema vestibular baseia-se em estímulos provenientes do aparato vestibular e é composto por um conjunto de órgãos do ouvido interno. O ouvido interno é formado pelos três canais semicirculares que se juntam numa região central chamado de vestíbulo e pela cóclea que é a sede do sentido da audição. O conjunto destas duas estruturas chama-se labirinto, que é o responsável pela orientação espacial do corpo em situações estáticas e dinâmicas, detectando acelerações lineares e angulares da cabeça. O sistema somatosensorial, que se baseia em informações por diversos sensores espalhados por todo o corpo (fusos musculares, órgãos tendinosos de Golgi, receptores articulares e cutâneos), dá o posicionamento e a velocidade de todos os segmentos corporais, o comprimento muscular e o contato do corpo com objetos externos. E o sistema visual, que se utiliza de estímulos visuais para fornecer informações do ambiente, da direção e velocidade dos movimentos corporais em relação ao ambiente, diferencia também o que é automovimento do movimento externo, e oferece também a localização e

profundidade dos objetos (figura 5) (2006; WINTER, 1995; FREITAS JR; BARELA 2006).

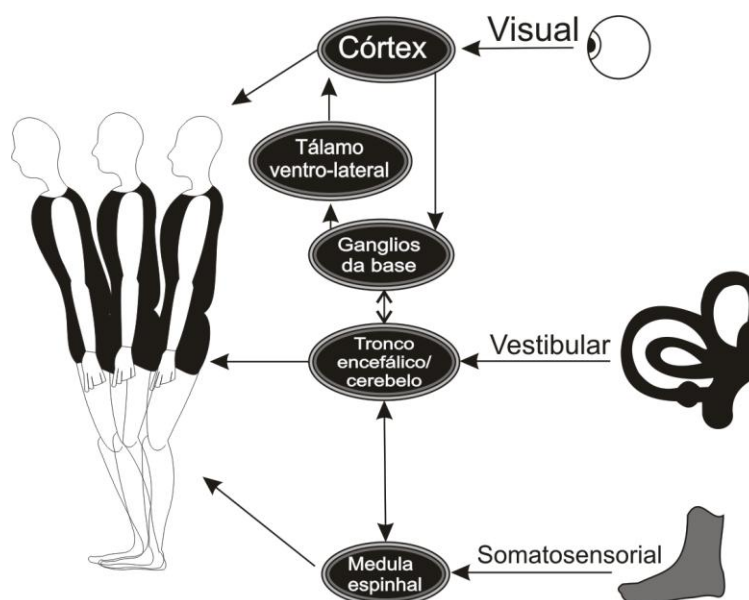


Figura 5 - *Feedback* sensorial sobre o controle postural.
Fonte: A autora

Do ponto de vista biomecânico, o objetivo principal do sistema de controle postural é manter a projeção horizontal do centro de gravidade do indivíduo dentro da base de suporte definida pela área da base dos pés durante a postura ereta (COELHO, 2005).

Deste modo, a dinâmica do sistema músculo-esquelético humano no plano sagital pode ser representada por um modelo de pêndulo invertido simples (figura 6 e 7A). Esse modelo tem o intuito de mostrar os conceitos básicos da modelagem físico-matemática. O corpo é representado por dois segmentos rígidos, os pés e o resto do corpo, sendo que os pés estão fixos no chão e o resto do corpo se movimenta por uma articulação do tipo dobradiça localizada no tornozelo (COELHO, 2005).

A oscilação ocorre no eixo x, no sentido ântero-posterior (AP) e no eixo y, no sentido médio-lateral (ML). No modelo simplificado do pêndulo invertido o centro de massa (CM) é uma representação válida de todos os segmentos (WINTER, 2005).

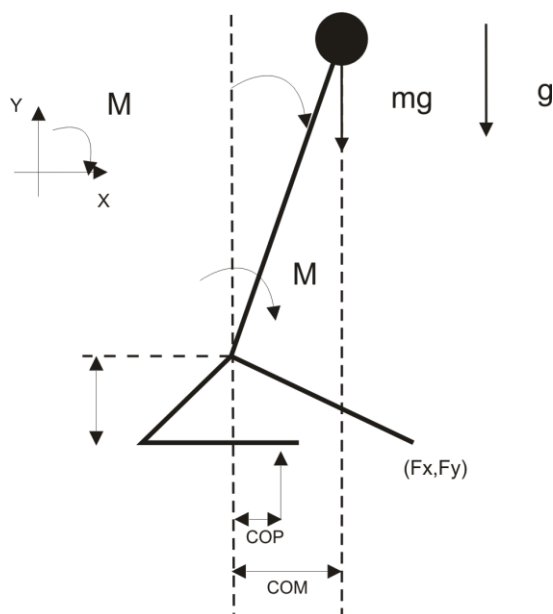


Figura 6 – Representação físico-matemática da postura ereta quieta no plano sagital por meio de um simples modelo de pêndulo invertido, Onde C = comprimento do pêndulo, dado pela distância do tornozelo até o CM; m = massa do corpo M = é o torque resultante no tornozelo para a manutenção da postura ereta; g = gravidade; f_x e f_y = forças na direção horizontal e vertical, respectivamente.

Fonte: Adaptado de Coelho (2005).

Padrões adicionais podem ainda serem acrescentados, assemelhando-se a um modelo de duplo pêndulo invertido (figura 7 B), incluindo a estratégia de quadril para a manutenção do equilíbrio corporal (ZHANG, 2007). Quando é somado a estas estratégias a do joelho é chamado de pêndulo invertido multi-articular (figura 7C).

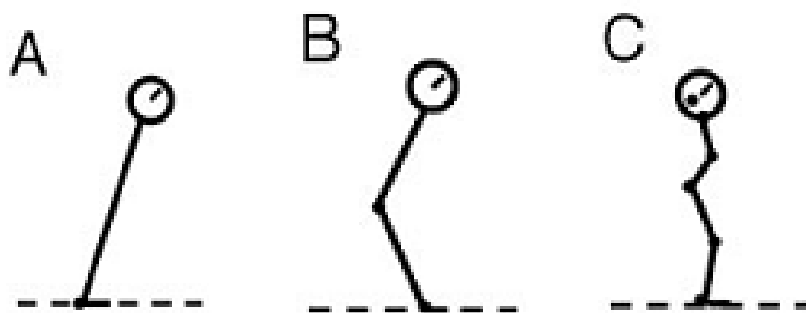


Figura 7 – (A) pêndulo simples, (B) pêndulo duplo e (C) pêndulo multi-articular
Fonte: Hsu et al. (2007)

2.4 ANÁLISE DO EQUILÍBRIO A PARTIR DO CENTRO DE PRESSÃO

O centro de pressão (COP) é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte. Seu movimento resulta da interação entre o sistema de controle postural e a força da gravidade (WINTER, 1995).

A força de reação vertical está diretamente ligada ao equilíbrio ou estabilidade do corpo. Desta forma, mudanças no equilíbrio corporal levam a alterações do COP e este fornece uma medida indireta do equilíbrio corporal (KING; ZATSIORSKY, 1997).

O COP é a medida posturográfica mais comumente utilizada na avaliação do controle postural, obtida utilizando-se uma plataforma de força ou um baropodômetro como instrumento de medida (TOOKUNI et al. 2005).

O estudo do ortostatismo utilizando-se de uma ou mais plataformas de força já era conhecido desde a década de 30, quando Hellebrandt (1938) mostrou que a oscilação é um processo natural quando se procura manter a postura ereta. Mesmo que se tente permanecer imóvel, o corpo movimenta-se rítmica e incessantemente, ocorrendo uma movimentação maior no sentido ântero-posterior do que no sentido médio-lateral.

Posteriormente, Thomas e Whitney (1959) concluíram que o posicionamento da linha vertical do centro de gravidade e a medida do COP através de uma plataforma de força não coincidem.

Atualmente, denomina-se posturografia qualquer estudo ou técnica que irá medir a oscilação corporal ou uma variável associada a essa oscilação, podendo ser estática (postura ortostática) ou dinâmica (com perturbação) (FREITAS; DUARTE, 2005). A posturografia utiliza os seguintes gráficos e de variáveis deles derivadas:

- a) estatocinesigrama - É um gráfico da coordenada do COP na direção ântero-posterior (AP) versus direção médio-lateral (ML) (FREITAS; DUARTE, 2005). Na figura 8 encontra-se um exemplo deste gráfico.

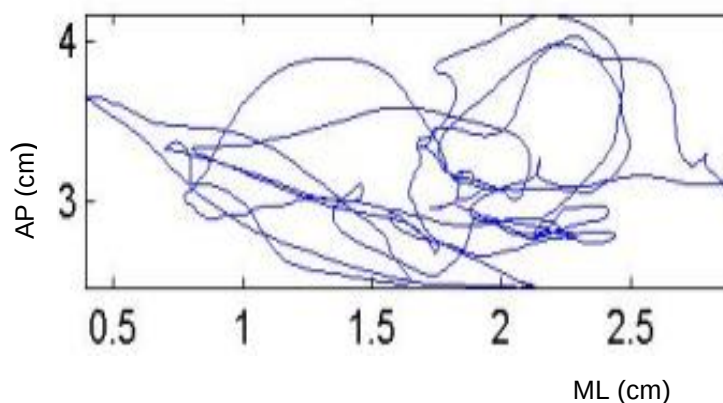


Figura 8 – Exemplo de um estatocinesograma do indivíduo em 15s na PO.
Fonte: A autora

b) estabilograma - É a série temporal do COP em cada uma das direções AP e ML (FREITAS; DUARTE, 2005). Na figura 9 encontra-se um exemplo deste gráfico.

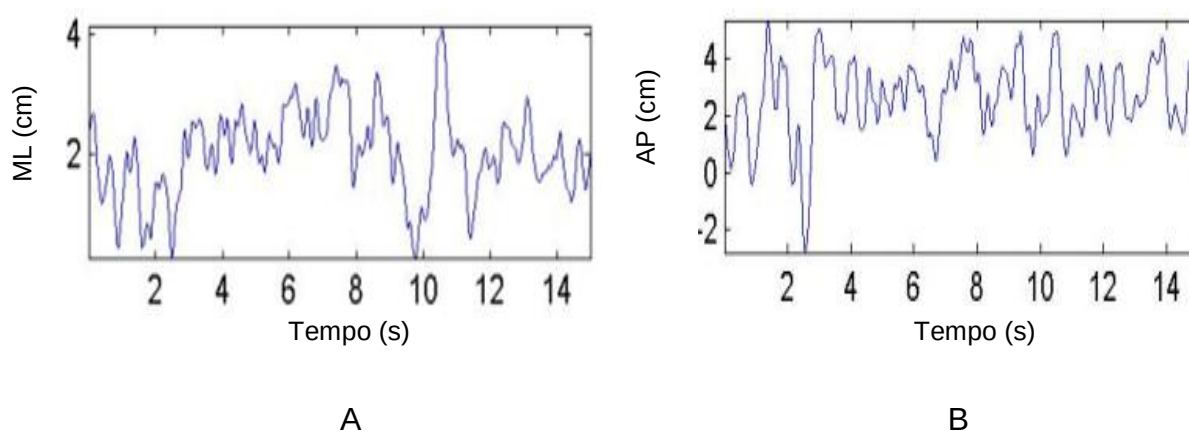


Figura 9 – Exemplos de um estabilograma do indivíduo na IC por 15s (o mesmo indivíduo citado na figura anterior): (A) posição ML e (B) posição AP.
Fonte: A autora

Para exemplificar alguns trabalhos posturográficos com a plataforma de força em relação ao tempo de coleta, pode-se citar Perrin et al., (2002) que utilizaram o tempo de 20s, ou de 40s no caso de Duarte e Zatsiorsky (2002), mas períodos mais longos também podem ser empregados, como no estudo de Duarte e Zatsiorsky, (1999) no qual os indivíduos permaneceram em pé durante 30 min., esse tempo foi considerado uma permanência prolongada. Assim, pode ser detectado um padrão

constante (repetitivo) da migração do COP que foi elucidado por um algoritmo específico. Foram descobertos três tipos de padrões: a) *fidgeting*, um rápido e grande deslocamento do COP e retorno para a mesma região; b) *shifting*, um rápido deslocamento para a posição da posição média do COP de uma região a outra e c) *drifting*, um contínuo e lento deslocamento da posição média do COP. Naturalmente é observada uma oscilação do COP de baixa amplitude refletindo a contínua perturbação e a sua regulação (figura 10). No padrão multi-região os sujeitos tendem a mudar a posição média do COP várias vezes durante a tentativa. Essas regiões podem ser chamadas de domínios de atração do COP.

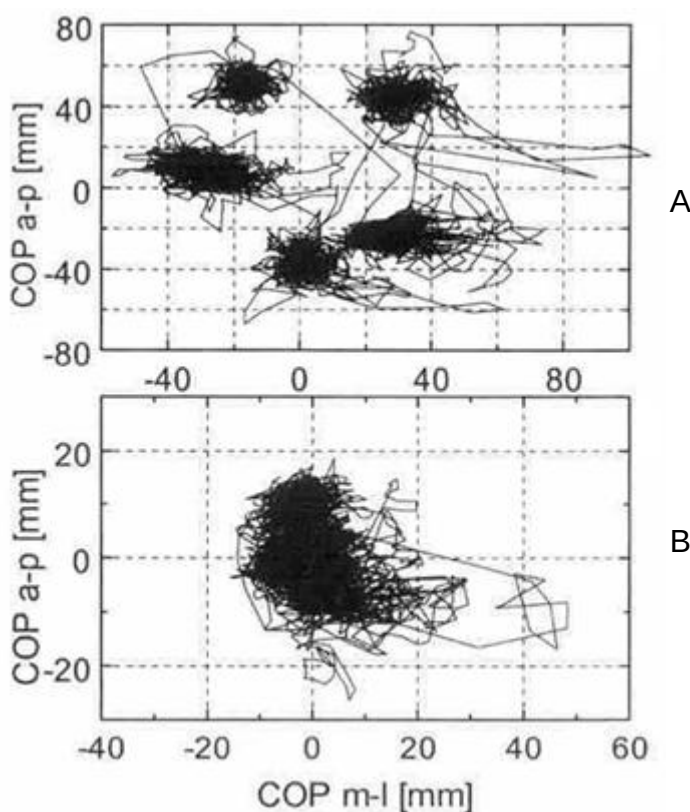


Figura 10 – Migração do COP em duas tentativas diferentes nas direções AP versus ML na postura ereta por 30 min. Em (A) é apresentada a postura ereta em multi-região e em (B) uni-região.

Fonte: Duarte; Zatsiorsky (1999).

Complementando o trabalho anterior, foi investigado o comportamento do COP em indivíduos da terceira idade comparados com indivíduos adultos. Os sujeitos executaram duas tarefas: a) ficar parado em pé por 30 min. sobre uma plataforma de força e b) ficar em pé parado por 60s em duas tentativas

imediatamente após a primeira tarefa. Os adultos e os idosos produziram diferentes padrões do deslocamento do COP durante a primeira tarefa. Os idosos descreveram uma menor oscilação do que os adultos na postura ereta por tempo prolongado nas direções AP e ML, mas descreveram seis pequenos mapas de deslocamento do COP, indicando que durante este período eles foram trocando de posição, e cada troca foi descrito um pequeno mapa, diferente dos adultos que oscilaram mais, mas descreveram somente um mapa do deslocamento do COP. Na segunda tarefa não houve diferença entre os grupos. Os idosos demonstraram uma velocidade de oscilação bem maior do que os adultos durante a tarefa de ficar em pé parado (60s). (FREITAS et al., 2005).

Alguns pesquisadores compararam os efeitos da distribuição simétrica e assimétrica da massa corporal sobre os pés no controle postural. Para este estudo foram utilizadas duas plataformas de força sobre a qual 14 indivíduos hígidos permaneceram em pé, parados com cada pé em uma plataforma. Duas tarefas foram determinadas: a) distribuir igualmente a massa corporal em ambos os pés e b) colocar 2/3 da massa corporal no pé esquerdo. Quatro tentativas de 32s foram coletadas. Foi confirmado que a distribuição da massa corporal assimetricamente nos indivíduos saudáveis aumenta o deslocamento do COP ao longo do eixo ântero-posterior, mas não no eixo médio-lateral (ROUGIER; GENTHON, 2009)

Bastos, Lima e Oliveira (2005) compararam os resultados da estabilometria de sujeitos com queixa de tontura (disfunção vestibular) com os do grupo controle que se compunham de sujeitos hígidos utilizando-se de uma plataforma de força. Foi solicitado que os sujeitos permanecessem na PO sobre a mesma, com os pés descalços, calcanhares unidos, dedos afastados formando um ângulo de 30 graus entre eles, e com os MMSS relaxados ao longo do corpo. Foram aplicados dois testes: a) com os olhos abertos por 30s olhando um alvo a 1,5m e b) olhos fechados mantendo a posição também por 30s. As variáveis estudadas foram: amplitude média do deslocamento do COP no plano médio-lateral e ântero-posterior; velocidade média do deslocamento do COP nos planos médio-lateral e ântero-posterior e área elíptica do deslocamento do COP no plano da plataforma. Este estudo demonstrou que os sujeitos com queixa de tontura tiveram uma maior instabilidade na PO do que os sujeitos do grupo controle nas situações investigadas.

Lebiedowska e Syczewska (2000) pesquisaram 57 adolescentes e crianças saudáveis nas idades compreendidas entre 7 a 18 anos. Os objetivos do estudo

foram verificar se o crescimento estrutural do corpo humano (idade, massa corporal e altura) afeta espontaneamente parâmetros de equilíbrio e se o *feedback* visual poderia mudar esses parâmetros. Na primeira tentativa o voluntário permanecia sobre a plataforma de força olhando para frente na postura ereta (sem *feedback*). Na segunda tentativa ele deveria olhar um monitor de computador que continha, em tempo real, o gráfico do deslocamento do seu COP. Não houve correlação estatisticamente significativa entre os parâmetros de oscilação com fatores de desenvolvimento (massa corporal, peso corporal e idade) na tarefa sem *feedback*. Porém houve uma correlação estatisticamente significativa entre a idade e em quase todos os parâmetros de oscilação na tarefa com *feedback*.

O objetivo do estudo de Burdet e Rougier (2007) foi o de explorar a possível correlação entre as posturas unipodal e bipodal. Utilizou-se uma plataforma de força triangular e vinte e três sujeitos saudáveis participaram deste estudo. Foram avaliadas três condições experimentais: a) na postura ereta com apoio bipodal, b) apoio no pé direito com o joelho esquerdo flexionado no ângulo de 90 graus e c) com apoio do pé esquerdo com o joelho direito flexionado a 90 graus durante 32s. A conclusão deste estudo foi de que quanto mais o sujeito é hábil em manter o controle do deslocamento do COP ao longo do eixo AP em um pé melhor ele o faz com ambos os pés. Os sujeitos que demonstraram uma melhor estabilidade quando estiveram apoiados em um pé também demonstraram habilidade de permanecer apoiados no pé contra-lateral.

