



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

RENATA ROSA DE CAMPOS

**CONFIABILIDADE TESTE-RETESTE DO CONTROLE
POSTURAL AVALIADO POR MEIO DA PLATAFORMA DE
FORÇA TERRESTRE E AQUÁTICA**

Londrina
2014

RENATA ROSA DE CAMPOS

**CONFIABILIDADE TESTE-RETESTE DO CONTROLE
POSTURAL AVALIADO POR MEIO DA PLATAFORMA DE
FORÇA TERRESTRE E AQUÁTICA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação (Programa Associado entre Universidade Estadual de Londrina [UEL] e Universidade Norte do Paraná [UNOPAR]), como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso

Londrina
2014

**Catálogo elaborado pela Divisão de Processos Técnicos da Biblioteca
Central da Universidade Estadual de Londrina.**

Dados Internacionais de Catalogação-na-Publicação (CIP)

C198c Campos, Renata Rosa de.
Confiabilidade teste-reteste do controle postural avaliado por meio da plataforma de força terrestre e aquática / Renata Rosa de Campos. – Londrina, 2014.
87 f. : il.

Orientador: Jefferson Rosa Cardoso.

Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação) – Universidade Estadual de Londrina, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, 2014.

Inclui bibliografia.

1. Postura humana – Teses. 2. Biomecânica – Teses. 3. Movimento – Teses. 4. Hidroterapia – Teses. 5. Fisioterapia – Teses. I. Cardoso, Jefferson Rosa. II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação. III. Universidade Norte do Paraná. IV. Título.

CDU 615.8:612.766

RENATA ROSA DE CAMPOS

**CONFIABILIDADE TESTE-RETESTE DO CONTROLE POSTURAL
AVALIADO POR MEIO DA PLATAFORMA DE FORÇA TERRESTRE E
AQUÁTICA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação (Programa Associado entre Universidade Estadual de Londrina [UEL] e Universidade Norte do Paraná [UNOPAR]), como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

BANCA EXAMINADORA

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Prof. Dr. Felipe Arruda Moura
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Prof. Dr. Silvio Antonio Garbelotti Junior
Centro Universitário São Camilo - CUSC

Londrina, 31 de Setembro de 2014.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente gostaria de agradecer a Deus por me dado mais essa oportunidade, por ter me capacitado e guiado os meus caminhos, sem Ele nada seria possível. Verdadeiramente tenho vivido o melhor de Deus em minha vida e tenho visto as suas promessas se cumprirem em mim. Que tudo seja para glória e louvor do teu nome Senhor Jesus.

Em seguida quero agradecer a uma pessoa que infelizmente não tenho mais aqui comigo, uma pessoa que sempre foi meu exemplo de caráter e bondade, meu Pai Antônio, que há alguns anos nos deixou, mas que para sempre estará presente em meu coração.

Como Deus é perfeito em tudo que faz e nunca nos abandona me deixou de presente dois anjos: minha mãe que sempre me apoiou, incentivou e que acreditou em mim. Obrigada mãe por todo seu esforço e dedicação, espero um dia poder retribuir tudo que você fez e ainda faz por mim. E minha irmã-amiga-mãe que sempre esteve ao meu lado, que acreditou e investiu em mim sem querer nada em troca, tenho muito orgulho de ter você como minha irmã, obrigada por tudo.

Ao meu namorado-noivo, Marcos Vinicius você é um presente de Deus para mim. Obrigada por todo seu amor, pelas palavras de animo, pelo incentivo, por toda a ajuda na formatação do trabalho, por aturar meus momentos de “stress”, afinal não é uma tarefa fácil ser noiva e escrever uma dissertação de mestrado, mas você foi forte e conseguiu me suportar e agora estamos quase lá. Muito obrigada por acreditar em mim, por estar sempre ao meu lado, por me apoiar e por ser esse namorado tão companheiro, carinhoso e atencioso que você é.

Ao meu orientador Jefferson Rosa Cardoso, por ter me dado essa oportunidade. Obrigada Jeff, por me aceitar em seu laboratório ainda no segundo ano da faculdade totalmente imatura, perdida, sem saber ao certo o que estava fazendo. Confesso que na primeira reunião na qual participei não entendi nada, mas o tempo foi passando as coisas começaram a fazer sentido e eu um pouco mais madura percebi que ali era o lugar que queria ficar. E foi isso que aconteceu cinco anos se passaram e eu agora mais madura do que quando entrei pela primeira vez no laboratório, te agradeço pela oportunidade e pela confiança que teve em mim, agradeço por toda ajuda, pelo conhecimento passado, por ter me apresentado esse

UNIVERSO que é a pesquisa e também pelos puxões de orelha que na hora dói, mas depois entendemos que foi para nosso bem. Você contribuiu muito para meu crescimento profissional e pessoal, por isso sou muito grata. Peço a Deus que te abençoe e que você continue sendo esse profissional capacitado que está sempre disposto a ajudar.

Aos queridos amigos do PAIFIT, muito obrigada por toda ajuda nas coletas, pelos momentos de descontração e ombro amigo, pelo companheirismo e incentivo. Em especial gostaria de agradecer ao Rodrigo, que esteve comigo desde o início das coletas, obrigada por toda ajuda e dúvidas que você me ajudou a resolver. Ao Marcelo que também ajudou muito nas coletas e nas análises. A Laís que está junto comigo nessa caminhada desde o início que vivenciei um pouco dos momentos felizes e dos momentos de desespero. A minha amiga Maria Simone que sempre me ajudou e que desde o primeiro dia em que nós conhecemos senti que ali nascia uma amizade verdadeira. E foi assim durante os quatro anos de faculdade e depois mais dois anos de mestrado. Obrigada Si, por toda ajuda, por todo apoio, pelas caronas, pelas palavras de incentivo, enfim obrigada por ser essa pessoa tão presente e tão disposta a me ajudar. Levarei você pra sempre no meu coração.

A minha querida amiga Fabi colega de faculdade e mestrado que também teve um papel fundamental na minha formação, obrigada por tudo Fá.

Gostaria de agradecer ao prof. Dr. Felipe por toda ajuda na criação da rotina e análise do sinal, muito obrigada Felipe.

A prof. Dra. Ligia que ajudou no recrutamento dos alunos e que liberou a piscina para as coletas antes e/ou depois do estágio.

Ao FINEP (Edital MCT/FINEP/AÇÃO TRANSVERSAL PRÓ-INFRA 01/2009) pela aquisição da plataforma de força de solo e à CAPES (Edital nº 024/2012 PRÓ-EQUIPAMENTOS) pela aquisição da plataforma de força subaquática e pela bolsa de estudo durante a execução do mestrado.

Ao Orlando da Carci pela ajuda na aquisição do *software*.

CAMPOS, Renata Rosa. **Confiabilidade teste-reteste do controle postural avaliado por meio da plataforma de força terrestre e aquática.** 2014. 87f. Dissertação de Mestrado Associado em Ciências da Reabilitação UEL-UNOPAR – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2014.