Para a análise da influência do tamanho da base de sustentação, Barcellos e Imbiriba (2002) estudaram a oscilação do centro de pressão e a postura corporal na primeira postura do balé clássico comparada a posição normal em pé de quatro bailarinas clássicas. Os resultados demonstraram que houve um aumento das velocidades e frequências do COP nas direções AP e ML e a área de deslocamento na postura em ponta em relação a postura ereta, significando uma menor estabilidade.

O propósito da investigação de Ito, Azuma e Yamashita, (2004) foi o de verificar como a amplitude e/ou a duração dos ajustes posturais antecipatórios afetam a força propulsiva para se elevar e permanecer apoiado no ante-pé partindo-se da postura ereta. Desta forma, utilizou-se uma plataforma de força, um goniômetro e um eletromiógrafo. Foi solicitado que o sujeito permanecesse na postura ereta olhando para frente durante alguns segundos, em seguida, o sujeito

deveria elevar-se no ante-pé e permanecer durante alguns segundos. Esta tarefa foi repetida por 30 tentativas com um descanso de 3 minutos entre dois blocos de 15 vezes. As tentativas foram executadas com variação de velocidade. Foram coletados dados de eletromiografia dos músculos dos MMSS, o ângulo da articulação do tornozelo e as forças de reação do solo durante o experimento. Os resultados obtidos sugerem que os parâmetros dos ajustes posturais antecipatórios (amplitude e/ou a duração dos parâmetros) estão diretamente associados com as trocas da velocidade e a intenção do movimento.

Assim como no estudo anterior, a eletromiografia de superfície também foi utilizada com objetivo de identificar a atividade eletromiográfica da musculatura lombar (longuíssimo torácico e íleo-costal) durante a execução da IC em uma praticante de Hatha Yoga. Para tanto, foi realizada uma contração voluntária máxima na posição em decúbito ventral pela voluntária e logo em seguida a mesma executou a IC. Posteriormente foram comparados os dados obtidos pelas duas situações. Foi considerado como parâmetro de referência 100% o valor obtido na contração voluntária máxima. O estudo demonstrou que a voluntária utilizou o valor médio de 16,66% da musculatura lombar durante a execução da IC (DIETRICHKEIT et al., 2009).

A partir desta revisão conclui-se que o sistema de controle postural humano é muito complexo, envolvendo um sofisticado entrosamento entre a informação sensorial e o controle motor, e a posturografia tem revelado ser um instrumento de grande valia para a compreensão e avaliação do equilíbrio humano.

3 MÉTODO

Esta pesquisa é experimental e de caráter quantitativo.

Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da PUC-PR com parecer nº 2491/09 de 11 de Março de 2009 (ANEXO A).

As coletas de dados foram realizadas no Laboratório do Comportamento Motor (CECOM) da Universidade Federal do Paraná (UFPR), no Departamento de Educação Física e Desportos entre Abril e Maio de 2009 em sete dias distintos.

3. 1 SELEÇÃO DOS VOLUNTÁRIOS

Os voluntários foram recrutados nas Faculdades Integradas “Espírita” (Curso Superior em Yoga); Gandiva Yoga Ashram, Santosh-Dham Yoga, Instituto de Yoga Matsyendra e Academia Union com anuência dos responsáveis (apêndice A). Foi feito um convite verbal pela pesquisadora para os praticantes de Hatha Yoga quando foram explicados detalhadamente os objetivos, o local da coleta e da seleção, os critérios de inclusão e exclusão, o procedimento para a realização das mesmas e a assinatura do termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (apêndice B) pelos interessados em participar deste estudo.

3.1.1 Critérios de Inclusão

Para participar deste estudo os voluntários deveriam ser praticantes de Hatha Yoga de ambos os gêneros, hígidos, com a idade variando entre 18 a 45 anos pois nesta faixa etária não há variação na capacidade de manutenção do equilíbrio (ACCORNERO et al., 1997 apud TOIGO, LEAL JUNIOR E ÁVILA, 2008; ERA et al. 2006), terem a prática da IC de no mínimo seis meses, com permanência na mesma por 15s de modo satisfatório, ou seja, não demonstrar uma hiperextensão de coluna

ou inclinação de tronco exagerada tanto para a esquerda como para a direita e, principalmente, não cair (figura 11).



A



B

Figura 11 - Exemplos de execuções incorretas da IC. Hiperextensão lombar (A) e inclinação lateral exacerbada (B).
Fonte: A autora

3.1.2 Critérios de Exclusão

Os critérios de exclusão absolutos para este estudo foram: gravidez, lesões na coluna cervical, hipertensão arterial sistólica acima de 150mm Hg; inflamação nos ouvidos, glaucoma, conjuntivite (IYENGAR, 2001; SHARMA, 2000; KUVALAYANANDA, 1993, LYSEBETH, 1985).

Houve também critérios de exclusão por fatores temporários: menstruação, secreção nasal, dores de cabeça e enxaqueca (IYENGAR, 2001; KUVALAYANANDA, 1993), indisposição por qualquer motivo (gripes, resfriados e dores). Caso algum destes critérios fosse atendido, seria agendada outra data. Para apenas uma voluntária isso foi necessário.

3.2 PROCEDIMENTOS PARA A SELEÇÃO DOS VOLUNTÁRIOS

Para cada indivíduo que aceitou participar desta pesquisa, foi solicitada a assinatura do TCLE. Os indivíduos foram questionados sobre a presença dos critérios de exclusão. Caso as respostas fossem negativas, foi agendada uma avaliação individual, em local conveniente para o voluntário para verificar se o mesmo executava a IC de modo satisfatório, ou seja, sem realizar hiperextensão de coluna ou inclinação lateral do tronco exagerada e sem cair.

No dia e horário desta avaliação, com o voluntário descalço, foi elaborado e orientado um aquecimento prévio, com duração média de 5 min., composto pelos exercícios de Yoga descritos a seguir (apêndice C):

- a) postura da palmeira (*thalasana*) – em pé, MMII afastados à largura dos quadris. Elevam-se os calcanhares e os MMSS estendem-se em direção ao teto inspirando. Mantêm-se a postura por 15s respirando normalmente. Para desfazer, os MMSS descem ao lado das coxas expirando (IYENGAR, 2001);
- b) postura do elefante (*hastinasana*) – em pé, MMII afastados à largura dos quadris. MMSS soltos ao lado do corpo. Rotacionar as vértebras da coluna vertebral para a direita e para a esquerda por 10 repetições (HERMÓGENES, 2002);
- c) circundução de cabeça - girar a cabeça no sentido horário e depois no sentido anti-horário por três repetições, lentamente (SIVANANDA, 1993);
- d) circundução de ombros – girar os ombros lentamente para frente, para cima e para trás por três repetições (HERMÓGENES, 2002);
- e) postura da meia lua (*chandrasana*) – em pé MMII afastados à largura dos quadris, MMSS relaxados ao longo do corpo. Eleva-se o MS direito e flexiona-se o tronco para a esquerda. O olhar deve estar dirigido para a mão direita. Repete-se da mesma forma para o lado esquerdo. Mantém-se a postura por 15s (IYENGAR, 2001);
- f) postura das mãos nos pés (*padahastasana*) – em pé, MMII unidos ou afastados à largura dos quadris. Elevam-se os MMSS acima da cabeça inspirando e lentamente flexiona-se o tronco à frente expirando.

- Permaneça-se por 20s relaxando principalmente a nuca e os ombros. Para desfazer, eleva-se o tronco lentamente com inspiração (IYENGAR, 2001);
- g) postura de flexão com afastamento dos MMII (*prasarita padottanasana*) – em pé, afastam-se os MMII em torno de um metro com os pés voltados para frente. Elevam-se os MMSS acima da cabeça com inspiração e flexiona-se o tronco à frente expirando. Mantém-se a postura por 20s. Para desfazer eleva-se o tronco lentamente com inspiração (IYENGAR, 2001);
- h) postura do golfinho – ajoelhar-se no solo, entrelaçar os dedos. Flexionar e estender o tronco por 10 repetições (SIVANANDA, 1993).

Após o aquecimento, foi solicitado que o voluntário executasse a IC sobre uma placa emborrachada de etil vinil acetato (E.V.A), com 6 mm de espessura, com linhas demarcatórias com as mesmas dimensões da plataforma de força. Uma assistente zelou pela segurança do indivíduo permanecendo atrás do mesmo durante todo o tempo da execução. O voluntário executou uma tentativa.

Durante a execução da IC a pesquisadora observou se o voluntário tinha facilidade em chegar à posição final da postura e permanecer na mesma em equilíbrio, com uma oscilação que não compromettesse a manutenção da postura por no mínimo 15s. Não foi observado nenhum caso que excluísse o voluntário

3.3 PROCEDIMENTOS PARA A COLETA DE DADOS

Aos indivíduos selecionados foi solicitado que comparecessem ao laboratório em dias e horários previamente agendados (foram disponibilizados sete dias distintos com horários combinados previamente com o voluntário). O mesmo deveria estar trajando roupas que proporcionassem liberdade de movimentos e em jejum de no mínimo três horas.

Na figura 12 está representado o *set up* experimental com a plataforma de força conectada ao computador, e o indivíduo realizando a PO (figura 12 A) e IC (figura 12 B).

No laboratório todas as luminárias permaneceram ligadas durante a coleta. A temperatura deste local não foi controlada. O ambiente estava silencioso, com pouca ou nenhuma pessoa circulando.

O aparato para a aquisição dos dados cinéticos foi uma plataforma de força da marca AMTI, Inc. modelo OR6-7. A frequência de amostragem foi de 100 Hz (FREITAS; DUARTE, 2005; LAFOND et al., 2009). O tempo de aquisição foi de 15s para cada tentativa.

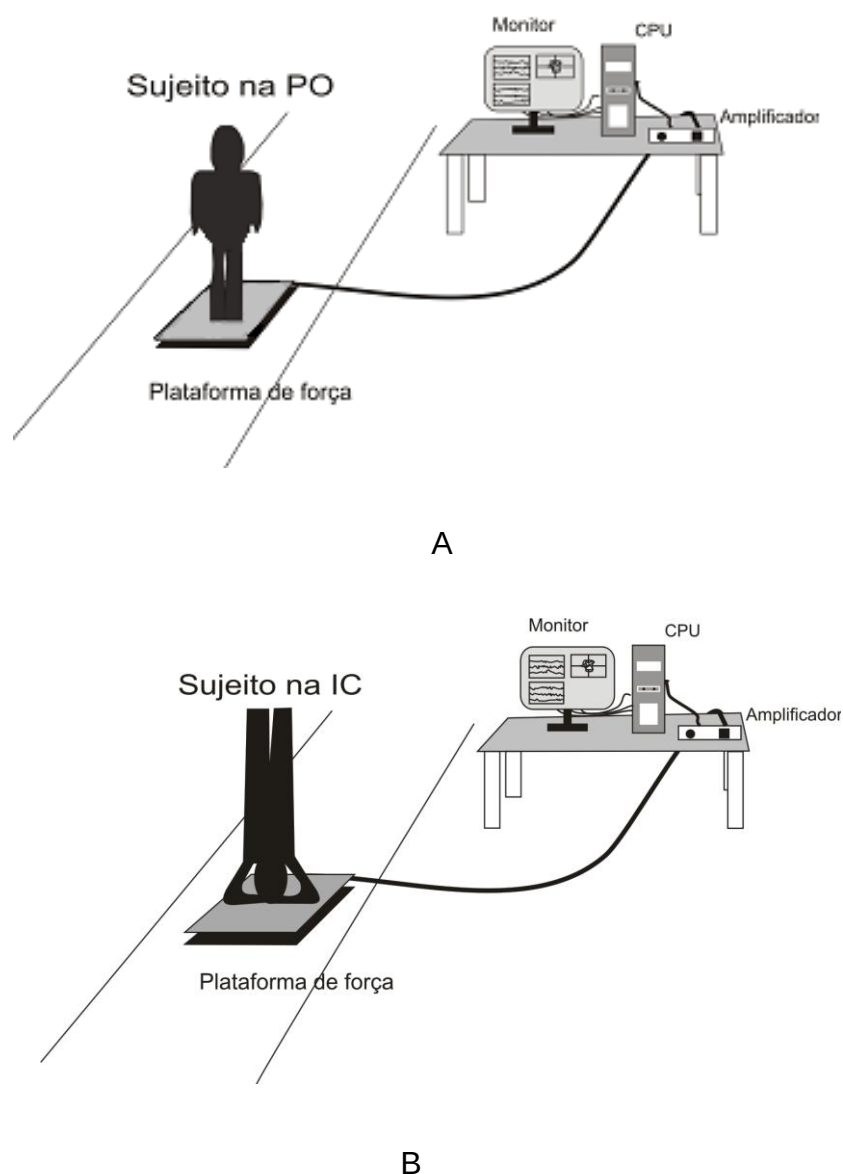


Figura 12 - Representação do *set up* experimental com o posicionamento da plataforma de força, os sujeitos da pesquisa realizando a PO (A) e a IC (B), o monitor, CPU e o amplificador.

Fonte: A autora

No dia da coleta, o sujeito chegou ao laboratório em horário combinado anteriormente, sentou-se em uma cadeira para descansar por 5 min., e após o descanso (para se recuperar de qualquer atividade que tenha realizado anteriormente) foi medida a pressão arterial para verificar se o mesmo apresentava pressão arterial sistólica abaixo de 15mm Hg, e também a frequência cardíaca. Logo em seguida, o voluntário respondeu questões contidas na ficha de anamnese e de dados (apêndice E) e também assinou o Termo de Uso de Imagem conforme o apêndice F.

Após o término do preenchimento da ficha, a pesquisadora apresentou o laboratório e forneceu informações gerais a respeito de como seria realizada a coleta para o sujeito, e também se colocou a disposição para sanar eventuais dúvidas e curiosidades antes ou após a coleta. Em seguida, o voluntário executou um aquecimento orientado pela pesquisadora (apêndice C) (SIVANANDA, 1993).

Foi solicitado que o voluntário executasse a PO, que, neste caso, consistiu em ficar em pé com os pés unidos desde os artelhos até os calcanhares, mantendo os MMSS relaxados ao longo do corpo olhando um ponto fixo à frente objetivando permanecer em equilíbrio, conforme mostra a figura 13 A. Foi combinado anteriormente, que quando o voluntário estivesse estável na posição ele avisasse para que logo em seguida fosse iniciado o registro dos dados. O voluntário permaneceu sobre a plataforma de força durante 15s por três vezes com um descanso de 30s entre uma tentativa e outra, na posição em decúbito dorsal (figura 14) (KAMINOFF, 2008).

Logo em seguida, o sujeito executou a IC sobre a plataforma de força durante 15s por três tentativas com um descanso de 1 minuto quando permanecia em decúbito dorsal com os membros relaxados (KAMINOFF, 2008). Somente era iniciada a coleta quando o sujeito avisava que estava estável e seguro na IC. Durante a execução da IC, uma assistente ou a pesquisadora permaneceu o tempo todo atrás do mesmo para prevenir acidentes. Porém, não havia contato com o indivíduo e não houve ajuda para a manutenção da postura conforme mostra a figura 13 B.



Figura 13 – Coleta da PO e IC no laboratório. (A) Execução da PO sobre a plataforma de força e (B) a pesquisadora próxima ao voluntário, sem tocá-lo, para dar segurança enquanto o mesmo executava a IC.
Fonte: A autora

Na IC o indivíduo permaneceu no centro da plataforma de força de acordo com os seus conhecimentos adquiridos em aulas de Yoga (não houve interferência pela pesquisadora em relação à execução).

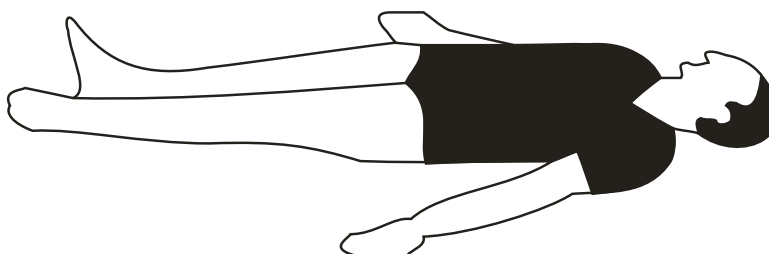


Figura 14 – Posição em decúbito dorsal (shavasana ou postura do cadáver).
Fonte: A autora

3.4 PARÂMETROS ESTABILOMÉTRICOS

A plataforma de força possui sensores que fornecem os três componentes de força de reação do solo, F_x , F_y e F_z e os três componentes do momento de força: M_x , M_y e M_z (figura 15). O *software* da plataforma de força fornece os gráficos referentes ao deslocamento do COP, conforme mostra a figura 16 A e 16 B.

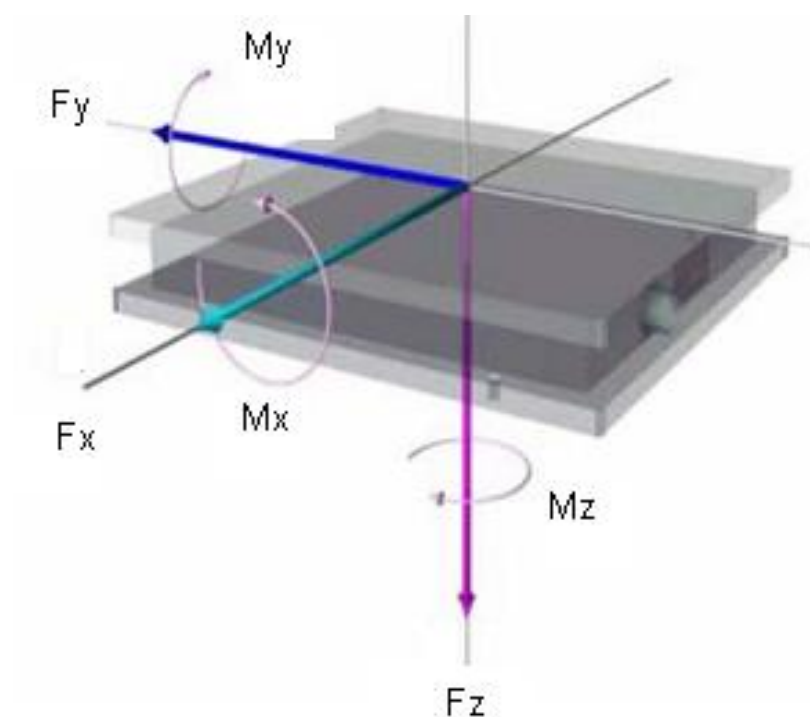


Figura 15 – Representação de uma plataforma de força com os seus eixos de medida.

Fonte: Adaptado de Freitas; Duarte (2005)

Os componentes de forças e momentos foram usados para calcular as coordenadas do COP na direção ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML):

$$COP_{AP} = - M_x / F_z$$

$$COP_{M-L} = M_y / F_z$$

Onde:

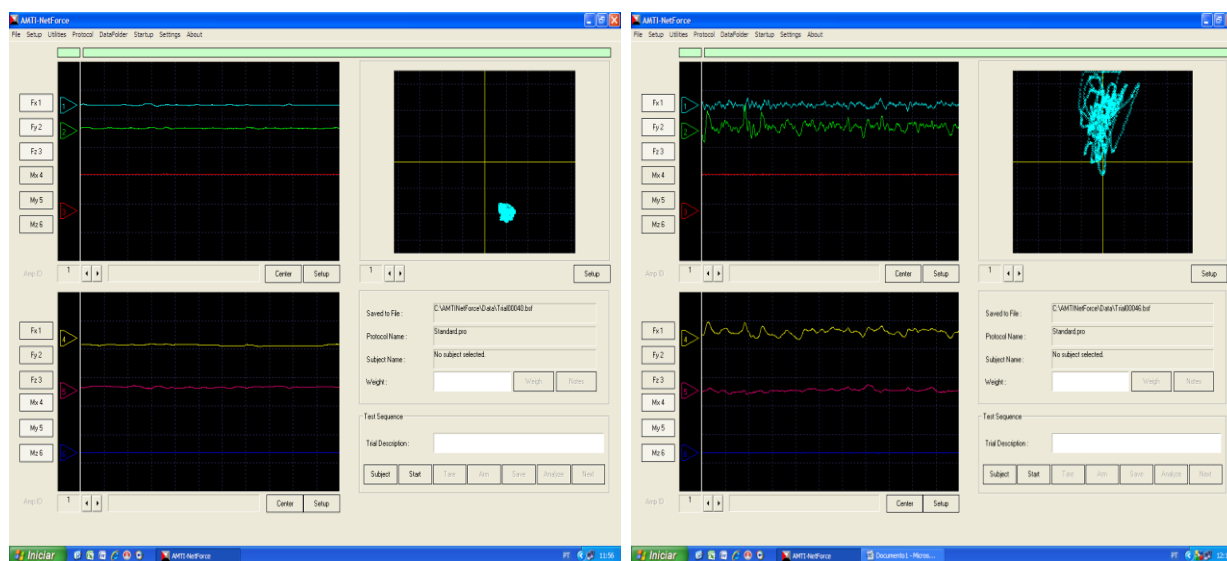
COP_{A-P} coordenada do centro de pressão na direção ântero-posterior;

COP_{M-L} coordenada do centro de pressão na direção médio-lateral;

M_x momento em torno do eixo ântero-posterior;

M_y momento em torno do eixo médio-lateral;

F_z componente vertical da força de reação do solo.



A

B

Figura 16 - Na figura (A) está mostrada a tela dos gráficos correspondentes ao deslocamento do COP com o voluntário na PO, e em (B) com o voluntário na IC.

Fonte: A autora

A seguir serão fornecidas a definição e descrição das seis variáveis deste estudo: área, amplitude do deslocamento do COP; frequência média da oscilação do COP nas direções AP e ML; distância absoluta; velocidade absoluta média total do COP; velocidade média quadrática (*root mean square* – RMS) nas direções AP e ML:

- área - Estima a dispersão dos dados do COP pelo cálculo da área do estatocinesigrama. O cálculo é feito pelo método estatístico da análise dos componentes principais. Calcula-se a área de uma elipse que engloba 95% dos dados do COP (FREITAS; DUARTE, 2005) (figura 17).

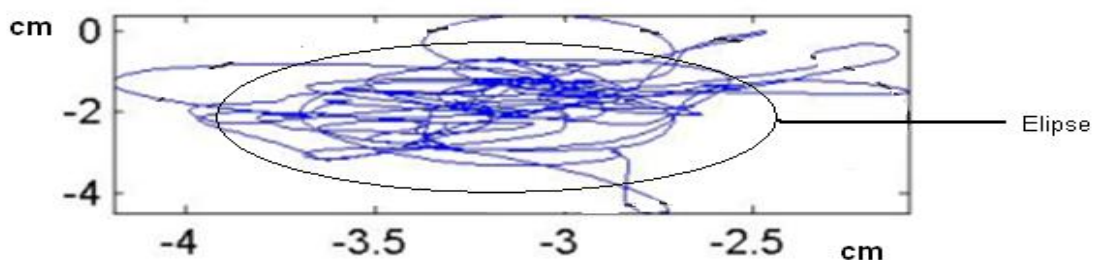


Figura 17 – Gráfico das coordenadas do COP do indivíduo na IC por 15s com uma elipse ajustada à trajetória do COP nos eixos AP e ML.
Fonte: A autora

- b) distância absoluta - É o comprimento total da trajetória do COP que se assemelha a um *Spaguetti* (figura 18 A) (WINTER, 1995). A distância absoluta é o comprimento do *Spaguetti* quando aberto (figura 17 B) foi calculada de acordo com a equação abaixo:

$$D = \frac{\sum |V_R|}{N \cdot f_s}$$

$ V_R $	Módulo do vetor velocidade
N	Número de amostras em 15s
f_s	Frequência de amostragem

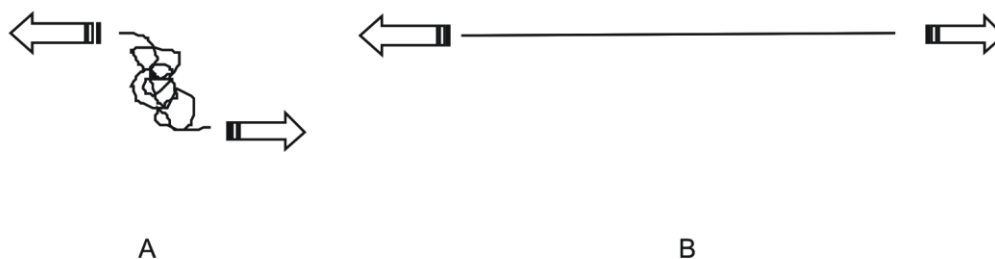


Figura 18 – Desenho esquemático representando a distância absoluta percorrida pelo COP
(A) *Spaghetti* enrolado e (B) *Spaghetti* aberto.
Fonte: A autora

- c) amplitude do deslocamento do COP - Foram consideradas as amplitudes do movimento do COP nas direções AP e ML. Os valores foram calculados pela diferença entre os valores máximos e mínimos alcançados pelas coordenadas do COP nas direções AP e ML (figura 19).

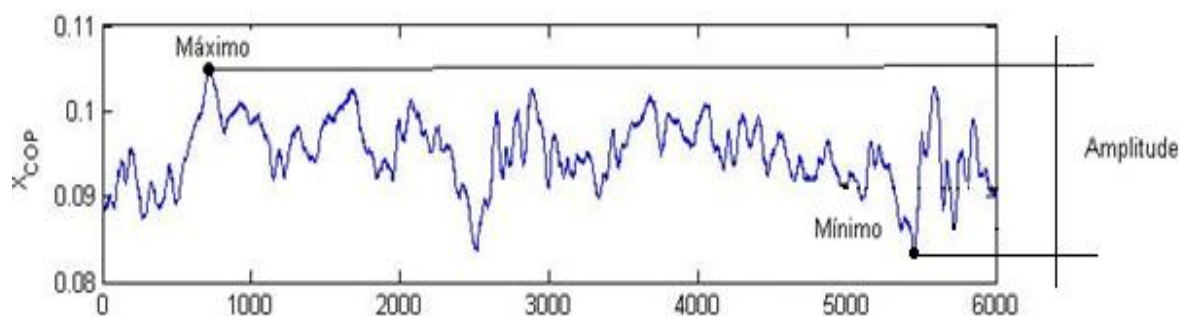


Figura 19 – Gráfico representando o valor máximo, mínimo e amplitude.
Fonte: A autora

- d) velocidade absoluta média total - É o valor médio do módulo do vetor resultante da velocidade do COP (figura 20).

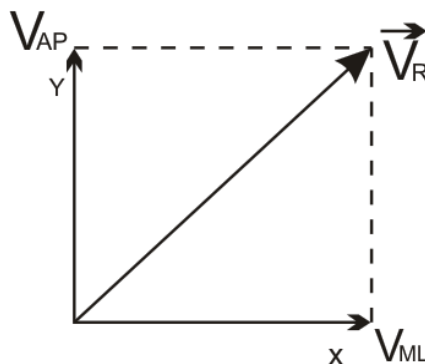


Figura 20 – Representação do vetor resultante da velocidade.
Fonte: A autora

- e) valores médios quadráticos da velocidade (VRMS) - Foram calculados o valor VRMS do movimento do COP nas direções AP e ML. Para a direção AP e ML, o valor é dado pelas seguintes equações:

$$V_{ML}^{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N V_{ML}^2} \quad V_{AP}^{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N V_{AP}^2}$$

Onde:

N = número das amostras em 15s

VAP= velocidade instantânea na direção ântero-posterior

VML= velocidade instantânea na direção médio-lateral

- f) frequência média de oscilação do COP - A frequência média é obtida a partir da análise espectral da trajetória do COP. É calculada a partir do espectro de potência dos sinais estabilométricos utilizando-se a FFT (*Fast Fourier Transform*) na estimativa da função densidade espectral de potência com uma resolução de frequência de 0,0025 Hz. Na figura 21 está demonstrado um gráfico do espectro com a indicação da frequência média correspondente.

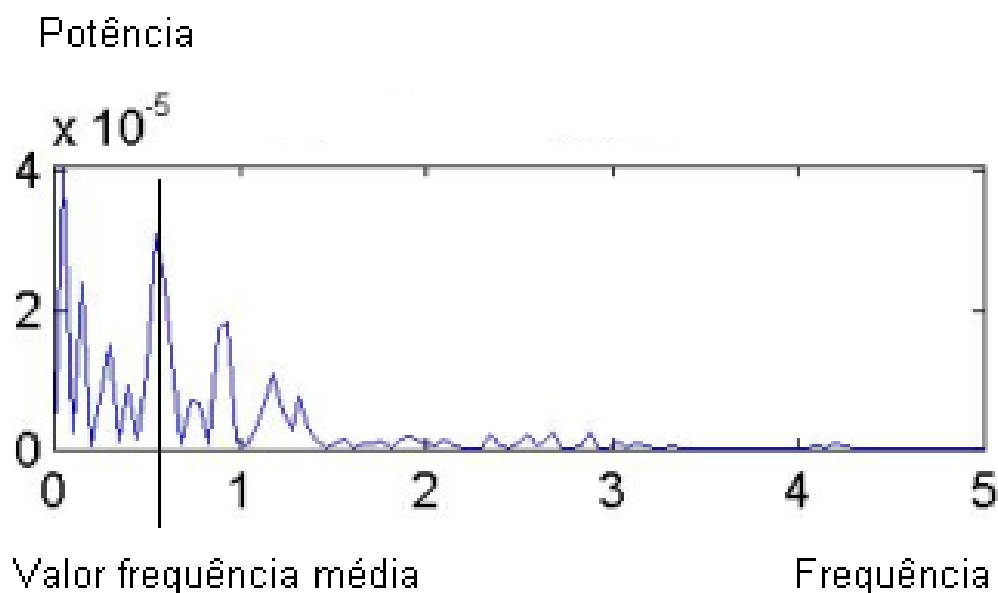


Figura 21 – Gráfico do espectro mostrando a frequência média.
Fonte: A autora

3.4.1 Processamento e Análise dos dados

Foi desenvolvido um algoritmo (apêndice G) em ambiente de programação *Matlab 7 (Mathworks)* (figura 22). Os dados da plataforma de força foram filtrados com um filtro passa-baixa *Butterworth* com uma frequência de corte de 10 Hz de segunda ordem.

Posteriormente esses dados foram registrados em arquivo texto, no qual foram analisadas as posições e oscilações do centro de pressão nos sentidos AP e ML. Foram feitas comparações dos parâmetros estabilométricos entre a PO e a IC.

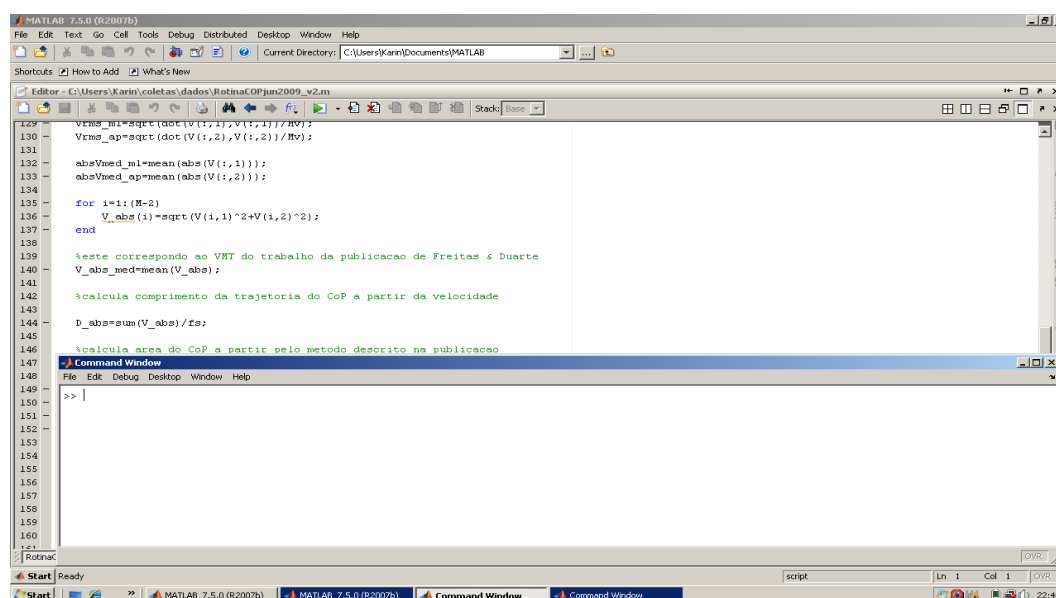


Figura 22 – Tela do programa Matlab 7 mostrando o algoritmo desenvolvido e a janela *comand window* onde foram colocados os dados para o processamento.

Fonte: A autora

3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Dentre as três tentativas que os voluntários executaram, foi escolhida a segunda tanto na PO como na IC. Antes desta escolha, porém, foi realizada uma análise estatística com ANOVA, em que se verificou não haver diferença significativa em nenhum parâmetro entre as três tentativas.

Os resultados obtidos no estudo foram expressos por médias e desvios padrões. Para a comparação das variáveis nas posições PO e IC, foi usado o teste t de *Student* para amostras pareadas ou o teste não-paramétrico de Mann-Whitney, dependendo do resultado do teste de normalidade dos dados. Testou-se a hipótese nula de médias iguais nas duas posições PO e IC, versus a hipótese alternativa de médias diferentes. A associação entre os valores das variáveis na PO e IC foi avaliada estimando-se o coeficiente de correlação de Pearson ou de Spearman, dependendo da normalidade da distribuição dos dados e avaliando-se a sua significância. A condição de normalidade das variáveis foi avaliada pelo teste de Shapiro-Wilks. Os dados foram organizados em planilha Excel e analisados com o programa computacional Statistica v.7.0. Considerou-se que correlações acima de 0,43 são significativas quando $p < 0,05$.

4 RESULTADOS

A descrição dos resultados do presente estudo foi dividido em: características gerais da amostra, características do movimento do COP e correlação entre PO e IC.

Os resultados foram apresentados com auxílio de gráficos onde estão indicadas as duas situações experimentais e os valores de p. No apêndice H são apresentados os resultados numéricos detalhados.

4.1 AMOSTRA

Todos os indivíduos convidados a realizar a avaliação inicial puderam ser incluídos no estudo. A frequência cardíaca e a pressão arterial mantiveram-se em níveis de normalidade durante a coleta em todos os voluntários (apêndice D). A amostra constitui-se de 21 voluntários (9 homens e 12 mulheres). A tabela 1 mostra as características gerais da mesma.

VARIÁVEL	MÉDIA $\pm$ DV	FAIXA (mínimo-máximo)
IDADE (anos)	32,1 $\pm$ 8,2	18-43
ESTATURA (cm)	170,6 $\pm$ 1,6	155-192
MASSA CORPORAL (kg)	63,7 $\pm$ 10,6	48-90
ÍNDICE DE MASSA CORPORAL (IMC) (kg/m ²)	21,8 $\pm$ 2,4	17,0-26,5
TEMPO DE PRÁTICA YOGA (anos)	7,1 $\pm$ 5,5	1,5-24
TEMPO PRÁTICA IC (anos)	4,8 $\pm$ 4,3	0,5-15

Quadro 1 – Características dos indivíduos avaliados.

Fonte: A autora

Os participantes foram capazes de realizar as duas tarefas propostas: permanecer 15s na PO e 15s na IC sobre a plataforma de força nas três tentativas.

4.2 CARACTERÍSTICAS DO MOVIMENTO DO COP

Em todos os parâmetros estabilométricos analisados houve diferença significativa entre os valores obtidos na PO e IC.

Na figura 23 são apresentados os resultados do parâmetro área nas situações PO e IC.

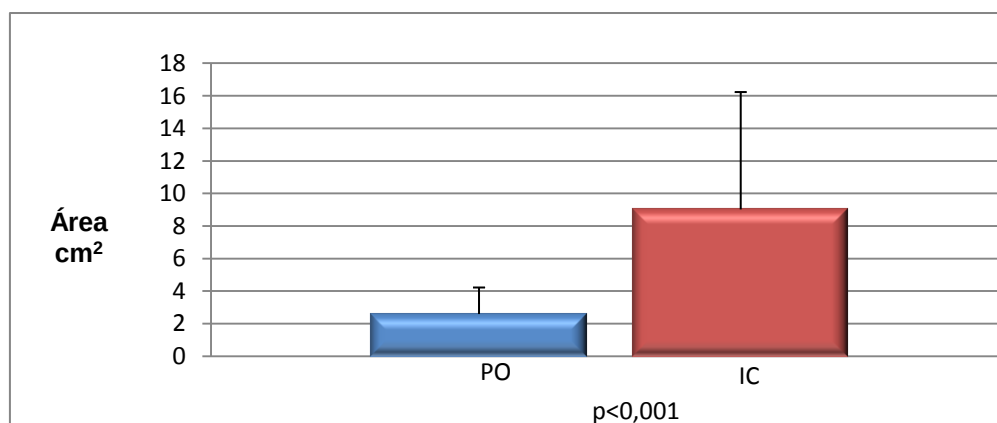


Figura 23 – Comparação da área obtida e o desvio padrão correspondente em ambas as situações experimentais. Verifica-se uma área maior na IC do que na PO. O valor de p indicado na figura foi obtido com o teste não-paramétrico de Mann-Whitney.
Fonte: A autora

Na figura 24 são apresentados os valores do parâmetro distância absoluta nas situações PO e IC.