RESUMO

O controle postural pode ser afetado por perturbações externas e internas que agem continuamente sobre o corpo. Assim, para manter o equilíbrio durante a postura ereta o sistema de controle postural envolve a ação de diversos sistemas sensoriais como o visual, somato-sensorial e o vestibular. A biomecânica do corpo pode ser afetada, quando o mesmo encontra-se submerso em meio líquido, pois a água possui algumas propriedades como a pressão hidrostática, flutuação e a densidade que fazem com que o corpo se comporte de uma maneira diferente quando comparado a uma mesma atividade realizada em solo. Desse modo, a mecânica de fluídos pode influenciar o sistema de controle postural. O objetivo desse estudo foi realizar a confiabilidade intra-sujeitos (teste-reteste) do controle postural avaliado por meio da plataforma de força terrestre e aquática. 50 indivíduos jovens saudáveis participaram do estudo. Os testes foram realizados em quatro condições: bipodal olho aberto (BIOA), bipodal olho fechado (BIOF), unipodal olho aberto (UNIOA) e unipodal olho fechado (UNIOF) com intervalo de 48 horas entre o teste e o reteste. Os dados do centro de pressão (COP) foram coletados utilizando duas plataformas de força (terrestre e aquática) as variáveis utilizadas foram: velocidade média total do deslocamento (VMT), velocidade média do deslocamento médio lateral (VMAP), velocidade média do deslocamento ântero-posterior (VMAP), amplitude do deslocamento médio lateral (AMML), amplitude do deslocamento ântero-posterior (AMAP) e área do deslocamento. O coeficiente de correlação intraclassa (CCI), o teste de concordância de *Bland-Altman* e o erro padrão da medida (SEM) foram utilizados para avaliar a confiabilidade das medidas. Os resultados mostram confiabilidade variando de nenhuma à alta com valores de CCI em solo entre 0,23 e 0,70 para AMML e 0,78 e 0,83 para VMT e 0,33 a 0,49 e 0,40 a 0,75 para AMML e VMML respectivamente em água. A confiabilidade encontrada em solo foi melhor do que da água, contudo, independente do meio, a velocidade foi a variável mais confiável e a amplitude a variável que obteve menor confiabilidade.

Palavras-Chave: Confiabilidade. Controle postural. Centro de pressão. Plataforma de força. Hidroterapia.

CAMPOS, Renata Rosa. **Test-retest reliability of postural control evaluated on land and in the aquatic environment using force platforms.** 2014. 87p. Dissertation (Master's degree in Rehabilitation Sciences) UEL-UNOPAR – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2014

ABSTRACT

Postural control may be affected by external and internal perturbations that continually act on the body. Therefore, to maintain balance during standing, the postural control system involves the action of several sensory systems such as visual, somato-sensory and vestibular. Immersion can affect the body biomechanics since water has some properties such as hydrostatic pressure, fluctuation and density that cause the body to behave differently when compared to the same activity performed on land. Thus, fluid mechanics can influence the postural control system. The aim of this study was to test the intra-subject reliability (test-retest) of postural control on land and in the water, using force plates; 50 young subjects participated in the study. The tests were performed in four conditions: two leg stand-eyes open (TEO), two leg stand-eyes closed (TEC), one leg stand-eyes open (OEO) and one leg stand-eyes closed (OEC) with a 48-hour interval between test and retest. The center of pressure (COP) data were collected using two force plates (one on land and one in the aquatic environment) with an acquisition rate of 1000 Hz for both plates. The following variables were used: total mean velocity (TMV), mediolateral mean velocity (MMV), anteroposterior mean velocity (APMV), mediolateral amplitude (MLA), anteroposterior amplitude (APA) and area. An intraclass correlation coefficient (ICC), Bland-Altman plots and the standard error of measurement (SEM) were used to assess the reliability of data. The results showed reliability from low to high with ICC values on land between 0.23 to 0.70 for MLA and 0.78 to 0.83 for TMV and 0.33 to 0.49 and 0.40 to 0.75 for MLA and MMV in water, respectively. The reliability found on land was better than in water, however, regardless of the environment, velocity was the most reliable variable and amplitude the least reliable.

Keywords: Reliability. Postural control. Center of pressure. Force plate. Hydrotherapy.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Estratégias utilizadas para o controle da postura ereta.....	20
Figura 2 – Localização do COG na posição anatômica.....	21
Figura 3 – Representação da plataforma de força	26
Figura 4 – Representação do estatocinesiograma	26
Figura 5 – Representação do estabilograma.....	26
Figura 6 – Representação esquemática da porcentagem do peso em diferentes situações	28
Figura 7 – Plataforma de força de solo.....	47
Figura 8 – Plataforma de força aquática	47

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características da amostra	50
Tabela 2 – Variáveis derivadas do sinal do COP solo teste e reteste.....	51
Tabela 3 – Variáveis derivadas do sinal do COP água teste e reteste.	52
Tabela 4 – Confiabilidade teste reteste das variáveis do COP solo: CCI e <i>Bland-Altman</i>	53
Tabela 5 – Confiabilidade teste reteste das variáveis do COP água: CCI e <i>Bland-Altman</i>	54

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

SNC	Sistema Nervoso Central
COG	Centro de Gravidade
COP	Centro de pressão
FRS	Força de Reação do Solo
RMS	<i>Root Mean Square</i>
CCI	Coefficiente de Correlação Intraclasse
CM	Centro de Massa
S2	Segunda vértebra sacral
AP	Ântero-posterior
ML	Médio-lateral
CF	Centro de Flutuação
EIAS	Espinhas Ilíacas Anterosuperior
C7	Sétima Vértebra Cervical
DLC	Dor Lombar Crônica
BIOA	Bipodal Olho Aberto
BIOF	Bipodal Olho Fechado
UNIOA	Unipodal Olho Aberto
UNIOF	Unipodal Olho Fechado
VMT	Velocidade Média Total
VMML	Velocidade Média (Médio lateral)
VMAP	Velocidade Média (Ântero-posterior)
AMML	Amplitude (Médio lateral)
AMAP	Amplitude (Ântero-posterior)
Md	Mediana
X	Média
DP	Desvio Padrão
IC	Intervalo de Confiança
\bar{d}	Diferença da Média
DP \bar{d}	Desvio Padrão da Diferença da Média
SEM	Erro Padrão da Medida

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
2	REVISÃO DE LITERATURA - CONTEXTUALIZAÇÃO	15
2.1	CONTROLE POSTURAL	15
2.1.1	Sistema Sensoriais no Controle Postural.....	16
2.1.2	Sistema Neuromuscular no Controle Postural	18
2.2	CENTRO DE GRAVIDADE, CENTRO DE MASSA E CENTRO DE PRESSÃO	20
2.3	EQUILÍBRIO ESTÁTICO E DINÂMICO	22
2.4	POSTUROGRAFIA	23
2.4.1	Análise Posturografica	23
2.4.1	Plataforma de Força.....	25
2.5	AMBIENTE AQUÁTICO	28
2.5.1	Flutuação	28
2.5.2	Pressão Hidrostática	29
2.5.3	Viscosidade.....	29
2.5.4	Densidade Relativa	29
2.6	CONFIABILIDADE.....	30
2.6.1	Coeficiente de Correlação Intraclasse.....	31
2.6.2	<i>Bland-Altman</i>	32
2.6.3	Confiabilidade da Plataforma de Força	33
3	ARTIGO: CONFIABILIDADE DO CONTROLE POSTURAL POR MEIO DA PLATAFORMA DE FORÇA TERRESTRE E AQUÁTICA	43
	REFERÊNCIAS	35
	REFERÊNCIAS DO ARTIGO	63
	CONCLUSÃO GERAL	67

APÊNDICES	68
Apêndice A- Estatocinesigrama do deslocamento do COP	69
Apêndice B- Figuras do <i>Bland-Altman</i>	73
Apêndice C - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	77
Apêndice D- Rotina <i>Matlab</i>	78
ANEXOS	81
ANEXO A – Normas de formatação do periódico <i>Gait & Posture</i>	82

1 INTRODUÇÃO

O controle postural é compreendido como a capacidade do indivíduo assumir e manter a posição desejada durante uma atividade estática ou dinâmica¹. O termo “postura” representa o posicionamento dos segmentos corporais e a orientação destes segmentos no espaço². Perturbações externas e internas agem sobre o corpo continuamente, essas perturbações podem ser provenientes de forças da gravidade ou relativas à superfície de apoio dos pés, bem como pela realização de movimentos voluntários do próprio corpo^{3,4}. Os mecanismos envolvidos na manutenção da postura ereta são complexos, pois a postura precisa ser mantida sobre a ação de forças internas e externas, que desestabilizam o corpo e sobre uma base de suporte com uma área relativamente pequena⁵. Assim, para manter o equilíbrio durante a postura ereta o sistema de controle envolve diversos sistemas sensoriais, como o visual, o somato-sensorial e o vestibular^{6,7}. Estes sistemas atuam de forma complexa, integrada e de maneira diferenciada para cada perturbação sobre o corpo humano.

Ainda, o controle do equilíbrio postural pode ser afetado pela complexidade da tarefa, pelas condições ambientais e informações sensoriais disponíveis e pelas condições do indivíduo⁸. Um bom controle postural é necessário para realizar um movimento eficiente, contudo alterações no sistema nervoso central (SNC) podem comprometer o processamento e a integração das informações sensoriais, visuais e vestibulares, com consequente alteração no controle postural, assim a avaliação deste controle é uma ferramenta muito importante, pois tem sido relatado que alterações, como instabilidade, por exemplo, são importantes fatores de risco para quedas^{9,10}.

O método frequentemente utilizado para avaliar a estabilidade postural é a estabilografia também chamada de posturografia e o instrumento utilizado é a plataforma de força¹¹. Esse método consiste em quantificar as oscilações mecânicas produzidas pelo corpo, decorrentes dos deslocamentos do centro de gravidade (COG) e do centro de pressão (COP)¹². O COP é definido como o ponto de aplicação resultante das forças verticais que atuam na superfície de suporte, representa um resultado coletivo do sistema de controle postural e da força de gravidade; em termos simples, é o ponto de aplicação das forças de reação do solo (FRS) sobre os pés^{6,13}. Alguns estudos apontam que as variáveis derivadas do sinal do COP mais utilizadas são: velocidade e área¹³⁻¹⁶. Outros estudos utilizam além das variáveis já citadas o

RMS (*root mean square*)^{17,18}. Entretanto, de todas essas variáveis a velocidade média é que tem apresentado melhor confiabilidade^{17,19} e tem sido considerada como um bom índice da atividade requerida para avaliar a manutenção da estabilidade postural, assim quanto maior a velocidade menor a estabilidade dos indivíduos^{18,20}.

O ambiente aquático tem sido muito utilizado no tratamento de lesões e na prevenção de alterações funcionais. As propriedades específicas da água fazem com que o corpo se comporte de uma maneira diferente quando comparada a uma mesma atividade realizada em solo. Essas propriedades desempenham um papel importante na redução no suporte de peso o que leva a um menor impacto sobre as articulações, melhora da amplitude de movimento e redução da tensão muscular^{21,22}. Entre as propriedades podemos citar: o empuxo, definido como uma força que age contra a força da gravidade, está relacionado com o volume de água deslocado pelo corpo submerso, princípio conhecido de Arquimedes. A pressão hidrostática, que é diretamente proporcional à profundidade e à densidade do líquido, ou seja, quanto maior a profundidade e a densidade, maior será a pressão hidrostática exercida sobre o corpo que está submerso. E a densidade (relação de massa e volume) também precisa ser considerada, pois a densidade da água é de aproximadamente 1 kg/m^3 , enquanto do corpo humano de aproximadamente $0,90 \text{ kg/m}^3$. A flutuação do corpo humano apresenta uma relação direta com densidade relativa da água, assim o corpo com densidade superior a 1 kg/m^3 poderá afundar, todavia se o valor for inferior a 1 kg/m^3 irá flutuar como descrito por Arquimedes²²⁻²⁶. Desse modo, o corpo submerso em meio líquido está sujeito à ação de todas essas propriedades (entre outras) e isto poderá ocasionar uma mudança no sistema de ajuste postural.

Alguns estudos têm utilizado o coeficiente de correlação intraclass (*intraclass correlation coefficient* - ICC) como teste estatístico para avaliar a confiabilidade teste-reteste da plataforma de força^{27,28}. Entretanto, o CCI apresenta algumas desvantagens, por exemplo, uma grande variação entre os sujeitos que resultam em altos valores de CCI (super-estimação). Assim, tem sido relatado que o CCI pode ser complementado com cálculos que expressam unidades reais de medida como as figuras de *Bland-Altman* com limites de concordância²⁹.

Não foi encontrado na literatura estudo algum que tenha avaliado a confiabilidade teste-reteste da plataforma de força subaquática, visto a importância do meio para o tratamento de lesões e da crescente utilização do ambiente em diferentes populações. Além disso, a mecânica de fluídos da água, como já vimos, pode

influenciar a biomecânica do corpo e conseqüentemente o controle postural. Apesar, de alguns estudos já terem investigado a confiabilidade teste-reteste da plataforma de força em solo, ainda há uma inconsistência sobre quais variáveis derivadas do sinal do COP são mais confiáveis.