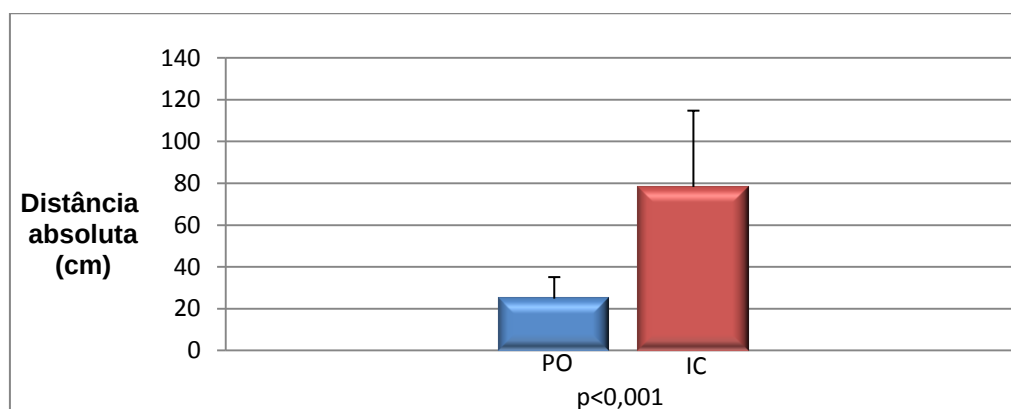


Figura 24 – Comparação entre as duas situações experimentais, PO e IC, da distância absoluta. Verificam-se valores maiores na IC. O valor de p indicado na figura foi obtido com o teste não-paramétrico de Mann-Whitney.
Fonte: A autora

Na figura 25 são apresentados os valores do parâmetro amplitude de deslocamento nas situações PO e IC nos sentidos AP e ML.

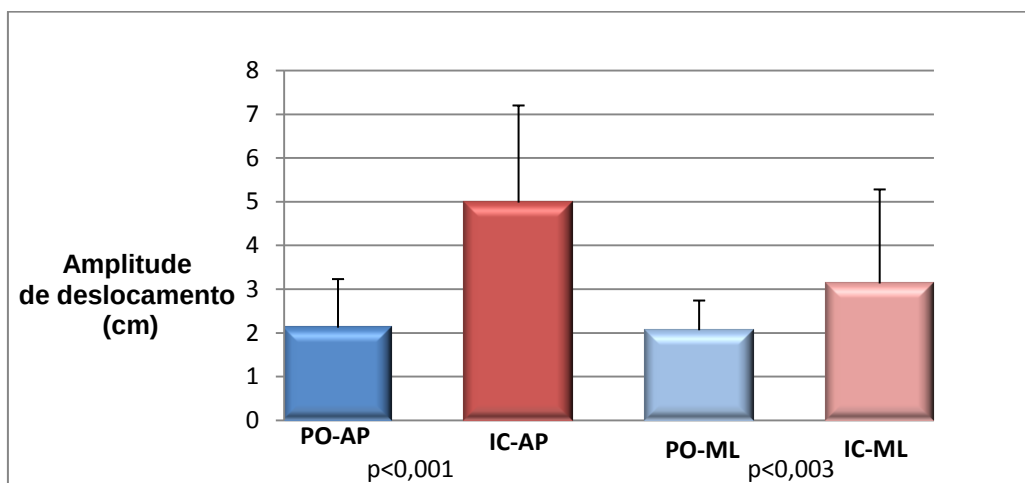


Figura 25 – Valores da amplitude do deslocamento nos sentidos AP e ML e desvio padrão. O valor de p indicado na figura para o eixo AP foi obtido com o teste não- paramétrico de Mann-Whitney e para o eixo ML foi o teste t Student.
Fonte: A autora

Na figura 26 são apresentados os resultados dos parâmetros velocidade absoluta média total nas situações PO e IC.

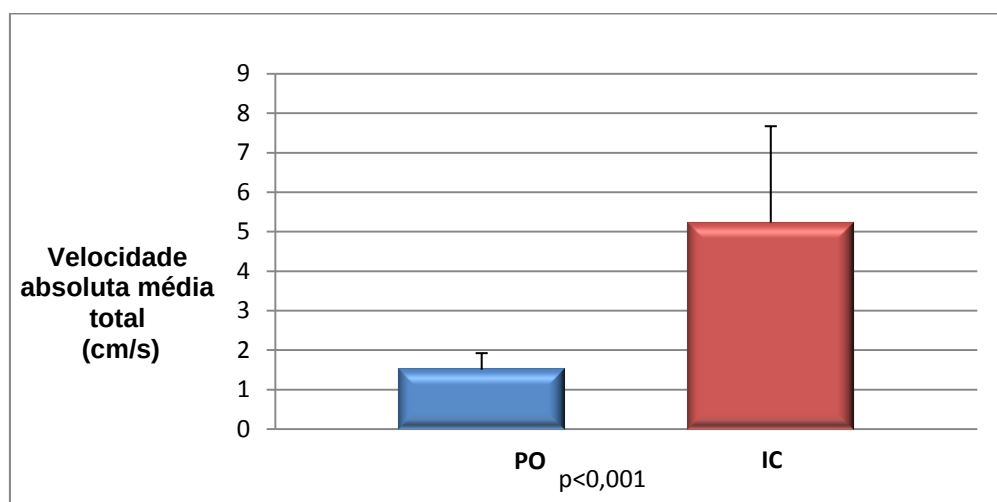


Figura 26 – Comparação do módulo do vetor velocidade absoluta média total nas situações PO e IC e respectivos desvio padrão. O valor de p indicado na figura foi obtido com o teste não-paramétrico de Mann-Whitney.
Fonte: A autora

Na figura 27 são apresentados os valores do parâmetro *root mean square* da velocidade (VRMS) nas situações PO e IC nos sentidos AP e ML.

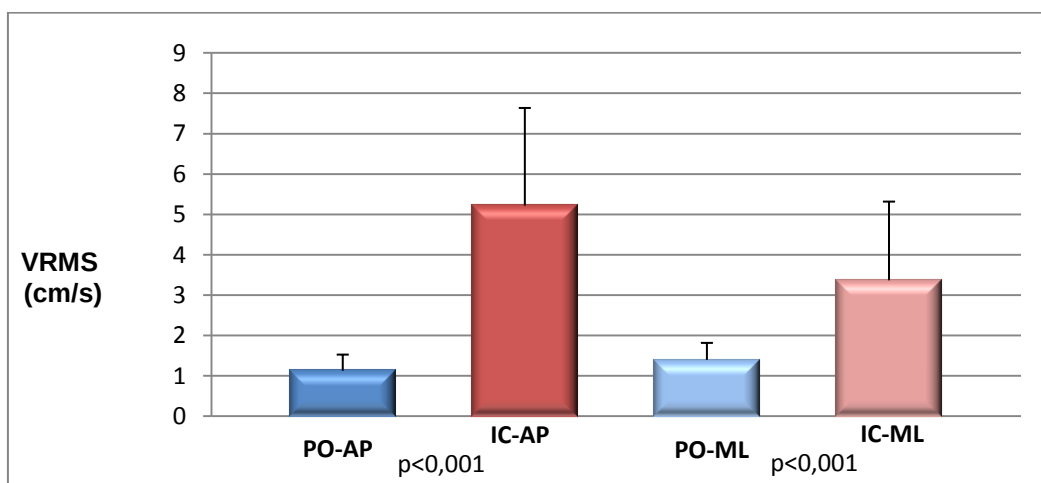


Figura 27 – Comparação do root mean square da velocidade nas situações PO e IC nos sentidos AP e ML. O valor de p indicado na figura foi obtido com o teste não- paramétrico de Mann-Whitney.

Fonte: A autora

Na figura 28 são apresentados os valores do parâmetro frequência média de oscilação do COP nas situações PO e IC nos sentidos AP e ML.

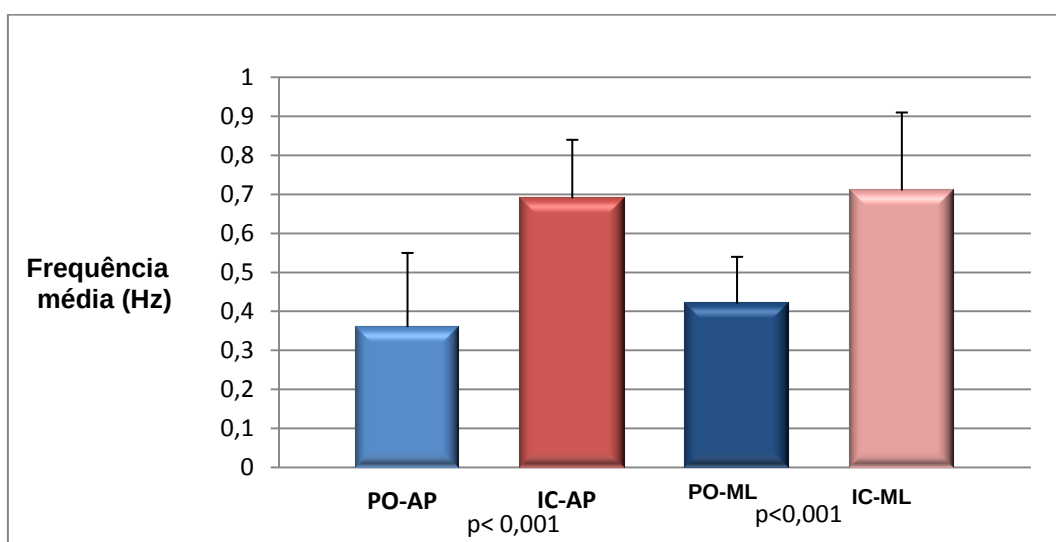


Figura 28 – Frequência média de oscilação do COP nas situações PO e IC nos sentidos ML e AP e desvio padrão. O valor de p indicado na figura para o eixo AP foi obtido com o teste não-paramétrico de Mann-Whitney e para o eixo ML foi o teste t Student.

Fonte: A autora

4.3 CORRELAÇÕES ENTRE PO E IC

A seguir são mostrados os gráficos e os valores do coeficiente de correlação (r) das variáveis investigadas para as quais houve correlação estatisticamente significativa entre as situações PO e IC. Os gráficos das demais variáveis são apresentados no apêndice I. No apêndice J encontram-se os valores de todas as variáveis.

Na figura 29 são apresentados os valores do parâmetro velocidade absoluta nas situações PO e IC.

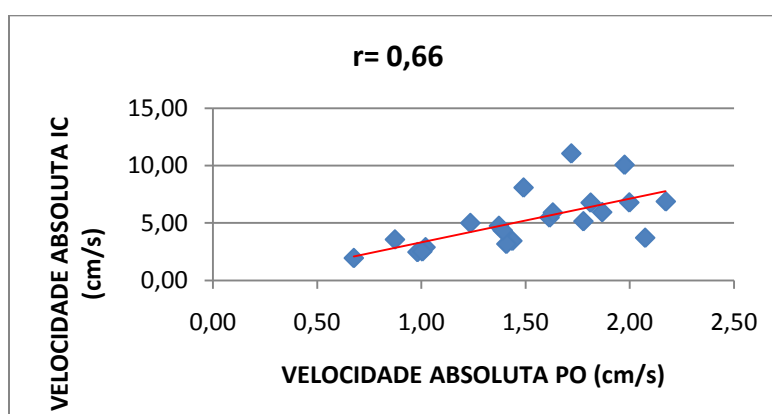


Figura 29- Gráfico de dispersão dos pontos correspondentes a velocidade absoluta na PO e na IC. Onde r é o coeficiente de correlação calculado pelo teste de Pearson.

Fonte: A autora

Na figura 30 são apresentados os valores do parâmetro VRMS no sentido AP nas situações PO e IC.

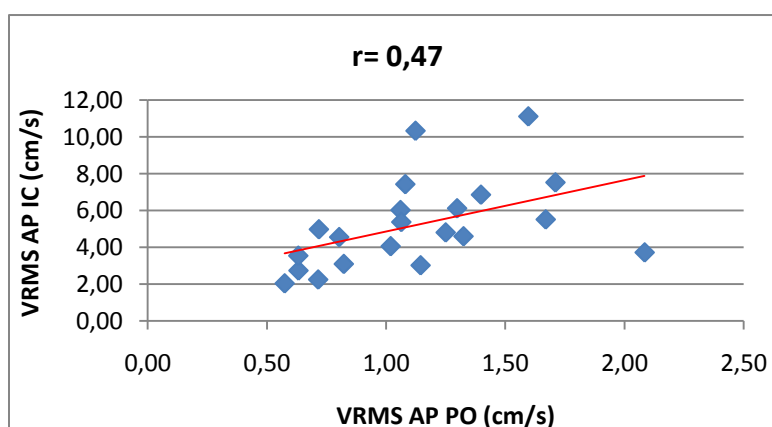


Figura 30- Gráfico de dispersão dos pontos correspondentes ao valor VRMS AP na PO e na IC. Onde r é o coeficiente de correlação calculado pelo teste de Pearson.

Fonte: A autora

Na figura 31 são apresentados os valores do parâmetro VRMS no sentido ML nas situações PO e IC.

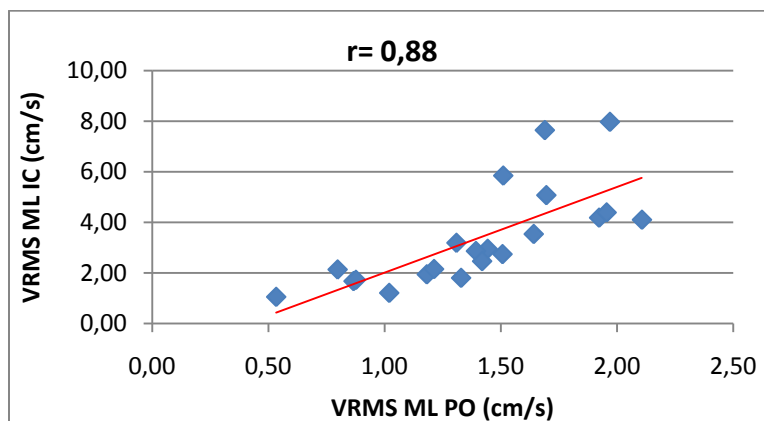


Figura 31- Gráfico de dispersão dos pontos correspondentes ao valor VRMS ML na PO e na IC. Onde r é o coeficiente de correlação calculado pelo teste de Spearman.
Fonte: A autora

Na figura 32 são apresentados os valores do parâmetro frequência média no sentido ML nas situações PO e IC.

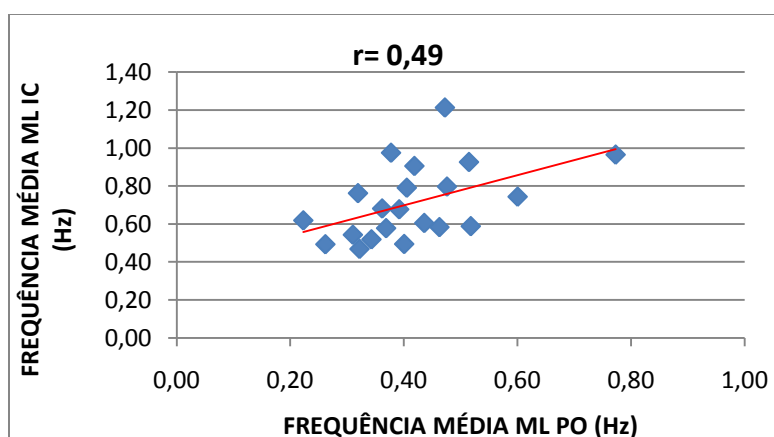


Figura 32 - Gráfico de dispersão dos pontos correspondentes a frequência média ML na PO e na IC. Onde r é o coeficiente de correlação calculado pelo teste Pearson.
Fonte: A autora

Na figura 33 são apresentados os valores do parâmetro distância absoluta nas situações PO e IC.

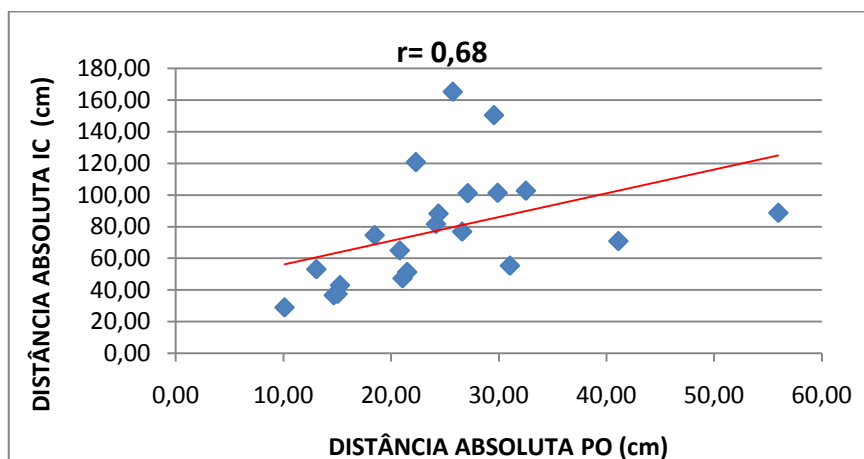


Figura 33 - Gráfico de dispersão dos pontos correspondentes a Distância absoluta na PO e na IC. Onde r é o coeficiente de correlação calculado pelo teste de Spearman.
Fonte: A autora

Na figura 34 são apresentados os valores do parâmetro área nas situações PO e IC.

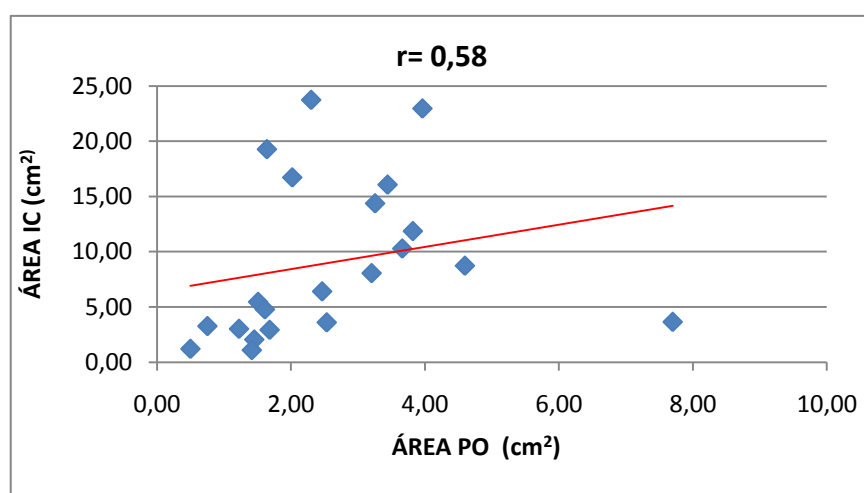


Figura 34 - Gráfico de dispersão dos pontos correspondentes a área na PO e na IC. Onde r é o coeficiente de correlação calculado pelo teste de Spearman.
Fonte: A autora

Na figura 35 são apresentados os valores do parâmetro amplitude de deslocamento no sentido ML nas situações PO e IC.