2 REVISÃO DE LITERATURA -CONTEXTUALIZAÇÃO

2.1 CONTROLE POSTURAL

O ser humano adota uma grande variedade de posturas durante suas atividades de vida diária, como andar, sentar, deitar e o ficar em pé. Dentre estas a postura ereta pode ser compreendida como a mais complexa, pois é regulada por vários sistemas sensoriais como os sistemas visuais, vestibulares e somato-sensoriais^{6,7,30}. Deficiências deste controle podem levar á instabilidade, quedas e lesões, assim para manter a estabilidade, que é fundamental para a vida cotidiana, o sistema de controle postural deve ser ativo continuamente³¹.

O controle ou o equilíbrio postural pode ser definido como “capacidade do ser humano em manter-se ereto e executar movimentos com o corpo sem apresentar oscilações ou quedas”³². Uma pessoa está em equilíbrio na posição em pé quando a linha de ação do vetor peso permanece dentro dos limites da base de suporte (formada pela borda externa dos pés) mantendo-se estável enquanto o sistema musculoesquelético pode acomodar as perturbações locais e retornar a uma posição de equilíbrio³³. O equilíbrio do corpo depende das forças e dos momentos de força (torques) aplicados sobre ele. Um corpo está em equilíbrio mecânico quando a somatória de todas as forças (F) e momentos de força (M) que agem sobre ele é igual á zero ($\Sigma F=0$ e $M=0$). Essas forças podem ser classificadas em forças externas e internas. Entre as forças externas mais comuns estão a força da gravidade e a força de reação do solo que, durante a postura ereta, atua sobre os pés. Já as forças internas podem advir das perturbações fisiológicas, por exemplo, o batimento cardíaco e a respiração ou ainda as perturbações geradas pela ativação dos músculos responsáveis pela manutenção da postura e pela realização dos movimentos. Todas essas forças trabalham continuamente sobre o corpo humano em torno do centro de gravidade (COG). Desse modo, o corpo nunca está em uma condição de total equilíbrio, pois as forças que agem sobre ele são nulas apenas momentaneamente fazendo com que o corpo permaneça em constante desequilíbrio. Entretanto, em condições normais as forças e os momentos de força na postura ereta são mínimas, o que leva o corpo a sofrer pequenas oscilações^{8,11}.

O controle postural tem uma função antigravitacional e também uma função auxiliar dos mecanismos de percepção e ação do movimento, tendo em vista

sua aplicação em cada segmento corporal, permitindo que a postura se mantenha estável durante a execução de um movimento em alguma parte do corpo. A partir das informações sensoriais sobre a postura, há formação de um quadro de referência do corpo, ou seja, um mapa detalhado da posição de cada segmento do corpo no espaço para auxiliar a percepção do ambiente e o planejamento do movimento do corpo³⁴.

De acordo, com Horak & Macpherson³⁰, o controle postural possui dois objetivos comportamentais: a orientação e o equilíbrio postural. A orientação se refere ao posicionamento e ao alinhamento dos segmentos corporais uns em relação aos outros e em relação ao ambiente. O equilíbrio postural por sua vez, está ligado ao controle das forças externas e internas que agem acelerando o corpo e conseqüentemente alterando o alinhamento afastando-o da posição desejada. Rothwell *et al.*³⁵ descreveram as funções do controle postural como: (1) suporte, (2) estabilidade e (3) equilíbrio. A função suporte dos segmentos corporais tem como característica principal o controle da atividade muscular para suportar o peso do corpo contra a ação da gravidade. A estabilidade deve suportar e manter estável o resto do corpo quando algumas partes ou segmentos realizam um determinado movimento. E a função equilíbrio (3) deve manter o corpo sobre sua base de suporte, principalmente na postura ereta.

2.1.1 Sistema Sensoriais no Controle Postural

O sistema sensorial fornece informações sobre a posição dos segmentos corporais em relação aos outros segmentos e ao ambiente¹¹ sendo o primeiro contato recebido pelo corpo proveniente do ambiente externo e é a partir daí que se inicia o processo de manutenção do equilíbrio³⁴⁻³⁶. Assim, a manutenção do controle postural requer a interação de vários sistemas sensoriais como o visual, vestibular e o sistema somato-sensorial³⁷⁻³⁹.

O sistema visual apresenta uma importante contribuição na manutenção do controle postural principalmente em relação à oscilação corporal e é considerado, entre os sistemas sensoriais, o mais complexo³⁹. Seu funcionamento envolve várias estruturas e mecanismos, as informações são obtidas por meio da refração da luz proveniente do ambiente externo. A luz então entra na córnea em seguida é projetada para a retina e transformada pelos fotorreceptores em sinais elétricos. A partir daí essas informações são enviadas pelo nervo óptico para centros

superiores do SNC onde serão processadas^{40,41}. Estudos demonstram que a oscilação corporal aumenta quando a informação visual é suprimida, sendo assim, o sistema visual atua como uma fonte de informação sensorial proporcionando um melhor desempenho no controle postural⁴². Porém, apesar de contribuir para melhor desempenho da postura, o sistema visual não é indispensável, pois é possível manter o equilíbrio com os olhos fechados, uma vez que informações de outros sistemas são enviadas ao SNC para manter o corpo na posição desejada^{36,43}. Assim, quantificar a importância do sistema visual é extremamente difícil, pois o sistema global é tão adaptável que um indivíduo sem visão mantém bem seu equilíbrio com uma pequena perda de precisão⁴⁴.

O sistema vestibular por sua vez é sensível às acelerações angulares e lineares e se baseia em estímulos provenientes do aparelho vestibular, localizado no ouvido interno, constituído pelos canais semicirculares sensíveis à aceleração angular e pelos órgãos otólitos, formados pelo utrículo e sáculo, sensíveis a aceleração linear da cabeça. Estas estruturas possuem receptores denominados de células ciliadas vestibulares, que são inervadas por terminais periféricos de neurônios sensoriais bipolares, que quando excitados, devido a movimentos da cabeça, enviam impulsos nervosos por meio do oitavo nervo craniano ao núcleo vestibular, localizado no tronco cerebral e para o cerebelo⁴⁵. O sinal do otólito é a combinação de todas as acelerações lineares que agem sobre a cabeça, incluindo a aceleração constante da gravidade. Assim sendo, os otólitos são estimulados com os movimentos da cabeça com respeito à gravidade. Os canais semicirculares trabalham como acelerômetros angulares sendo sensíveis às altas frequências de movimentos da cabeça, assim como os otólitos. O sistema vestibular então é caracterizado como um sistema sensorial e motor, sendo que na sua função sensorial atua fornecendo informações sobre a posição e os movimentos da cabeça e a direção da gravidade e os aspectos motores envolvem a estabilização da cabeça durante os movimentos posturais e o controle do centro de massa em posições estáticas e dinâmica⁴⁶. A ausência ou a falha da informação vestibular pode alterar o controle postural, pois para manter a postura ereta o controle postural seleciona algumas estratégias que dependem das informações obtidas por meio do sistema vestibular^{45,46}.

Já, o sistema somato-sensorial possui receptores espalhados por todo o corpo humano o que auxilia na orientação espacial e no equilíbrio postural, pois permite determinar o posicionamento e o relacionamento entre os segmentos

corporais. Estes receptores respondem a diferentes tipos de estímulos como toque, temperatura, posição do corpo e dor e o SNC é responsável por interpretar atividade desses receptores e utilizá-los para gerar percepções coerentes com a realidade^{48,49}. Os receptores responsáveis pelo sistema somato-sensorial são: a) fusos musculares e os órgãos tendinosos de Golgi (sensíveis a alterações no comprimento e na tensão da fibra muscular) b) receptores articulares (sensíveis ao movimento e tensão das articulações) c) mecanorreceptores cutâneos que incluem corpúsculos de Pacini (sensíveis à vibração), corpúsculos de Meissner (sensíveis ao toque e a vibração leve), discos de Merkel (sensíveis à pressão local) e terminações de Ruffini (sensíveis ao alongamento da pele)⁴³. Os receptores sensoriais trabalham anulando informações ambíguas e fornecendo respostas decisivas para o controle da postura, principalmente quando a posição ereta for perturbada⁴⁷.

2.1.2 Sistema Neuromuscular no Controle Postural

O sistema motor é responsável pela ativação correta dos músculos para realização dos movimentos e o SNC integra informações provenientes do sistema sensorial e envia os impulsos aos músculos que são responsáveis por gerar as respostas neuromusculares^{8,11}. O controle ativo dos músculos por parte do SNC é necessário para a manutenção da posição e orientação corporal, pois o corpo humano, mantido em postura ereta, é um sistema multsegmentar instável. Assim, muitas variáveis são controladas dinamicamente, desde variáveis mais simples como a força e o comprimento muscular, até as mais complexas como a orientação dos segmentos e a posição do CM³⁰. As respostas neuromusculares são necessárias para garantir que em determinada postura, a projeção vertical CM do corpo seja mantida dentro da base de apoio permitindo uma estabilidade.

Durante a postura ereta, o corpo pode apresentar certa oscilação, quando o sistema sensorial detecta essa oscilação para frente, por exemplo, ocorre a ativação da musculatura posterior voltando o corpo a posição inicial. Consequentemente, quando o corpo é deslocado para trás, o sistema sensorial também percebe essa alteração ativando os músculos anteriores, repetindo o mesmo processo. Esse processo é conhecido como ciclo percepção-ação, ou seja, é o acoplamento entre o que é percebido e a ação motora executada⁴⁸.

O relacionamento eficiente entre a informação sensorial, a seleção de estratégias e a ativação dos músculos que controlam o equilíbrio é o que determina o desempenho positivo do sistema de controle postural³². Algumas estratégias motoras podem ser utilizadas para manter o corpo em equilíbrio na postura ereta (Figura 1). Essas estratégias são classificadas, de acordo com o padrão de ativação muscular e com o movimento postural sendo denominadas: estratégia do tornozelo, quadril e passo. A estratégia do tornozelo é conhecida como aquela em que o CM é reposicionado, exercendo torques ao redor da articulação do tornozelo, a musculatura plantiflexora e dorsiflexora é ativada para controlar o movimento do pêndulo invertido^{6,49}. Esta estratégia busca manter ou alcançar uma posição estável do CM e manter o alinhamento do corpo por meio de movimentos corporais realizados principalmente sobre a articulação do tornozelo, mantendo o corpo rígido com uma movimentação mínima das articulações do joelho e quadril, estratégia utilizada nos casos de pequenas perturbações⁵⁰. Movimentos do tronco também podem ser utilizados como uma estratégia para recuperar o equilíbrio, ocorrendo em resposta a perturbações maiores e mais rápidas ou quando a produção de torque no tornozelo é limitada a essa estratégia denomina-se estratégia de quadril, pois a ação principal para deslocar o centro de massa está no quadril, ocorrendo uma flexão do mesmo para mover o CM posteriormente e extensão para mover o CM anteriormente⁵⁰. Ainda, quando à estratégia do tornozelo e do quadril for inadequada uma terceira estratégia pode ser utilizada, essa é conhecida como estratégia do passo para perturbações grandes e rápidas que deslocam o CM para fora da base de suporte, onde as estratégias de quadril e tornozelo não são capazes de restaurar a posição do CM. Essa estratégia realinha a base de apoio com passos rápidos ou tropeços, para uma nova posição do centro de gravidade, ou seja, consiste em dar um passo à frente ou atrás, aumentando assim área da base de suporte^{46, 51}.

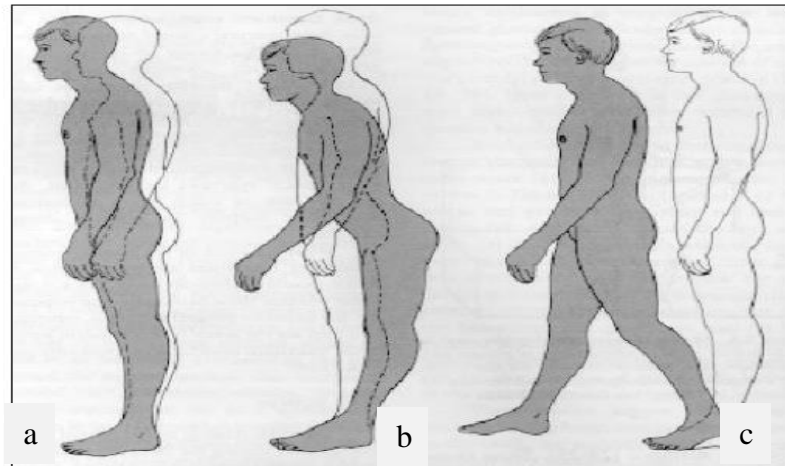


Figura 1: Estratégias posturais utilizadas para o controle da postura ereta: (a) estratégia do tornozelo (b) estratégia do quadril e (c) estratégia do passo. (Fonte: Shummway-cook & Woollacott, 1995)⁵¹.

De modo geral, as informações sensoriais, a complexidade da tarefa e o ambiente em que se encontra é o que irá determinar se será utilizado uma estratégia postural ou o conjunto delas para a manutenção do equilíbrio na postura ereta⁵². Assim, em tarefas e contextos mais simples a estratégia de tornozelo é a mais requisitada, entretanto quando a superfície de suporte é alterada ou quando o indivíduo permanece sobre uma superfície deformável o sistema de controle postural tem preferência para o uso da estratégia do quadril^{53,54}. Ainda, alguns estudos têm sugerido que uma estratégia mista tornozelo-quadril, ao invés de uma estratégia pura de tornozelo ou quadril, seria usada para corrigir perturbações posturais de qualquer magnitude se o objetivo principal for o mínimo esforço neural⁵⁴.