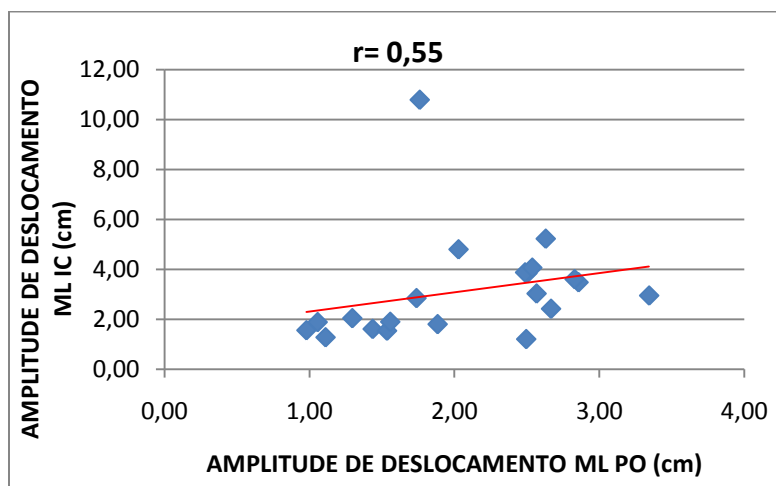


Figura 35 - Gráfico de dispersão dos pontos correspondentes a amplitude de deslocamento ML na PO e na IC. Onde r é o coeficiente de correlação calculado pelo teste de Spearman.

Fonte: A autora

5 DISCUSSÃO

A discussão dos resultados foi dividida em quatro tópicos. Inicialmente, foram discutidos os resultados obtidos para os parâmetros posturográficos na PO por meio de comparações com outros trabalhos que avaliaram o equilíbrio em posições semelhantes. Após, foram discutidos os resultados das comparações entre os parâmetros obtidos na PO e IC, quando são apresentados argumentos que buscam explicar as similaridades e diferenças entre as posturas. Em seguida, foram analisadas as correlações entre PO e IC. Finalmente, são apresentadas sugestões para perspectivas futuras que podem ser derivadas deste estudo.

5.1 PARÂMETROS OBTIDOS NA POSTURA ORTOSTÁTICA

A área visitada pelo COP na PO tem sido alvo de inúmeros estudos sobre a estabilidade nesta posição. As diferenças e semelhanças entre os valores encontrados no presente estudo (figura 23) e na literatura são apresentados e discutidos a seguir.

A investigação de Perrin et al. (2002) apresentou dois valores distintos para área do COP: 1,66 cm² para praticantes de judô e 2,85 cm² para bailarinas, valores que são próximos aos encontrados neste estudo (figura 23). Provavelmente, a maior base de apoio dos judocas (afastamento entre os pés de 10 cm), pode ter proporcionado uma base mais estável, descrevendo uma menor área. Por outro lado, uma base menor de apoio das bailarinas não foi capaz de influenciar os resultados quando comparados aos do presente estudo. Deve-se considerar o tempo de coleta do estudo em comparação, 5s a mais do que os encontrados aqui (PERRIN et al., 2002). Talvez o maior tempo de coleta (20s) tenha influenciado nos resultados e dificultado a comparação. Com tempos mais longos de coleta ocorre uma maior oscilação corporal.

O estudo de Chiari et al. (2002) obteve um valor de 1,76 cm² para a área do COP em uma coleta de dados que envolveram 50 sujeitos fisicamente ativos,

adultos e saudáveis. Os sujeitos permaneceram na PO por 50s, com os MMSS ao lado do corpo, os pés afastados à largura dos quadris, olhando um ponto à frente à distância de 2m. O valor obtido por estes autores é muito semelhante ao obtido aqui (figura 23). É possível que esta pequena diferença seja devida ao posicionamento dos pés que foram mantidos unidos na PO no presente estudo, portanto mais instável do que o estudo deles. Novamente, outro fator que deve ser levado em consideração também é o tempo de coleta. O tempo de coleta deles foi três vezes maior que o presente estudo.

Também no estudo de Zatsiorsky e Duarte (2000) foi obtido um valor menor para a área do COP ($1.23 \pm 0.16 \text{ cm}^2$), em relação ao observado aqui (figura 23). No estudo em comparação, nove sujeitos adultos e saudáveis mantiveram afastamento entre os MMII aproximadamente à largura dos quadris. Acredita-se que o posicionamento dos pés, também foi responsável pela diferença em relação a este estudo, pois houve aumento da estabilidade dos voluntários.

Porém há estudos cujos resultados para a área do COP (figura 23) diferiram bastante deste aqui. Um deles foi realizado por Baratto, Morasso e Spada (2002) com o valor de $8,6 \pm 5,6 \text{ cm}^2$ obtido para 26 sujeitos normais. Os sujeitos permaneceram sobre a plataforma de força durante 40s com os olhos abertos. Provavelmente a explicação para o valor ter dado mais do que o triplo em comparação com o presente estudo, foi a diferença do tempo da coleta. Supõe-se que em coletas mais longas ocorra uma maior oscilação corporal em relação a coletas mais curtas.

Outro estudo foi o de Freitas, Prado e Duarte (2005) com o valor de $5,3 \text{ cm}^2 \pm 2,5$ para a área. Foram investigados dez sujeitos com idade média de 29 ± 8 anos, que mantiveram os pés unidos, olhando um ponto fixo à frente a uma distância de 3 m. durante 60s. O posicionamento dos pés foi igual ao do presente estudo, mas o tempo de coleta foi quatro vezes maior do que o valor obtido aqui, este fato pode explicar o dobro do valor obtido por eles.

Baixas amplitudes de oscilação são continuamente presentes durante a postura ereta humana (PETERKA, 2000). Assim, os valores encontrados para esta variável já eram esperados. Numericamente, porém, os valores aqui encontrados (figura 25) foram maiores que alguns estudos da literatura. Por exemplo, estes diferem dos valores obtidos por Zatsiorsky e Duarte (2000) que obtiveram amplitudes de $0.45 \pm 0.07 \text{ cm}$ na direção AP e $0.46 \pm 0.06 \text{ cm}$ na direção ML. Os voluntários

deste estudo mantiveram os MMII afastados à largura dos quadris e os MMSS relaxados ao lado do corpo, apesar do tempo de coleta ter sido de 30s, o dobro do presente estudo os valores foram menores do que os obtidos aqui. As amplitudes também diferem dos valores obtidos no grupo controle do estudo de Buckley, O`Driscoll e Bennett (2002) que obtiveram 0,5 cm no sentido AP e 1,0 cm no sentido ML. Os voluntários, participantes do grupo controle (seis homens ativos fisicamente e saudáveis), mantiveram afastamento entre os maléolos mediais de 15 cm e as mãos ficaram apoiadas nos quadris e o tempo de coleta foi de 30s, também o dobro do tempo deste estudo.

No estudo de Baratto, Morasso e Spada (2002), a distância percorrida pelo COP na PO que foi de 34,7 cm, valor maior daquele obtido neste estudo (figura 24). Talvez o maior tempo de coleta (40s) tenha influenciado nestes valores.

Os valores de frequência média aqui obtida na PO (figura 28) foram similares a aqueles relatados na literatura. Por exemplo, Zatsiorsky e Duarte (2000) obtiveram um valor 0,33 Hz em um estudo com dez sujeitos saudáveis tendo a idade média de 28 ± 5 anos que permaneceram na PO durante 30s e foram orientados a manter os MMII afastados à largura dos quadris com os MMSS ao lado do corpo e descalços. No estudo de Freitas, Prado e Duarte (2005) foram obtidas frequências médias de 0,5 Hz no sentido AP e 0,4 Hz no sentido ML. De forma semelhante, o estudo publicado de Soames e Atha (1982) apud Barela, Pollastri e Godoi (2000) afirma que a oscilação corporal em adultos, na postura ereta, é caracterizada por frequências predominantemente entre 0,25 e 0,45 Hz, para as direções ântero-posterior e médio lateral na PO, respectivamente.

5.2 COMPARAÇÃO ENTRE AS POSTURAS PO E IC

Todos os valores dos parâmetros posturográficos obtidos na IC foram maiores que aqueles obtidos na PO como previsto nas hipóteses 1 e 2.

Os parâmetros relacionados à oscilação do COP no espaço, como a área percorrida as amplitudes AP e ML são, na literatura, considerados uma medida da estabilidade da postura (PALMIERI et al., 2002). Ou seja, posturas mais instáveis

levam a maiores valores destes parâmetros. Por exemplo, no estudo em que se comparam bailarinas com judocas, conclui-se que os segundos são mais estáveis porque a área percorrida pelo COP é menor do que a das bailarinas. Isso ocorre porque no treinamento dos judocas existem situações inesperadas nas quais o atleta deve se proteger para evitar quedas provenientes do opositor o que não ocorre no treinamento de bailarinas, cujos movimentos já são esperados (PERRIN et al., 2002). Quando se coloca os indivíduos propositalmente em uma situação instável, tal como na ponta dos pés (ITO; AZUMA; YAMASHITA, 2004), ou sobre uma superfície com área de contato restrita (MOCHIZUKI et al., 2006), ou em apoio unipodal (BEKEDORF et al., 2006); sempre se observa um maior valor nestes parâmetros em relação à PO normal (com apoio bipodal). Dessa forma, os valores obtidos aqui para estes parâmetros, levam a concluir que a posição IC é mais instável que a PO.

Esta conclusão é considerada óbvia, quando o indivíduo é comparado a um pêndulo invertido, como é constantemente encontrado na literatura sobre controle postural na PO, como no estudo de Oida; Watanabe; Takabayashi (1995) em que os voluntários permaneciam sobre a plataforma de força olhando um pequeno alvo móvel à frente, ou na pesquisa de Ito; Kawasaki (2005) onde foi utilizada uma simulação de perturbação realizada no computador para posterior análise do equilíbrio corporal ou, ainda, no uso de um algoritmo desenvolvido para estimar a trajetória do COP (BRODIE; WALMSLEY; PAGE, 2007).

Na sua versão mais simples, o modelo do pêndulo invertido considera que o indivíduo é constituído por dois segmentos (o pé e um segmento rígido do tornozelo até o centro de gravidade) articulados no tornozelo (figura 36 A). No caso do presente trabalho, a base de apoio foi formada pela área correspondente aos pés unidos.

Apesar não haver uma modelagem semelhante na literatura, pode-se transpor o modelo de pêndulo invertido para a posição IC, considerando-se que a articulação principal é a da coluna cervical (figura 36 C). Os dois segmentos articulados seriam, então, a cabeça e a região desde a coluna cervical até o centro de gravidade. Neste caso, a projeção do centro de gravidade está mais próxima do solo, e a base formada pelo triângulo, cotovelos, mãos e cabeça (figura 36 D), é maior do que a base formada pelos pés unidos (figura 36 B), deste estudo. Assim, de um ponto de vista puramente mecânico a IC deveria ser mais estável que a PO.

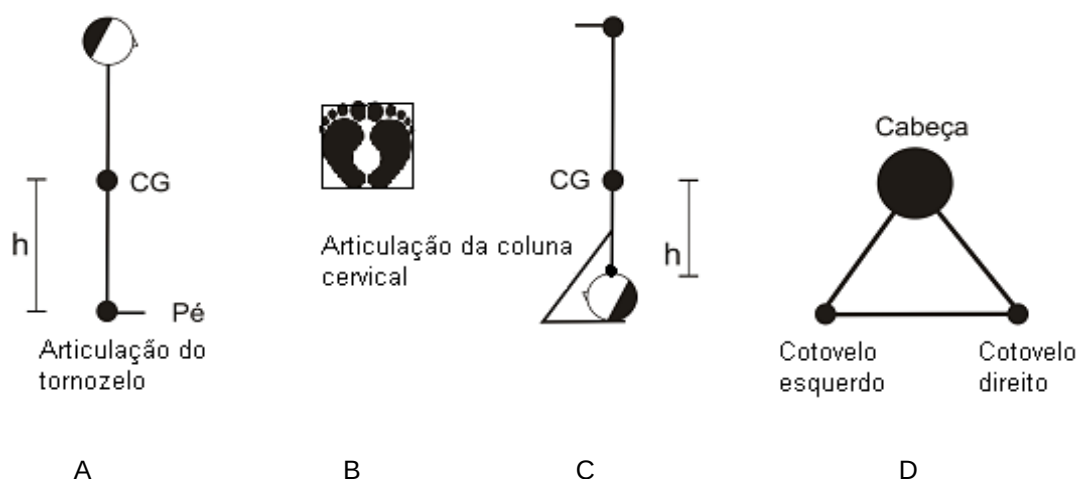


Figura 36 – Desenho esquemático (A) o sujeito na PO onde está sinalizado o CG e a distância (h) do solo, (B) área delimitada da projeção do CG no indivíduo na PO, (C) o indivíduo na IC e a distância do CG do solo e (D) triângulo descrito pelo apoio da cabeça e dos cotovelos no solo.

Fonte: A autora

No entanto, todas as articulações móveis do organismo devem estar coordenadas para manter a estabilidade corporal (HSU et al., 2007). Por ser a IC uma posição incomum na atividade humana, provavelmente seria necessário utilizar o modelo do pêndulo multiarticular conforme mostra a figura 37. Em situações de perturbação do equilíbrio somente este modelo mais complexo é capaz de resgatar as estratégias utilizadas para manutenção da postura (HSU et al., 2007, ZHANG; KIEMEL; JEKA, 2007).

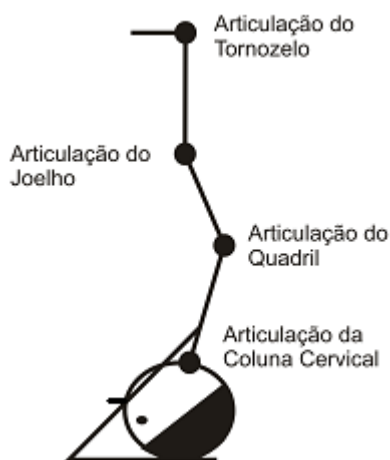


Figura 37 – Desenho de um pêndulo invertido multiarticular.

Fonte: A autora

Assim, do ponto de vista biomecânico a maior instabilidade observada aqui na IC possui justificativas relacionadas à força muscular e ao controle motor.

A principal musculatura envolvida para a manutenção do equilíbrio na IC corresponde às de tronco e braços (KAMINOFF, 2008).

Os músculos intertransversários, interespinhais, rotatores, multífidos, espinhais, semi-espinhais, longuíssimo torácico, íleo-costal, esplênicos da cabeça e do pescoço, impedem que o corpo se desloque para frente (KAMINOFF, 2008). A atividade do músculo longuíssimo torácico e íleo-costal ficou constatada no trabalho de Dietrichkeit et al., (2009) com eletromiografia de superfície na IC.

Os músculos *psoas* menor; oblíquos; reto do abdome e transversos permanecem ativos para evitar que o corpo se desloque para trás. O tríceps braquial estabiliza os cotovelos, o supra-espal e o sub-espal ajudam a manter a cabeça do úmero encaixada (KAMINOFF, 2008).

Os músculos utilizados basicamente para a manutenção da PO correspondem aos intrínsecos e extrínsecos dos pés, quadríceps, íleo-psoas, piriforme e parede abdominal. Estes músculos foram desenvolvidos não somente para a manutenção do ortostatismo, mas também para caminhar, correr etc. Em resumo, a musculatura de membros inferiores tem a função de sustentar o corpo e a de membros superiores, funções específicas de apanhar e carregar objetos, manipular alimentos (BORGES FILHO; ALMEIDA, 2004). Isto explicaria a menor estabilidade na IC pela utilização da musculatura não específica para a função.

Outro argumento é a mudança nos *inputs* sensoriais (vestibulares, visuais e somatossensoriais) utilizados para o controle postural na IC, em relação à PO. O aparelho vestibular baseia-se em estímulos provenientes do aparelho vestibular, detectando a orientação e a movimentação da cabeça (BARELA, 2000). Existem receptores articulares do pescoço que indicam a orientação da cabeça em relação ao corpo (BIENFAIT, 1993). Quando o sujeito inicia o processo da execução da IC, ele inclina a cabeça em direção ao solo, os receptores do pescoço alertam sobre esse novo posicionamento da cabeça, o líquido dos canais semicirculares (endolinfa), que está na base quando o indivíduo está em pé, vai para cima indicando a posição invertida da cabeça.

Nas solas dos pés encontram-se receptores de pressão (BORGES FILHO; ALMEIDA, 2004). Quando o indivíduo está na postura ereta esses receptores auxiliam na manutenção do equilíbrio, mas na IC eles não estão ativados, portanto o

organismo está privado desta informação sensorial. Quando ele apóia o topo da cabeça no solo são ativados os receptores de tato e pressão localizados nesta região. Ao iniciar processo de subida dos MMII, também são acionados os receptores de tato e pressão das mãos e antebraços, a ativação destes receptores é um importante fator na manutenção do equilíbrio. Provavelmente os receptores de pressão e tato das solas dos pés são mais desenvolvidos do que os da cabeça, MMSS e mãos.

Os voluntários deste estudo mantiveram os olhos abertos durante a IC, então não houve a privação do sistema visual que ficou ativo o tempo todo. Porém, na IC os voluntários perceberam as imagens invertidas e com limitação do seu campo de visão. Assim, todos os gestos voluntários, como na PO, têm como ponto de partida os movimentos da cabeça. Esses movimentos estão a serviço da visão foveal que abrange um cone de 15° (mais precisa do que a visão periférica), que necessita da horizontalidade do olhar. A visão periférica, que é mais ampla do que a foveal (não precisa), controla essa horizontalidade. É uma visão que desencadeia reflexos equilibradores para manter o equilíbrio evitando quedas (BIENFAIT, 1993). Desta forma na PO, através da visão periférica e da foveal, o sujeito se mantém em equilíbrio, mas, provavelmente na IC essa visão periférica é menor (figura 38) por causa do contato da cabeça com o solo, sugerindo um menor controle postural nesta posição.

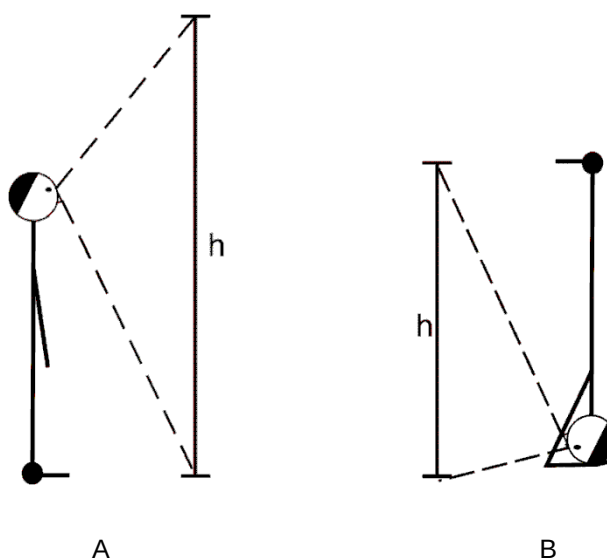


Figura 38 – Campo de visão do sujeito na PO (A), na IC (B) com olhar na linha do horizonte, onde h representa a altura.