2.2. CENTRO DE GRAVIDADE, CENTRO DE MASSA E CENTRO DE PRESSÃO

Avaliação da postura humana em pé pode ser classificada em três diferentes grupos: avaliação dos segmentos do corpo durante a postura ereta, avaliação da atividade muscular necessária para manter o equilíbrio postural e avaliação do deslocamento do CM e do COP⁵⁵. O vetor peso corporal se origina em um ponto denominado centro de gravidade (COG), onde todos os segmentos corporais estão distribuídos uniformemente. O COG é definido como o ponto de aplicação da força gravitacional resultante sobre o corpo e pode ser calculado a partir da média

ponderada dos COG de cada segmento do corpo em uma dada posição.^{56,57} (Figura 2).

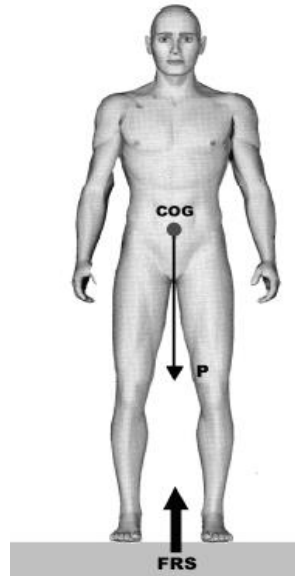


Figura 2: Localização do COG na posição anatômica. P= Peso Corporal. FRS= Força de Reação do Solo. (Fonte: Achour, 2006)⁵⁷.

Quando o corpo se inclina para frente o COG pode-se localizar fora do corpo e nessa nova situação o corpo estará mais instável e tende a cair. Para que o corpo se mantenha estável, a projeção do COG no plano horizontal deverá permanecer dentro da sua base de suporte⁵⁷.

O centro de massa (CM) é o ponto no qual toda a massa do corpo está equilibrada e onde se encontra a resultante de todas as forças externas que agem sobre o corpo^{6,30}. Tendo em vista que todos os elementos da massa do corpo sofrem a ação da mesma força de gravidade (nas situações do cotidiano), o CM é idêntico ao COG, isto é, o ponto em torno do qual o peso está distribuído e todas as direções⁶. Todavia, na água o corpo apresenta dois centros, o centro de gravidade e o centro de flutuação, que está sujeito à ação do empuxo que age contra a gravidade. O corpo está em equilíbrio, em ambiente aquático, quando estes dois centros estão na mesma linha vertical (alinhados). A flutuação faz com que ocorra uma redução do peso corporal, com conseqüente elevação do COG, assim a parte do corpo que está acima da lâmina da água sofre uma maior ação da gravidade, enquanto que a parte emersa

está sofre pouca ação o que poderá ocasionar uma maior instabilidade quando comparado ao ambiente terrestre.

Já, o COP é o ponto de aplicação resultante das forças verticais, atuando na superfície de suporte, representa um resultado coletivo das tentativas do sistema de controle postural em manter o equilíbrio corporal contra a força da gravidade⁶. A oscilação do COG é a grandeza que realmente indica o balanço do corpo e a grandeza COP representa a resposta neuromuscular ao balanço do COG. Estas duas grandezas expressam conceitos diferentes, mas em situações específicas, como na postura ereta estática, podem apresentar significados semelhantes. Diferenças entre o COG e o COP são relacionadas à aceleração do corpo e, quanto menores as frequências de oscilação do corpo, menores serão as diferenças entre essas duas grandezas^{11,58}.

2.3 EQUILÍBRIO ESTÁTICO E DINÂMICO

O desempenho do sistema postural pode ser estimado por meio da quantificação da oscilação do corpo durante a postura ereta em duas condições, condição estática na qual os sujeitos ficam parados sobre uma superfície plana podendo estar com os olhos abertos ou fechados. Os movimentos estabilizadores espontâneos são registrados por meio da trajetória do COP. E a condição dinâmica, onde a postura é perturbada por meio de diferentes estímulos, a fim de avaliar a contribuição relativa dos canais visuais, vestibulares e somato-sensoriais em manter a postura inicial⁵⁹.

Essas duas técnicas, abordam diferentes aspectos do sistema de controle da postura e produzem informações independentes⁶⁰. As principais diferenças encontradas estão no fato de que no estático, a maioria dos canais sensoriais é ativada perto ou abaixo do limiar fisiológico^{61,62}, com exceção dos receptores cutâneos plantares, pois os flexores plantares desempenham papel fundamental exercendo um torque na articulação do tornozelo para manter o posicionamento do CM^{63,64}. Portanto, a atividade dos flexores plantares está correlacionada com a oscilação do corpo. Assim, o controle neural dos músculos plantares é essencial no controle da oscilação⁶⁵.

Já na condição dinâmica todos os canais sensoriais são ativados acima do limiar com fortes ações reflexas. Além disso, na condição estática a principal fonte

de perturbação é interna e previsível e, portanto, o sistema de controle pode contar com alguns tipos de modelo interno de antecipação, no caso dinâmico a perturbação é geralmente imprevisível e a resposta é essencialmente um conjunto de reflexos⁶⁷. A comparação entre a posturografia estática e dinâmica já foi discutida por alguns autores Furman *et al.*⁵⁸, Baloh *et al.*⁶⁵ e Horak *et al.*⁶⁶. Os mesmos concluíram que nem a estática nem a dinâmica é apropriada para descrever a posição natural, uma vez que a primeira não permite alterações posturais e a segunda utiliza perturbações externas⁶⁷. Apesar de não ser um método que quantifica diretamente as alterações posturais em condições normais e sim forçadas, a posturografia tem sido bastante estudada uma vez que a avaliação da oscilação postural é de interesse para várias áreas do conhecimento como na fisioterapia, gerontologia, neurologia, biomecânica, controle motor e em outras áreas³⁰.

2.4. POSTUROGRAFIA

A posturografia também chamada de estabilografia é a técnica utilizada para medir a oscilação do centro de pressão do corpo ou de uma variável associada a essa oscilação. Embora, a posturografia seja muito utilizada em laboratórios para estudos do controle postural, ela não é restrita a eles, pois clínicas de fisioterapia e clubes esportivos também têm utilizado este equipamento^{8,11}. Segundo Duarte *et al.*⁶⁸ a estabilometria se refere a medida da posição do COP durante a postura ereta, tendo em vista que o corpo nunca está em uma condição de total equilíbrio, pois as forças que atuam sobre ele são nulas apenas momentaneamente.

2.4.1 Análise Posturográfica

Muitos métodos de parametrização da posturografia foram propostos ao longo dos anos⁶⁹. Em geral, podemos distinguir duas categorias: parâmetros globais e estruturais. Os parâmetros globais estimam o “tamanho” dos padrões de oscilação do COP, podendo ser realizado no domínio do tempo ou no domínio da frequência e os parâmetros estruturais que tentam decompor os padrões de oscilação e as relaciona aos processos de controle motor^{11, 59}.

Entre os parâmetros globais considerados como parâmetros clássicos e mais comumente encontrados na literatura estão:

- a) Deslocamento total: calculado pelo deslocamento do COP ao longo do tempo nas direções AP e ML. Representa o tamanho ou o comprimento da trajetória do COP sobre a base de suporte.
- b) Área de oscilação: calculada pela integração da área de oscilação do COP nas duas direções (AP e ML) em relação ao ponto de referência. Estima a dispersão dos dados do COP pelo cálculo da área do estabilograma. Uma das maneiras mais comuns de se calcular a área é por meio do método estatístico de análise dos componentes principais. Onde, é possível o cálculo de uma elipse que engloba uma determinada porcentagem (95%) dos dados do COP, sendo que os dois eixos da elipse são calculados a partir das medidas de dispersão dos sinais do COP.
- c) Amplitude de oscilação AP e ML: representa a distância entre o deslocamento máximo e mínimo do COP nas direções AP e ML.
- d) Velocidade média total: calculada a partir do deslocamento da oscilação total do COP nas duas direções (AP e ML) dividido pelo tempo total da tentativa. Determina quão rápido foram os deslocamentos do COP.
- e) Velocidade média AP e ML: calculada por meio da oscilação do corpo. Determina qual rápido foram os deslocamentos do COP nas duas direções.

O domínio da frequência, por sua vez, utiliza o método (transformada de Fourier), que possibilita a decomposição de um sinal em diferentes amplitudes, frequências e fases. Esse processo é chamado de análise espectral e o resultado da análise é referido como espectro do sinal original^{11,59}.

Para este estudo foram escolhidos os seguintes parâmetros do COP: velocidade média total e a velocidade nas direções AP e ML que representam quão rápidos foram os deslocamentos nas duas direções e em cada direção respectivamente, amplitude nas direções AP e ML que representa a distância entre o deslocamento máximo e mínimo do COP em cada direção e a área que representa o deslocamento do COP dentro da elipse.

2.4.2 Plataforma de Força

Antes de 1950 a oscilação postural era estudada observando-se a oscilação da cabeça, a este método deu-se o nome de ataxiografia. Entretanto, com a evolução das técnicas para desenvolver equipamentos capazes de traduzir o resultado de diversas tarefas complexas exercidas pelo corpo humano, a plataforma de força mostrou ser uma ferramenta adequada para as medidas de fenômenos antes só observados de forma qualitativa, assim a ataxiografia foi sendo esquecida e a avaliação das forças de reação do solo e o deslocamento do COP se tornou a abordagem dominante, sendo avaliado por meio da plataforma de força^{11,67}. Desse modo, o desenvolvimento tecnológico das plataformas de força e o avanço em processamento de sinais têm permitido o registro estabilométrico de forma automática, com melhor quantificação de parâmetros, melhor resolução e precisão durante o processamento de dados e têm possibilitado uma melhora da análise da postura⁶⁸.

A plataforma de força permite a avaliação da força de ação/reação exercida pelos pés sobre uma superfície de contato e o seu respectivo torque. A tarefa mais comum usada na avaliação do controle postural consiste em posicionar o participante em pé sobre a plataforma de força pedindo para que o mesmo mantenha postura ereta quieta e fixe o olhar em um ponto, podendo ser realizado teste com os olhos abertos ou fechados, bipodal ou unipodal, em superfície instável como espuma ou rígida. O deslocamento do COP é então medido e analisado para assim quantificar a oscilação postural⁶⁷. Os parâmetros do COP obtidos a partir de uma plataforma de força podem fornecer informações específicas quanto ao controle neuromuscular e quanto às estratégias utilizadas para manter o equilíbrio em diferentes populações⁶⁹⁻⁷⁴.

Em geral, a plataforma de força consiste em uma placa sob a qual alguns sensores de força do tipo célula de carga ou cristal piezoelétrico estão arranjados para medir os três componentes da força, F_x , F_y e F_z (x , y e z nas direções ântero-posterior, médio-lateral e vertical, respectivamente), e os três componentes do momento de força (ou torque), M_x , M_y e M_z , agindo sobre a plataforma (Figura 4)¹¹.

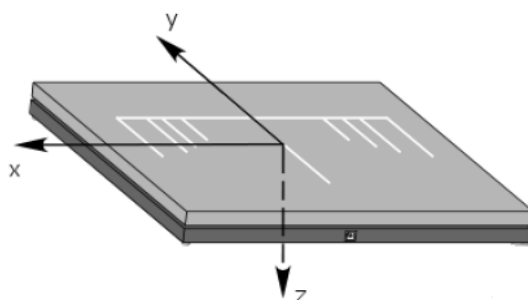


Figura 3: Representação de uma plataforma de força. (Fonte: Manual Bertec)⁷⁵.

Por medir seis grandezas físicas, essas plataformas são geralmente referidas como plataformas de seis componentes. Os dados do COP referem-se a uma medida de posição definida por duas coordenadas na superfície da plataforma de acordo com a orientação do avaliado. Os dados adquiridos do COP podem ser visualizados por um estatocinesigrama e pelo estabilograma. O estatocinesigrama é o mapa do deslocamento do COP no plano sagital na direção ântero-posterior (ap) em relação ao deslocamento do COP no plano frontal na direção médio-lateral (ml), já o estabilograma consiste na série temporal do COP em cada uma das direções: ap e ml (Figura 5)¹¹.

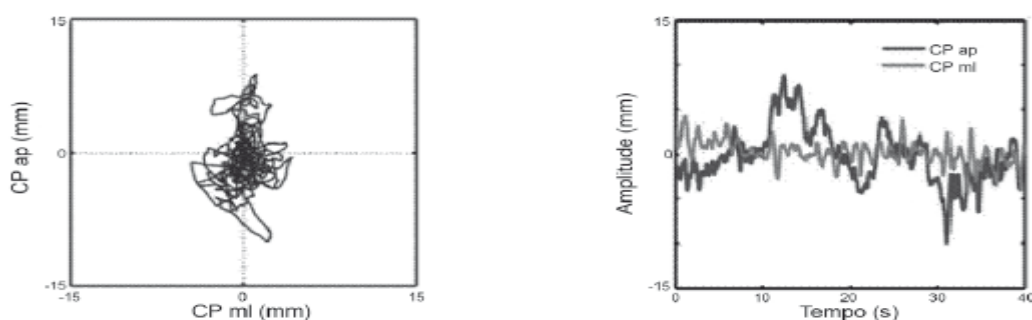


Figura 4 e 5: Representação do estatocinesigrama e do estabilograma. (Fonte: Duarte *et al.*, 2010)¹¹.

De modo geral, a plataforma de força é o instrumento mais utilizado para avaliar o controle postural e a velocidade do deslocamento do COP é a variável mais comumente medida e a mais confiável^{15,17,76}. Contudo, não há um consenso sobre quais as variáveis derivadas do sinal do COP devem ser utilizadas para avaliação da oscilação postural^{77,78}. Assim, diferentes medidas veem sendo utilizadas.