Fonte: A autora

O sistema de controle postural integra as informações oriundas dos sistemas sensoriais disponíveis de forma dinâmica, selecionando as informações mais relevantes em um determinado momento (FREITAS JR.; BARELA, 2006). Este sistema é extremamente adaptável em vários contextos e tem flexibilidade para compensar a variabilidade do movimento humano (HUGHEY; FUNG, 2007). Tal qual como acontece durante a execução da IC.

Como cérebro tem a capacidade de selecionar a informação sensorial que será utilizada em um determinado momento (FREITAS JR.; BARELA, 2006) provavelmente na IC isso também acontece. Assim, pode-se considerar que os três sistemas estavam sendo utilizados pelo cérebro ocorrendo a transição das fontes sensoriais de acordo com a necessidade durante a manutenção da postura. As limitações na utilização dos três sistemas (privação dos receptores de tato e pressão plantares, a limitação do campo de visão e a inversão do sistema vestibular) podem, portanto, ter sido uma fonte de instabilidade na IC. O que não se pode saber, com esta pesquisa, é se algum dos três *inputs* sensoriais foi mais prejudicado que os demais ou qual a contribuição de cada um deles na manutenção do equilíbrio na IC.

Ainda com relação aos mecanismos de controle postural, pode-se citar o fator treinamento. Dentre as várias funções do cerebelo está a de controlar o equilíbrio corporal (BALDAÇARA, 2008). A PO é realizada automaticamente, pois ela é uma posição natural do ser humano. Pode-se dizer que seu treinamento é diário e constante. No caso da IC, mesmo que a prática seja diária, a permanência nesta posição se dá por um tempo muito menor que na PO. Porém, a prática da IC pode levar a certo grau de automatismo. Não se sabe se este automatismo pode trazer mais estabilidade à IC, que pudesse impactar nos valores dos parâmetros estabilométricos aqui estudados.

A maior instabilidade refletida nos parâmetros de amplitude e área do COP não foi suficiente para impedir a manutenção da postura com sucesso por parte de todos os participantes ao longo dos 15s da coleta de dados. Vários deles relataram ainda, serem capazes de manter esta postura por intervalos de tempo de alguns minutos ou mais sem queda. Isto demonstra que a capacidade de manter o equilíbrio, mesmo nesta postura, está mantida. De certo modo, pode-se imaginar que a maior excursão do COP mostra a existência de maior perturbação na IC do que na PO, mas a ausência de quedas demonstra a capacidade do sistema em lidar com sucesso nestas perturbações.

Esta capacidade de reação é capturada pelos parâmetros relacionados a velocidade. De fato, os valores de velocidade obtidos neste trabalho são muito maiores na IC do que na PO. Por exemplo, os valores de velocidade RMS obtidos na IC, na direção AP são quase três vezes maiores do que na PO, indicando maiores velocidades na IC (Figura 26). Um aumento na velocidade não é indicativo de que o indivíduo é mais instável, ele pode ter uma velocidade alta, mas também uma velocidade compensatória (retorno) também alta, representando uma grande capacidade de recuperação para evitar as quedas. Isso pode ser explicado pela treinabilidade da IC.

De acordo com os resultados obtidos deste estudo, pode-se considerar que pequenas amplitudes e baixas velocidades de oscilação podem ser um indicativo de controle efetivo e pequena quantidade de trabalho necessária para a manutenção da IC. Para permanecer nesta posição, não é necessária força muscular, mas sim equilíbrio corporal (IYENGAR, 2001).

Os valores de parâmetros de frequência média de oscilação obtidos na IC foram maiores que aqueles obtidos na PO como previsto na hipótese 3.

As frequências médias de oscilação obtidas na IC, em ambas as direções, foram quase o dobro do que as obtidas na PO. Mas isso não indica, necessariamente, maior instabilidade na IC. Provavelmente, o organismo está usando diferentes estratégias para manter o equilíbrio dinâmico nesta posição (FREITAS JR.; BARELA, 2006). A estabilidade postural na PO depende da mobilidade dos múltiplos segmentos do corpo. Este controle é um processo ativo que envolve o recrutamento coordenado de músculos dos múltiplos segmentos (sinergia postural) que se organizam para fornecer a estabilidade (HODGES et al., 2002).

5.3 ANÁLISE DOS RESULTADOS DAS CORRELAÇÕES ENTRE PO E IC

As análises encontradas entre as variáveis obtidas na PO e na IC revelaram que nem todas as variáveis foram significativamente correlacionadas (H_4).

A variável amplitude de deslocamento AP (figura 39) e frequência média AP (figura 40) não apresentaram correlação entre as posições testadas o que pode indicar que o treinamento da IC não interfere nos valores da PO, e que o indivíduo descreve estratégias diferentes para a manutenção das mesmas.

Mas, por outro lado, as demais variáveis foram correlacionadas: área, amplitude de deslocamento ML, distância, frequência média ML, VRMS AP e ML, e velocidade absoluta, isto indica a treinabilidade da IC.

Assim, questiona-se a transferência de aprendizagem dos exercícios executados na IC para a PO. De fato, os grupos musculares envolvidos entre as posturas diferem bastante e a informação cinestésica ter sido inespecífica entre as posições. Mas observa-se que tanto na IC como na PO há ativação da musculatura abdominal para a manutenção destas posturas (KAMINOFF, 2008).

Na PO o indivíduo utiliza basicamente a musculatura de quadril, abdome e MMII (KAMINOFF, 2008), (principalmente tornozelo, representado por um pêndulo uni-articular) e na IC é utilizada a musculatura de quadril, MMSS e abdome (KAMINOFF, 2008), (representado por um pêndulo multiarticular). Inclusive há a orientação de alguns autores sobre a importância em ter a musculatura abdominal fortalecida para a execução da mesma com segurança (IYENGAR, 2001; KUVALAYANANDA, 1993).

Algumas variáveis relacionadas à velocidade foram significativamente correlacionadas entre a IC e PO: VRM AP e ML (figuras 30 e 31) e velocidade absoluta (figura 29), onde foi observada uma grande capacidade de recuperação do equilíbrio corporal na IC. As correlações mostram que a capacidade de recuperação em uma posição é transferida para a outra.

Existe relação entre a velocidade e frequência, pois elas basicamente indicam que os sujeitos possuem correlação positiva entre PO e IC. Isso sugere um mesmo mecanismo de controle onde a capacidade reativa é aparente.

5.4 PERSPECTIVAS FUTURAS

O estudo de Dietrichkeit et al. (2009) teve como objetivo quantificar o papel da musculatura lombar para a manutenção da IC através da eletromiografia de superfície. Sugere-se que além destes músculos, também seja investigada a atividade dos músculos retos abdominais na fase inicial da IC, para se chegar à postura, para verificar o porquê da necessidade de se ter essa musculatura fortalecida para se executar a IC com segurança (SIVANANDA, 1993).

Utilizar a cinemática para a análise de posições e ângulos articulares e posterior comparação com os resultados obtidos com a cinética. Desta forma, pode-se calcular o posicionamento do centro de massa e também observar as estratégias utilizadas para manutenção do equilíbrio na IC.

A fim de investigar o papel dos sistemas sensoriais na manutenção do equilíbrio, poder-se-ia propor um estudo no qual esses sentidos fossem privados ou perturbados. Desde que, tais protocolos não comprometam a segurança dos voluntários.

Com o intuito de investigar o papel no treinamento no equilíbrio, poder-se-ia formar dois grupos com tempos de prática da IC distintos e verificar os parâmetros aqui medidos para cada grupo.

A dinâmica da posição IC pode ser melhor investigada a partir de coletas de dados por tempos mais longos. Assim, a presença de estruturas no movimento do COP poderia ser detectada tal como no estudo de Baratto, Morasso e Spada (2002) no qual os voluntários permaneceram sobre uma plataforma de força pelo tempo de 40s.

Baseado na discussão suscitada por este trabalho propõe-se um estudo aprofundado da IC bem como sua correlação com a PO na qual haveria uma intervenção com práticas regulares da IC durante três meses. Esta nova pesquisa implicaria na criação de um grupo controle e um levantamento e análise de dados nesta direção.

6 CONCLUSÃO

Este estudo teve por objetivo determinar as características do COP na PO e na IC a fim de identificar as condições de estabilidade dos voluntários em cada posição.

As variáveis associadas à posição (área do COP, amplitudes nas direções AP e MP, distância percorrida) foram todas significativamente maiores na IC em relação à PO. Isto indica maior instabilidade na IC em relação à PO, confirmando a H_1 .

As variáveis associadas à velocidade do COP (velocidades RMS nas direções AP e ML, velocidade absoluta média) foram todas significativamente maiores na IC em relação à PO. Isto indica capacidade de manutenção do equilíbrio nesta posição e capacidade de recuperação rápida para evitar uma queda, confirmando a H_2 .

A frequência média do movimento do COP foi significativamente maior na IC em relação à PO. Isto pode indicar diferenças na estratégia de manutenção da postura, confirmando a H_3 .

Como não houve correlação em todas variáveis investigadas a H_4 não foi comprovada.

Com base nos resultados deste estudo conclui-se que a IC é mais instável que a PO e que as estratégias de controle nas posturas são diferentes.

REFERÊNCIAS

- ALVES, A.; BAPTISTA, M. R.; DANTAS, E. H. M. Os efeitos da prática do yoga sobre a capacidade física e autonomia funcional em idosas. **Fitness & Performance Journal**, v. 5, n 4, p. 243-249, 2006.
- ANDRADE, A. F. et al. Mecanismos de lesão cerebral no traumatismo cranioencefálico. **Revista da Associação Médica Brasileira**, São Paulo, v. 55, n. 1, 2009.
- A POLLONI, R. W. Entre a cruz e o asana: respostas cristãs à popularização do yoga no ocidente. **Revista de Estudos da Religião**, n. 3, p. 50-73, 2004.
- BALDAÇARA, L et al. Cerebellum and psychiatric disorders. **Revista Brasileira de Psiquiatria**, v.30, n.3, p. 281-92, 2008.
- BARATTO, L.; MORASSO, P. G. R. E. C.; SPADA, G. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. **Motor Control**, v. 6, n.3, p. 246-270, 2002.
- BARCELLOS, C.; IMBIRIBA, L. A. Alterações posturais e do equilíbrio corporal na primeira posição em ponta do *ballet* clássico. **Revista Paulista de Educação Física**, São Paulo, v.16. n.1, p. 43-52, jan./jun., 2002.
- BARELA, J. A. Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. **Revista Paulista de Educação Física**, São Paulo, supl.3, p.79-88, 2000.
- BARELA, J. A. et al. Efeito da exposição visual no acoplamento entre informação visual e controle postural em bebês. **Revista Paulista de Educação Física**, São Paulo, v. 17, n. 1, p. 16-31, 2003.
- BARELA, J. A.; POLASTRI, P. F.; GODOI, D. Controle postural em crianças: oscilação corporal e frequência de oscilação. **Revista Paulista de Educação Física**, v. 14, n.1, p. 68-77, 2000.
- BASKARAN, M. et al. Intraocular pressure changes and ocular biometry during sirshasana (Headstand Posture) in Yoga Practitioners. **Ophthalmology**, v. 113, n.8, p.1327-1332, 2006.
- BASTILLE, J.; V.; GILL-BODY, K. M. A. yoga-based exercise program for people with chronic poststroke. **Physical Therapy**, v.84, n.1, 2004.
- BASTOS, A. G. D.; LIMA, M. A. M. T; OLIVEIRA, L. F. Avaliação de pacientes com queixa de tontura e eletroneistagmografia normal por meio da estabilometria. **Revista Brasileira de Otorrinolaringologia**, v.71, n.3, mai/jun, 2005.

BEKEDORF, R. G. et al. Análise do equilíbrio corporal estático através de um baropodômetro eletrônico. **Revista Conexões**, v. 4, n. 2, p.19-30, 2006.

BIENFAIT, M. **Os desequilíbrios estáticos**: Fisiologia, Patologia e Tratamento Fisioterápico. São Paulo: Summus, 1993.

BLANK, S. Physiological responses to 73S73ngar yoga performed by trained practitioners. **Journal of Exercise Physiologyonline**,. v. 9, n. 1, 2006.

BORGES, R. B. F.; ALMEIDA, S. J. A. Locomoção humana: diretrizes terapêuticas com base nos conhecimentos evolutivos. **Arquivos da Ciência e Saúde**, abr-jun., v. 11, n.2, 2004.

BRODIE, M.; WALMSLEY, A.; PAGE, W. Fusion integration: com trajectory from a force platform. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 23, p. 309-314, 2007.

BUCKLEY, J. G.; O`DRISCOLL, D.; BENNETT, S. J. Postural sway and active balance performance in highly active lower-limb amputees. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 81, n. 1, p.13-20, jan, 2002.

BURDET, C.; ROUGIER, P. Analysis of center-of-pressure data during unipedal and bipedal standing using fractional brownian motion modeling. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 23, p.63-69, 2007.

CHIARI, L.; ROCCHI, L.; CAPPELLO, A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. **Clinical Biomechanics**, v.17, p. 666-677, 2002.

COELHO, D. B. Modelo de ativação neural do controle postural humano durante a postura ereta. **Engevista**, v. 7, n.1, p.83-90, 2005.

COSTA DA, L. (ORG.). Atlas do esporte no Brasil. Rio de Janeiro: CONFEF, 2006. Disponível em: <<http://www.atlasesportebrasil.org.br/>> Acesso em ago 2009.

DIETRICHKEIT, K. T. et al. Atividade eletromiográfica da musculatura lombar na postura invertida sobre a cabeça do yoga. **Jornal Brasileiro de Neurocirurgia**, 2009. *In press*

DONOHUE, B. et al. Effects of brief yoga exercises and motivational preparatory interventions in distance runners: results of a controlled trial. **British Journal of Sports Medicine**, v. 40, p. 60–63, 2006.

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

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. M. Patterns of center of pressure migration during prolonged unconstrained standing. **Motor Control**, v. 3, p. 12-27, 1999.

ERA, P. et al. Postural balance in a random sample of 7,979 subjects aged 30 years and over. **Gerontology**, v. 52, p. 204–213, 2006.

FEUERSTEIN, G. **A Tradição do Yoga**. São Paulo: Pensamento. 1998.

FEUERSTEIN, G. **Uma Visão profunda do Yoga: teoria e prática**. São Paulo: Pensamento, 2005.

FREITAS, S. M. S. F. et al. Age-related changes in human postural control of prolonged standing. **Gait & Posture** v. 22, p. 322–330, 2005.

FREITAS, S. M. S. F.; DUARTE, M. **Métodos de análise do controle postural**. 2005. Disponível em: < <http://lob.incubadora.fapesp.br/portal/>> Acesso em 20 nov. 2009.

FREITAS, S. M.; PRADO, J. M.; DUARTE, M. The use of a safety harness does not affect body sway during quiet standing. **Clinical Biomechanics** v. 20, n.3, p. 336-339, 2005.

FREITAS JR, P.; BARELA, J. A. Alterações no funcionamento do sistema de controle postural em idosos. Uso da informação visual. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 6, n.1, p. 94-105, 2006.

GHAROTE, M. L. **Yoga Aplicada: da teoria à prática**. São Paulo: Phorte, 2002.

HAGINS, M.; MOORE, W.; RUNDLE, A. Does practicing yoga satisfy recommendations for intensity of physical activity which improves and maintains health and cardiovascular fitness? **BMC Complementary an Alternative Medicine**, v. 7, n. 40, 2007.

HELLEMBRANDT, F. A. The Mechanism of the asynchronous rotation of motion units. **American Journal of Physiology**, v. 121, p. 471-474, 1938.

HERMÓGENES, J. **Yoga para Nervosos**. Rio de Janeiro: Nova Era, 2004.

HILL, K. et al. Effectiveness of balance training exercise in people with mild to moderate severity Alzheimer's disease: protocol for a randomized trial. **BMC Geriatrics**, v. 9 n. 29, 2009.

HODGES, P. W. et al. Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. **Experimental Brain Research**, v. 144, p. 293–302, 2002.

HSU, W. L. et al. Control and estimation of posture during quiet stance depends on multijoint coordination. **Journal of Neurophysiology**, n. 97, p. 3024-3035, 2007.

HUGHEY, L. K.; FUNG, J. Postural responses triggered by multidirectional leg lifts and surface tilts. **Experimental Brain Research**, 165: p. 152-166, 2005.

ITO, T.; AZUMA, T. YAMASHITA, N. Anticipatory control related to the upward propulsive force during the rising on tiptoe from an upright standing position. **European Journal of Applied Physiology**, v. 92, p. 186–195, 2004.

ITO, T; KAWASAKI, H. Regularity in an environment produces an internal torque pattern for biped balance control. **Biological Cybernetics**, v. 92, p. 241-251, 2005.

IYENGAR, B. K. S. **Yoga: the path to holistic health**. London: Dorlin Kindersley, 2001.

JBABDI, M. BOISSY, P. HAMEL, M. Assessing control of postural stability in community-living older adults using performance-based limits of stability **BMC Geriatrics**, v.8, n. 8. 2008.

KAMINOFF, L. **Anatomia da Yoga**. São Paulo: Manole, 2008.

KASHYAP, A. S.; KASHYAP, S. Complications of yoga. **Emergency Medicine Journal** , n. 24, p. 231, 2006.

KHALSA, S. B. Treatment of chronic insomnia with yoga: a preliminary study with sleep-wake diaries. **Applied Psychophysiology and Biofeedback**, v.29, n. 4, p. 269- 278, 2004.

KIMBERLY, W.; STEINBERG, L.; PETRONIS, J. Therapeutic application of Iyengar yoga for healing chronic low back pain. **International Journal of Yoga Therapy**, n.13, 2003.

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

KIRKWOOD, G. et al. Yoga for anxiety: a systematic review of the research evidence. **British Journal of Sports Medicine**, v. 39, p. 884-891, 2005.

KRISHNAMOORTHY, V.; LATASH, M. L. Reversals of anticipatory postural adjustments during voluntary sway in humans. **The Journal of Physiology**, v. 565, n. 2, p. 675-684, 2005.

KUVALAYANANDA, S. **Asanas**. Índia: Kaivalyadhama, 1993.

KUVALAYANANDA, S. X-Ray experiments on diaphragm and the ribs. **Yoga-Mimansa**. India, , v.III, n.1, p. 811-928, apr, 1928. B

_____. X-Ray experiments on diaphragm and the ribs part II. **Yoga-Mimansa**. India, ,. v.III, n.3,4, p.- 169-220, jul-oct, 1928. C

_____. Studies in internal and external pressure. **Yoga-Mimansa**. India,. V.VI, n.4, p.273-295, mar, 1957. A

LAFOND, D. et al. Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain. **Gait & Posture**, v. 29, p.421-427, 2009.

LEBIEDOWSKA, M. K.; SYCZEWSKA, M. Invariant sway properties in children. **Gait & Posture**, v. 12, p. 200–204, 2000.

LORAM, I. D.; LAKIE, M. Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic like, throw and catch movements. **The Journal of Physiology**, v. 540, p. 111-1224, 2002.

LYSEBETH, A. **Aprendo Yoga**. Barcelona, Urano, 1985.

MANJUNATH, N. K.; TELLES, S. Effects of sirasana (headstand) practice on autonomic and respiratory variables. **Indian Journal Physiology Pharmacology**, v. 47, n. 1, p. 34-42, jan, 2003.

MAURER, C.; MERGNER, T.; PETERKA, R. J. Multisensory control of human upright stance. **Experimental Brain Research**, v. 2, n. 171, p. 231-50, nov, 2005.

MOCHIZUKI, L. et al. Changes in postural sway and its fractions in conditions of postural instability **Journal of Applied Biomechanics**, v. 22, p. 51-60, 2006.

MURNAGHAN, C. D. et al. Modeling of postural stability borders during heel-toe rocking. **Gait & Posture**, 2009. In Press.

NCCAM. National Center of Complementary and Alternative Medicine. Mind-body Intervention, 2008. Disponível em: <<http://nccam.nih.gov/>> acesso em 19 dez 2009.

NICOLAU, C.; M.; LAHÓZ, A, L. Fisioterapia respiratória em terapia intensiva pediátrica e neonatal: uma revisão baseada em evidência. **Pediatria**, São Paulo, v. 29, n.3, p. 216-221, 2007.

NOUILLOT, P.; NATTA, F. Influence of velocity on the human global postural strategies during the movement leading up to the vertical upside-down position **Neuroscience Letters**, v. 363, n. 3, June, p. 224-228, 2004.

OIDA, Y.; WATANABE, S.; TAKABAYASHI, A. Dynamic properties of body oscillation with visual tracking movement on upright posture. **Gait & Posture**, v. 3, p. 221-226, dec, 1995.

OKEN, B. S. et al. Randomized, controlled, six-month trial of yoga in healthy seniors: effects on cognition and quality of life. **Alternative Therapies in Health and Medicine**, v. 12, n. 1, p. 40-47, 2006.

PALMIERI, R. M. et al. Center-of-pressure parameters used in assessment of postural control. **Journal of Sport Rehabilitation**, v.11, p. 51-66, 2002.

PATEL, S.C.; PARKER, D.A. Isolated rupture of the lateral collateral ligament during yoga practice: a case report. **Journal of Orthopaedic Surgery**, n. 16 v. 3, p. 378-380, 2008.

PERRIN, P. et al. Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control **Gait & Posture**, v. 15, p. 187-194, 2002.

PETERKA, R. J. Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. **Biological Cybernetics**, v. 82, n. 4, p. 335-343, 2000.

PILKINGTON, K. et al. Yoga for depression: The research evidence. **Journal of Affective Disorders**, v. 89, p. 13- 24, 2005.

PINHEIRO, C. H. J. et al. Modificação do padrão respiratório melhora o controle cardiovascular na hipertensão arterial. **Arquivos Brasileiros Cardiologia**, v.6, n. 88, p. 651-659, 2007.

ROUGIER, P. R; GENTHON, N. Dynamical assessment of weight-bearing asymmetry during upright quiet stance in humans. **Gait & Posture**, v. 29, p.437-443, 2009.

SETHI, P. K. et al. Compressive cervical myelopathy due to sirsasana, a yoga posture: A case report. **The Internet Journal of Neurology**, v. 6, n.1, 2007.
Disponível em:
<<http://www.britannica.com/bps/additionalcontent/18/24295000/Compressive-Cervical-Myelopathy-Due-To-Sirsasana-A-Yoga-Posture-A-Case-Report>> Acesso em: 19 dez 2009.

SHARMA, P. D. **Yoga: yogasana and pranayama for health**. Mumbaim: Navneet Publications, 2000.

SILVA, G. D.; LAGE, L. V. Ioga e fibromialgia. **Revista Brasileira de Reumatologia**, São Paulo, v. 46, n. 1, jan. fev., 2006.

SINGH, S. et al. Role of yoga in modifying certain cardiovascular functions in type 2 diabetics patients. **Journal of the Association of Physicians of India**, v. 52, p. 203-206, mar, 2004.

SIVANANDA, S. **Learn Yoga in a Weekend**. London: Dorling Kindsley, 1993.

SMITH, C. et al. A randomized comparative trial of yoga and relaxation to reduce stress and anxiety. **Complementary Therapies in Medicine**, n.15, p. 77-83, 2007.

TELLES, S. et al. Effect of yoga on self-rated visual discomfort in computer users. **Head & Face Medicine**, v.4, n. 46, 2006.

THOMAS, D. P.; WHITNEY, R. J. Postural movements during normal standing in man. **Journal of Anatomy**, v. 93, 524-539, 1959.

TOIGO, T.; LEAL JÚNIOR, E. C. P.; ÁVILA, S. N. O uso da equoterapia como recurso terapêutico para melhora do equilíbrio estático em indivíduos da terceira idade. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, v. 11, n. 3, p. 391-403, 2008.

TOOKUNI, K. S. BOLLIGER, R. PEREIRA, A. M.; Souza, D.Greve, J. M.; Ayala, A. D. A. Análise comparativa do Controle postural de indivíduos com ou sem lesão no ligamento cruzado anterior do joelho. **Acta Ortopedica Brasileira** v. 13, p. 115-120, 2005.

TORRES, A. C.; DICCINI, S. Constipação intestinal em pacientes com tumores intracranianos. **Revista Latino-Americana de Enfermagem**, maio-junho; v. 3, n. 14, p. 397-404, 2006.

WAEDELDE, L. C.; THOMPSON, L.; THOMPSON, D. G. A pilot study of a yoga and meditation intervention for dementia caregiver stress. **Journal of Clinical Psychology**, v. 60, n. 6, p. 677-87, 2004.

WILLIAMS, K.; STEINBERG, L.; PETRONIS, J. Therapeutic application of Iyengar yoga for healing chronic low back pain. **International Journal of Yoga Therapy**, n.13, p.55-67, 2003.

WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 3. ed. Hoboken New Jersey: Wiley, 2005.

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking **Gait & Posture**, v. 3: p. 193-214, Dec., 1995.

WINTER, D. A. et al. Motor mechanisms of balance during quiet standing. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, p. 49-56, 2003.

WINTER, D. A. et al. Stiffness control of balance in quiet standing. **Journal of Neurophysiology**, v. 80, n. 3, p. 1211-122, 1998.

ZATSIORSKY, V. M.; DUARTE, M. Rambling and trembling in quiet standing. **Motor Control**. v. 4, p. 185-200, 2000.

ZHANG, Y.; KIEMEL, T.; JEKA, J. The influence of sensory information on two-component coordination during quiet stance. **Gait & Posture**, v. 26, n. 2, p. 263–271, jul, 2007.

**APÊNDICE A – AUTORIZAÇÃO PARA RECRUTAMENTO DE VOLUNTÁRIOS
PARA A PESQUISA**

Eu,.....RG nº.....com o
cargo de.....do estabelecimento
denominado.....autorizo a
mestranda Karin Tatiana Dietrichkeit, RG nº 3 432 195-7, do Programa de Pós-
Graduação em Tecnologia em Saúde da PUC-PR, a recrutar voluntários neste local.

Assinatura do responsável.

APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, _____,
com a idade de _____ anos, com o estado civil de _____, tendo como
profissão _____, no seguinte
endereço _____ e RG
número _____, estou sendo convidado a participar de um estudo
denominado “Estratégias de Controle Motor Adotadas Para a Manutenção da
Postura Invertida Sobre a Cabeça do Hatha Yoga”, cujos objetivos e justificativas
são: avaliar os mecanismos de controle postural na postura ortostática e invertida
sobre a cabeça do Hatha Yoga, para que desta forma tenha-se o conhecimento do
funcionamento do controle postural em uma postura não usualmente adotada.

Estou ciente dos critérios de inclusão para participar deste estudo que são:
ser praticante de Hatha Yoga com experiência na postura invertida sobre a cabeça,
ter idade entre 18 a 45 anos e executar a postura invertida sobre a cabeça
(*sirshasana*) com segurança. Também estou ciente de que os critérios de exclusão
são gravidez, presença de lesões na coluna, hipertensão arterial; inflamação nos
ouvidos, aneurisma, enxaqueca, glaucoma e conjuntivite. Sei ainda que a coleta de
dados deverá ser realizada em um dia em que eu não: esteja no período menstrual,
apresente dores de cabeça e enxaqueca. Nestes casos, concordarei em agendar
outra data para a coleta de dados.

Estou ciente dos procedimentos que deverei seguir:

a) **Avaliação para seleção:** comparecerei em local e horário combinado,
e me será orientado um aquecimento prévio com exercícios de alongamento. Em
seguida, executarei a postura do golfinho, dinamicamente, executando uma
extensão e uma flexão de coluna que deverão ser repetidas por 10 vezes.
Posteriormente, executarei a postura invertida sobre a cabeça sobre um piso
emborrachado, com uma densidade adequada para o conforto para a execução
desta postura, para verificar se estou dentro dos critérios de inclusão que me foram
mencionados anteriormente. Também me será orientado um breve relaxamento
após a execução da postura. O tempo previsto para esta seleção é de
aproximadamente 20 minutos.

b) **Coleta de dados:** se for selecionado, comparecerei no Laboratório de Comportamento Motor da Universidade Federal do Paraná (UFPR) em dias e horários acordados para a coleta de dados. Estarei vestindo uma sunga de natação ou shorts e top de ginástica. Primeiramente responderei as perguntas contidas na ficha de anamnese, que será usada para registrar informações tais como: peso, estatura, pressão arterial e frequência cardíaca. Se a minha pressão arterial estiver elevada, será agendada outra data. Em seguida, executarei a postura do golfinho dinamicamente por 10 vezes. Após esse aquecimento, farei uma série de descontração muscular com movimentos de: circunvolução da cabeça no sentido horário e anti-horário; elevação de ombros; flexão, extensão e lateralização de tronco e abertura pélvica. Depois destas etapas, será colado em meu corpo 22 marcadores reflexivos em acidentes ósseos, com esparadrapo. Após, permanecerei em pé durante 15 segundos por três vezes com descanso de 30 segundos entre elas sobre a plataforma de força. Logo em seguida executarei a postura invertida sobre a cabeça do Hatha Yoga também na plataforma de força, durante 15 segundos por três vezes com descanso de um minuto entre elas. Este descanso será realizado na postura do cadáver. O tempo previsto para a coleta de dados é de aproximadamente 2 horas.

Recebi os esclarecimentos necessários sobre os possíveis desconfortos e riscos decorrentes da realização da postura, tais como dores na região cervical.

Estou ciente de que minha privacidade será respeitada, ou seja, meu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possa, de qualquer forma, me identificar, será mantido em sigilo.

Também fui informado de que posso me recusar a participar do estudo, ou retirar meu consentimento a qualquer momento sem precisar justificar e que, se desejar sair da pesquisa, eu não sofrerei qualquer prejuízo.

Os pesquisadores envolvidos com o referido projeto são a mestrande Karin T. Dietrichkeit com os telefones: 8418 7353 e 3338 7353, a professora orientadora Dra. Elisangela F. Manffra com o telefone: 3271 1674 e o professor co-orientador Dr. Luiz R. Aguiar. A primeira, aluna do Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da PUC-PR, o segundo e o terceiro professores pertencem a referida instituição de ensino e pesquisa.

É assegurada a assistência durante toda pesquisa, bem como me é garantido o livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre

o estudo e suas conseqüências, enfim, tudo o que eu queira saber antes, durante e depois da minha participação.

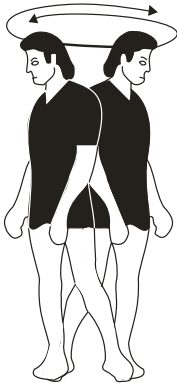
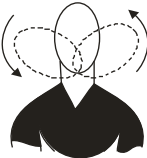
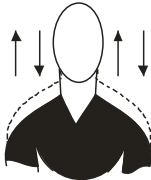
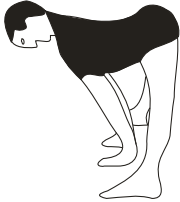
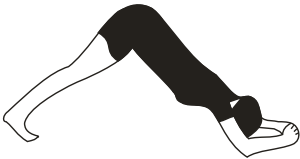
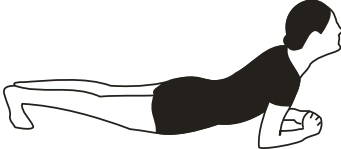
Enfim, tendo sido orientado quanto ao teor de todo o aqui mencionado e compreendido a natureza e o objetivo do já referido estudo, manifesto meu livre consentimento em participar, estando totalmente ciente de que não há nenhum valor econômico, a receber ou a pagar, por minha participação.

Curitiba, de de 2009.

Nome e assinatura do sujeito da pesquisa.

Nome(s) e assinatura(s) do(s) pesquisador (s) responsável (s)

APÊNDICE C - SEQUÊNCIA DE AQUECIMENTO ANTES DA SELEÇÃO E DA COLETA DE DADOS

Postura da palmeira (<i>thalasana</i>)		Postura do elefante (<i>hastinasana</i>)	
Circundução de cabeça		Circundução de ombros	
Postura da meia lua (<i>ardha chandrasana</i>)		Postura da roda (<i>ardha chakrasana</i>)	
Flexão de tronco (<i>uttanansana</i>)		Flexão tronco com os MMII afastados (<i>prasarita padottanansana</i>)	
Postura do golfinho flexão de coluna		Postura do golfinho extensão de coluna	

Quadro 2 – Sequência de aquecimento.
Fonte: A autora

APÊNDICE D - VALORES DA PRESSÃO ARTERIAL SISTÓLICA E DIASTÓLICA, FREQUÊNCIA CARDÍACA ANTES, DURANTE E DEPOIS DA EXECUÇÃO DA PO E DA IC

VOLUNTÁRIOS	PAS I	PAD I	FC I	PAS II	PAD II	FC II	PAS III	PAD III	FC III
1	135	80	76	124	86	107	118	76	76
2	147	92	62	140	85	77	115	69	111
3	129	75	65	128	72	68	129	71	67
4	110	68	66	109	72	77	112	70	74
5	144	84	70	132	78	80	128	64	62
6	123	72	86	100	70	81	107	63	82
7	120	77	66	134	75	91	113	71	89
8	133	84	77	90	60	74	112	67	77
9	97	63	60	117	70	81	118	70	68
10	135	64	84	108	57	85	117	58	72
11	109	67	77	86	58	84	82	54	77
12	147	90	63	144	86	69	152	89	67
13	107	72	70	118	70	86	121	73	80
14	103	72	66	118	78	89	104	71	67
15	120	82	100	123	81	105	115	73	95
16	114	69	58	108	73	81	124	67	62
17	111	71	80	111	74	75	118	76	72
18	127	84	76	114	74	89	150	95	100
19	121	74	63	115	67	71	111	72	67
20	121	81	74	121	68	86	136	84	79
21	136	76	72	139	83	80	129	74	70

Quadro 3 – Valores da PA e FC. Onde: PAS Pressão arterial sistólica, PAD Pressão arterial diastólica e FC Frequência cardíaca.

Fonte: A autora

APÊNDICE E - FICHA DE ANAMNESE E COLETA DE DADOS

Horário e data da coleta de dados: ____/____/2009, às ____ h.

Código do indivíduo:

Dados antropométricos:

Pressão arterial antes da coleta _____ depois da coleta _____

Frequência cardíaca (FC) antes da coleta _____ depois da coleta _____

1. Identificação do voluntário por letra (A, B C...) _____
2. Data de nascimento: _____ idade _____
3. Atividade profissional: _____ Sexo: M () F ()
4. Fumante: Sim () ou Não ()
5. Peso corporal: _____ kg IMC _____ Estatura _____
6. Tem algum problema nos seguintes aspectos: coluna cervical ()
olhos () coração () pressão alta () ouvidos ()
Outros _____
7. Pratica alguma atividade física que não seja o Yoga? Sim () Não ()
7.1 Qual? _____
8. Pratica Yoga há quanto tempo? _____
8.1 Em que local pratica Yoga ? _____
8.2 Aluno () professor ()
9. Com que frequência pratica a invertida sobre a cabeça? (diariamente ou 3x por semana etc.) _____
9.1 Por quanto tempo? (anos, meses, dias) _____
10. Já se lesionou praticando a invertida sobre a cabeça? Sim () não
10.1 Se sim, qual tipo de lesão? _____
10.2 Foi tratado? Sim () não ()
10.3 Qual foi o tratamento? _____
11. Utiliza algum medicamento? Sim () Não ()
Qual e para que? _____
OBSERVAÇÕES: _____

APÊNDICE F - TERMO DE AUTORIZAÇÃO DE USO DE IMAGEM

Eu _____, portador da Carteira de Identidade nº _____ e do CPF nº _____, residente à Rua _____, nº _____, na cidade de _____, autorizo o uso de minha imagem, pois estou ciente de que a minha identidade estará preservada, pela mestrandia Karin Tatiana Dietrichkeit do PPGTS (Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde) da PUC-PR, durante o período de _____. A presente autorização é concedida a título gratuito, abrangendo o uso da imagem acima mencionada em todo território nacional e no exterior, em trabalhos a serem produzidos como resultado da Dissertação de Mestrado.

Por esta ser a expressão de minha vontade, declaro que autorizo o uso acima descrito sem que nada haja a ser reclamado a título de direitos e assino a presente autorização em 02 (duas) vias de igual teor e forma.

Assinatura

Curitiba, de Outubro de 2009.

APÊNDICE G - SOFTWARE PARA ANÁLISE DAS FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO E CENTRO DE PRESSÃO A PARTIR DOS DADOS DA PLATAFORMA DE FORÇA AMTI

Autora: Elisangela Ferretti Manffra / Simon Bennet

Última atualização: 11/06/2009

Neste software considera-se que o indivíduo está orientado sobre a plataforma de força de forma que a direção médio-lateral do corpo esteja alinhada ao eixo X da plataforma; a direção ântero-posterior do corpo esteja alinhada ao eixo Y da plataforma

Esta rotina gera um arquivo de saída no formato de planilha Excel com o mesmo nome do arquivo de entrada mas com extensão xls. Neste arquivo há duas planilhas:

A primeira com dados calculados a partir das coordenadas do CoP a segunda com as próprias coordenadas do CoP

Esta rotina gera também um arquivo de figura no formato JPEG com o mesmo nome do arquivo de entrada, mas com extensão jpg.

```
clear;
resp='s';
while resp=='s'
clear;
%Le arquivo de dados
File=input('Arquivo de dados ','s');
txt=strfind(File,'txt');
if size(txt)~= [0,0]
    File=strcat(File,'.txt')
end
dados = textread(File,"','delimiter','');
Considera somente dados validos que forem diferentes de zero
alteracao do Simon
```



```

[rows cols]=size(dados);
i=1;
for i=1:rows
    if sum(dados(i,:))~=0
    else
        break
    end
end
dados2=dados(1:i-1,:);
resp=input('Tecle ENTER para usar valores padrao. ');
if size(resp)~= [0,0]
    fs=input('frequencia de amostragem (default 100Hz): ');
    if size(fs)~= [0,0] fs=100; end;
    fc=input('frequencia de corte do filtro passa baixa (default 10Hz): ');
    if size(fc)~= [0,0] fc=10; end;
    ordem=input('ordem do filtro (default 2): ');
    if size(ordem)~= [0,0] ordem=2; end;
    h=input('Qual altura entre a plat e o sujeito? (default = 0): ');
    if size(h)~= [0,0] h=0; end;
else
    fs=100;
    fc=10;
    ordem=2;
    h=0;
end
    % Implementação do Filtro Passa Baixa
    %frequencia normalizada para implementação do filtro passa-baixas
Wn=fc/fs;
[M N] = size(dados2);
[b,a] = butter(ordem,Wn);
for i=1:N
    dados2(:,i)=filter(b,a,dados2(:,i));
end
%calculo coordenadas do CoP

```

```

if h==0
    for i=1:M
        if dados2(i,3)~=0
            C(i,1)=-dados2(i,5)/dados2(i,3); %ml
            C(i,2)=dados2(i,4)/dados2(i,3); %ap
            t(i)= i/fs;
        else
            C(i,1)=-2000;
            C(i,2)=-2000;
        end
    end
else
    for i=1:M
        if dados2(i,3)~=0
            C(i,1)=((-h*dados2(i,1))-dados2(i,5))/dados2(i,3); %ml
            C(i,2)=((-h*dados2(i,2))+dados2(i,4))/dados2(i,3); %ap
            t(i)= i/fs;
        else
            C(i,1)=-2000;
            C(i,2)=-2000;
        end
    end
end

%calcula amplitudes dos deslocamentos ML e AP
desloc_ml=max(C(:,1))-min(C(:,1));
desloc_ap=max(C(:,2))-min(C(:,2));

%calcula desvios padrao ML e AP, tal como relatado em Freitas & Duarte
SDml=std(C(:,1));
SDap=std(C(:,2));

%calcula velocidades e grandezas relacionadas com elas
V(:,1)=diff(C(:,1))*fs;
V(:,2)=diff(C(:,2))*fs;
[Mv,Nv]=size(V);
t2=(1:Mv)/fs;

```

```

Vrms_ml=sqrt(dot(V(:,1),V(:,1))/Mv);
Vrms_ap=sqrt(dot(V(:,2),V(:,2))/Mv);
absVmed_ml=mean(abs(V(:,1)));
absVmed_ap=mean(abs(V(:,2)));
for i=1:(M-2)
    V_abs(i)=sqrt(V(i,1)^2+V(i,2)^2);
end
%este correspondo ao VMT do trabalho da publicacao de Freitas & Duarte
V_abs_med=mean(V_abs);
%calcula comprimento da trajetoria do CoP a partir da velocidade
D_abs=sum(V_abs)/fs;
%calcula area do CoP a partir pelo metodo descrito na publicacao
%de Freitas & Duarte
VAR=cov(detrend(C(:,2)),detrend(C(:,1)));
[vec,val]=eig(VAR);
axes=2.4478*sqrt(svd(val));
Area=pi*prod(axes);
%calculo das características espectrais da posição do CP
%calcula janela de hamming para fazer o periodograma
%n_jan=max(2^round(log2(M)),256);
%janela=hamming(n_jan);
%calcula TF do sinal do CP
%foi eliminada a componente media do sinal pois somente a oscilacao
%interessa e esta componente media ia gerar uma enorme componente
%na frequencia zero!
[PPx,freqx]=periodogram(C(:,1)-mean(C(:,1)),[],[],fs);
[PPy,freqy]=periodogram(C(:,2)-mean(C(:,2)),[],[],fs);
%obtem valor máximo e o índice correspondente
[Cx,lx]=max(PPx);
[Cy,ly]=max(PPy);
%freq(l) é a frequencia da principal componente
Fmax_ml=freqx(lx);
Fmax_ap=freqy(ly);
%calcula frequencia média

```

```

Fmean_ml=dot(freqx,PPx)/sum(PPx);
Fmean_ap=dot(frepy,PPy)/sum(PPy);
%calcula frequencia mediana
i=1;
soma=0;
S=0.5*sum(PPx);
while soma<S
    soma=soma+PPx(i);
    i=i+1;
end
Fmedian_ml=freqx(i);
i=1;
soma=0;
S=0.5*sum(PPy);
while soma<S
    soma=soma+PPy(i);
    i=i+1;
end
Fmedian_ap=frepy(i);
% plota alguns resultados
figure(1);
subplot(4,2,1); plot(t,C(:,1)*100);title('Posição medio-lateral em cm (X)'); axis
tight;
subplot(4,2,2); plot(t,C(:,2)*100);title('Posição antero-posterior em cm(Y)'); axis
tight;
subplot(4,2,3); plot(freqx,PPx);title('PSD medio-lateral (X)'); axis ([0 0.5*fc 0
max(PPx)]);
subplot(4,2,4); plot(frepy,PPy);title('PSD antero-posterior (Y)'); axis ([0 0.5*fc 0
max(PPy)]);
subplot(4,2,5); plot(C(:,1)*100,C(:,2)*100);title('Posição do CoP'); axis tight;
subplot(4,2,6); plot(V(:,1)*100,V(:,2)*100);title('Velocidade CoP'); axis tight;
subplot(4,2,7); plot(t2,V(:,1)*100);title('Velocidade medio-lateral em cm/s'); axis
tight;

```

```

subplot(4,2,8); plot(t2,V(:,2)*100);title('Velocidade antero-posterior em cm/s');
axis tight;

% salva resultados em um arquivo
% gera matriz com resultados calculados a partir das coordenadas do CoP
R(1,1)= fs;
R(2,1)= fc;
R(3,1)=ordem;
R(4,1)=M/fs;
R(5,1)=h;
R(6,1)=desloc_ml*100;
R(7,1)=desloc_ap*100;
R(8,1)=SDml*100;
R(9,1)=SDap*100;
R(10,1)=Vrms_ml*100;
R(11,1)=Vrms_ap*100;
R(12,1)=absVmed_ml*100;
R(13,1)=absVmed_ap*100;
R(14,1)=V_abs_med*100;
R(15,1)=D_abs*100;
R(16,1)=Area*10000;
R(17,1)=Fmax_ml;
R(18,1)=Fmax_ap;
R(19,1)=Fmean_ml;
R(20,1)=Fmean_ap;
R(21,1)=Fmedian_ml;
R(22,1)=Fmedian_ap;

%gera matriz das coordenadas e velocidade do CoP
COP(:,1)=t;
COP(:,2)=C(:,1);
COP(:,3)=C(:,2);
V(M,1)=0;
COP(:,4)=V(:,1);
V(M,2)=0;
COP(:,5)=V(:,2);

```

```
%grava matrizes no arquivo
p=regexp(File,'.txt');
File(p:p+3)='.xls';
xlswrite(File,R,1);
xlswrite(File,COP,2);
%grava figura no arquivo
File3=File;
File3(p:p+3)='.jpg';
saveas(1,File3);
resp=input('Tecle ENTER para continuar e qualquer outra tecla para parar.',
's');
if size(resp)==[0,0] resp='s'; end;
end
```

APÊNDICE H - ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DAS VARIÁVEIS AVALIADAS

VARIÁVEL	POSIÇÃO	N	MÉDIA	MEDIANA	MÍNIMO	MÁXIMO	DESVIO PADRÃO	VALOR DE P (PO X IC)
Amplitude_ml (cm)	PO	21	2,06	2,03	0,98	3,34	0,69	
	IC	21	3,13	2,84	1,20	10,79	2,11	0,003 ^a
	Dif (IC - PO)	21	1,07	0,62	-1,29	9,03	2,05	
Amplitude_ap (cm)	PO	21	2,12	1,89	0,73	5,26	01,08	
	IC	21	4,98	4,78	1,99	9,51	2,12	<0,001 ^b
	Dif (IC - PO)	21	2,87	2,74	-0,76	6,73	2,20	
Vrms_ml (cm/s)	PO	21	1,40	1,42	0,53	2,11	0,42	
	IC	21	3,37	2,87	1,05	7,98	1,95	<0,001 ^a
	Dif (IC - PO)	21	1,97	1,47	0,19	6,01	1,66	
Vrms_ap (cm/s)	PO	21	1,13	1,08	0,57	2,08	0,40	
	IC	21	5,22	4,80	2,03	11,11	2,42	<0,001 ^a
	Dif (IC - PO)	21	4,09	3,75	1,46	9,51	2,26	
Velocidade absoluta média (cm/s)	PO	21	1,50	1,49	0,68	2,17	0,42	
	IC	21	5,23	4,99	1,94	11,04	2,44	<0,001 ^a
	Dif (IC - PO)	21	3,73	3,37	1,27	9,32	2,18	
Distância abs (cm)	PO	21	24,78	24,17	10,11	55,95	10,30	
	IC	21	78,23	74,70	29,07	165,32	36,48	<0,001 ^a
	Dif (IC - PO)	21	53,45	44,24	18,96	139,59	33,44	
Área (cm²)	PO	21	2,61	2,30	0,50	7,70	1,63	
	IC	21	9,03	6,42	1,10	23,74	7,21	<0,001 ^a
	Dif (IC - PO)	21	6,43	3,96	-4,04	21,44	7,02	
Fmédia_ml (Hz)	PO	21	0,42	0,40	0,22	0,77	0,12	
	IC	21	0,71	0,68	0,47	1,21	0,20	<0,001 ^b
	Dif (IC - PO)	21	0,29	0,23	0,07	0,74	0,17	
Fmédia_ap (Hz)	PO	21	0,36	0,30	0,15	0,88	0,19	
	IC	21	0,69	0,64	0,50	1,06	0,15	<0,001 ^a
	Dif (IC - PO)	21	0,33	0,36	-0,27	0,54	0,20	

Quadro 4 – Estatísticas descritivas. Onde: ^a Teste não-paramétrico de Mann-Whitney, $p < 0,05$ e ^b Teste t de Student para amostras pareadas, $p < 0,05$.

Fonte: A autora

**APÊNDICE I – GRÁFICOS COM OS DADOS DA CORRELAÇÃO E VALOR DE p
DAS VARIÁVEIS AVALIADAS ONDE NÃO HOUE CORRELAÇÃO**

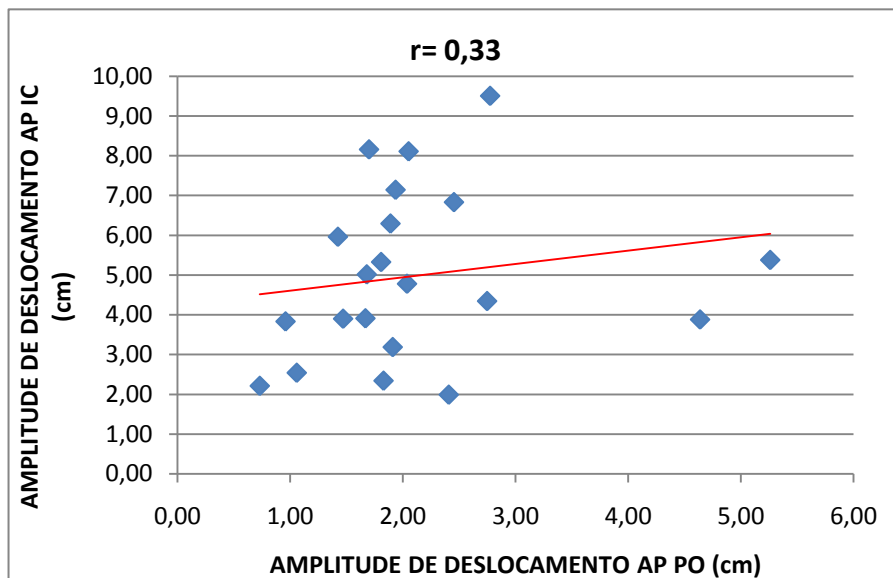


Figura 39 – Gráfico de dispersão dos pontos correspondentes a variável amplitude de deslocamento no sentido AP. Onde r é o coeficiente de correlação calculado pelo teste de Spearman.

Fonte: A autora

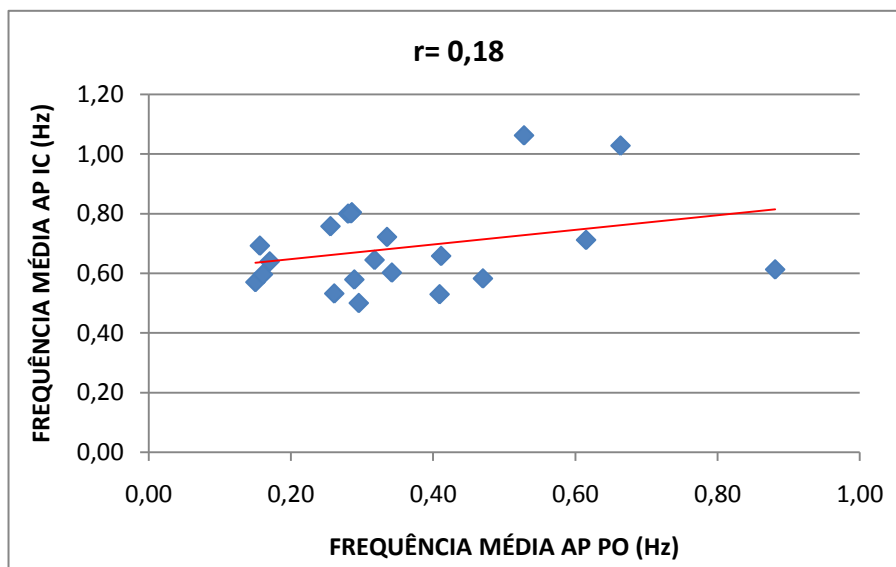


Figura 40 - Gráfico de dispersão dos pontos correspondentes a variável frequência média no sentido AP. Onde r é o coeficiente de correlação calculado pelo teste de Spearman.

Fonte: A autora

APÊNDICE J – DADOS CORRELAÇÃO DAS VARIÁVEIS AVALIADAS

VARIÁVEL	CORRELAÇÃO (r) E SIGNIFICÂNCIA
Amplitude de deslocamento ML	0,55 ^{a*}
Amplitude de deslocamento AP	0,33 ^a
VRMS AP	0,47 ^{b*}
VRMS ML	0,88 ^{a*}
Velocidade absoluta média	0,66 ^{b*}
Distância absoluta	0,68 ^{a*}
Frequência média ML	0,49 ^{b*}
Frequência média AP	0,18 ^a
Área	0,58 ^{a*}

Quadro 5 – Variáveis e correlação. Onde ^a Teste Spearman, ^b Teste Pearson e * Significância.
Fonte: A autora

ANEXO A - PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA PUC-PR



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
Núcleo de Bioética
Comitê de Ética em Pesquisa
Ciência com Consciência

PARECER CONSUBSTANCIADO DE PROTOCOLO DE PESQUISA

Parecer Nº **0002491/09**

Protocolo CEP Nº **2865**

Título do projeto **Estratégias de controle motor adotadas para a manutenção da postura invertida sobre a cabeça do hatha yoga**

Grupo **III**
 Versão **1**

Protocolo CONEP **0006.0.084.000-09**

Pesquisador responsável **Karin Tatiana Dietrichkeit**

Instituição

Objetivos

Objetivo Geral

Descrever as estratégias de controle motor adotadas para a manutenção da postura da Invertida sobre a Cabeça do Hatha Yoga (IC) e compará-las com as da Postura Ortostática (PO). Objetivos Específicos

- Descrever o movimento do centro de gravidade (CG) e do centro de pressão (CP) do indivíduo na PO e na postura IC;
- Determinar os movimentos de ângulos articulares na IC;
- Identificar a atividade eletromiográfica (EMG) da musculatura principal envolvida na manutenção de cada uma das posturas;
- Correlacionar os dados obtidos a fim de identificar diferenças e semelhanças entre as estratégias adotadas para manutenção do equilíbrio corporal nas duas posições.

Comentários

Questionar quais são as estratégias adotadas para suprir, por exemplo, a dificuldade no emprego do sistema vestibular já que a referência gravitacional está invertida. Outra questão relevante é saber qual a musculatura é mais empregada na manutenção desta postura e verificar se as estratégias assemelham-se mais a um pêndulo invertido simples ou a um duplo pêndulo invertido, por exemplo. Este tipo de investigação auxiliaria o conhecimento de mecanismos refinados de controle postural em posições consideradas exigentes, como na IC.

Considerações

Projeto com delinamentos e metodologia adequadas.

Termo de consentimento livre e esclarecido

Adequado, de acordo com os preceitos éticos.



Parecer Nº **0002491/09**

Protocolo CEP Nº **2865**

Título do projeto **Estratégias de controle motor adotadas para a manutenção da postura invertida sobre a cabeça do hatha yoga**

Grupo **III**

Protocolo CONEP **0006.0.084.000-09**

Pesquisador responsável **Karin Tatiana Dietrichkeit**

Versão **1**

Instituição

Conclusões

O projeto atende as determinações da Res. 196/96, do CNS.

Devido ao exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR, de acordo com as exigências das Resoluções Nacionais 196/96 e demais relacionadas a pesquisas envolvendo seres humanos, em reunião realizada no dia: **11/03/2009**, manifesta-se por considerar o projeto **Aprovado**.

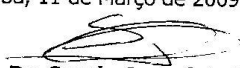
Situação Aprovado

Lembramos aos senhores pesquisadores que, no cumprimento da Resolução 196/96, o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) deverá receber relatórios anuais sobre o andamento do estudo, bem como a qualquer tempo e a critério do pesquisador nos casos de relevância, além do envio dos relatos de eventos adversos, para conhecimento deste Comitê. Salientamos ainda, a necessidade de relatório completo ao final do estudo.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP-PUCPR de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificado e as suas justificativas.

Se a pesquisa, ou parte dela for realizada em outras instituições, cabe ao pesquisador não iniciá-la antes de receber a autorização formal para a sua realização. O documento que autoriza o início da pesquisa deve ser carimbado e assinado pelo responsável da instituição e deve ser mantido em poder do pesquisador responsável, podendo ser requerido por este CEP em qualquer tempo.

Curitiba, 11 de Março de 2009.


Prof. Dr. Sergio Surugi de Siqueira
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa
PUCPR