Geurts *et al.*¹⁸ avaliaram a variabilidade intra sujeitos de alguns parâmetros do COP (RMS, frequência mediana e velocidade) os autores concluíram que todos os componentes do COP, avaliados durante a condição bipodal, apresentaram grande variabilidade nos resultados entre o teste e reteste. Todavia, o RMS e a velocidade foram as medidas que mais se apresentaram estáveis durante os testes. Gangloff *et al.*¹⁴, por sua vez, consideram como parâmetros mais avaliados a velocidade e a área. Entretanto, Doyle *et al.*⁷⁹ relataram que a velocidade média e a área apresentaram índices de menor e maior confiabilidade, respectivamente. Ruhe *et al.*¹³ em uma revisão sistemática apontaram que a velocidade média é uma das medidas mais utilizadas, apesar de apresentar algumas limitações, obteve valores de confiabilidade aceitáveis, sendo considerado o parâmetro do COP mais confiável.

Essas diferenças encontradas nos resultados podem ser devidas principalmente à falta de padronização no método de avaliação em relação ao tempo (10-120 segundos), número de repetições (3-9 repetições) e a frequência de aquisição dos dados (10-100 Hz)¹¹.

2.5 AMBIENTE AQUÁTICO

O meio aquático apresenta algumas propriedades que fazem com que o corpo se comporte de uma maneira diferente quando comparada a uma mesma atividade realizada no solo. Por utilizar os efeitos físicos, fisiológicos e cinesiológicos advindos da imersão do corpo em piscina aquecida a fisioterapia aquática pode ser considerada como tratamento das alterações funcionais. As propriedades físicas e o aquecimento da água desempenham um papel importante na melhora da amplitude de movimento das articulações, na redução da tensão muscular, redução no suporte de peso levando a um menor impacto sobre as articulações e relaxamento muscular²². Assim, entender as propriedades do meio líquido ou a mecânica de fluidos, é de fundamental importância para compreender os achados deste estudo, pois todos estes fatores podem influenciar a biomecânica do corpo e conseqüentemente o controle postural. O meio aquático é uma modalidade terapêutica que vêm sendo cada vez mais utilizada em diversas populações como idosos, crianças, gestantes e em casos de alterações osteomiarticulares e neurológicas por se tratar de um meio “seguro”, devido às propriedades próprias do meio e por apresentar algumas vantagens em relação ao solo como a menor descarga de peso nas articulações, garantida por meio da flutuação.

Contudo, ainda não se sabe como o sistema de controle motor se comporta dentro desse ambiente.

2.5.1 Flutuação

Quando um corpo está completamente ou parcialmente imerso em um meio líquido, ele sofre empuxo, que age contra a gravidade e está relacionado com o volume de água deslocado pelo corpo submerso, princípio conhecido como flutuação. Assim, um corpo em meio aquático está sendo submetido a duas forças que atuam de maneira oposta: a força da gravidade e a força de flutuação. O corpo é mantido em equilíbrio quando o CF e o COG estão na mesma linha vertical e o peso do corpo flutuante iguala-se ao peso do líquido deslocado. Porém, se os centros não estiverem na mesma linha, as forças atuando sobre o corpo farão o mesmo girar até atingir uma posição de equilíbrio estável. A flutuação ainda determina a porcentagem de descarga de peso corporal, que varia conforme a profundidade na qual o indivíduo se encontra, ou seja, quanto maior a profundidade menor será a descarga de peso nas articulações, assim porcentagem do peso corporal de um corpo imerso na água com a lâmina na altura do processo xifoide varia de 50 a 75%²² (Figura 6).

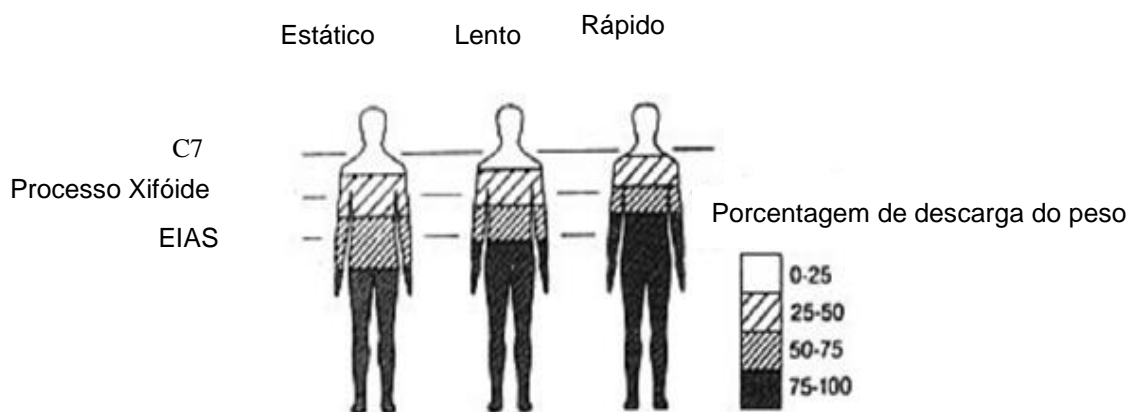


Figura 6: Representação esquemática da porcentagem de aplicação do peso em diferentes situações. (Fonte: Harrison & Bulstrode - 1992)²³.

2.5.2 Pressão Hidrostática

A pressão hidrostática também pode contribuir para mudanças no controle postural, de acordo com a lei de Pascal, todo corpo imerso em meio líquido, receberá uma pressão sobre todas as áreas da superfície do corpo, esta pressão é denominada de pressão hidrostática, sendo, diretamente proporcional à profundidade e à densidade do líquido, ou seja, quanto maior a profundidade e a densidade, maior será a pressão hidrostática exercida sobre o corpo que está submerso²⁴. Dessa forma, durante o repouso em uma determinada profundidade, o líquido exercerá uma pressão em todas as superfícies de um corpo submerso⁸⁰. Assim, para sustentar o peso de uma pessoa parada na posição vertical na água, a pressão sob a extremidade inferior (base) dessa pessoa é maior do que na extremidade superior (ápice)^{80,81}.

2.5.3 Viscosidade

A viscosidade pode ser definida como a resistência que um fluido oferece à realização de um movimento. Segundo Ruoti *et al.*²⁴, a viscosidade é a propriedade do líquido que se refere à magnitude do atrito interno do líquido e a temperatura ambiente. A força necessária para a realização do movimento é proporcional ao número de moléculas movimentadas e à velocidade do movimento. O coeficiente de viscosidade mostra que, quanto mais viscoso um líquido, maior será a força necessária para se criar um movimento, quando imerso neste líquido²⁵.

2.5.4 Densidade Relativa

Outra propriedade física da água que pode interferir na biomecânica do corpo é a densidade relativa da água que se refere à capacidade do corpo flutuar. A densidade da água possui o valor de $1,0 \text{ kg/m}^3$ e a de um corpo humano de aproximadamente $0,90 \text{ kg/m}^3$, entretanto esse valor pode variar de acordo com a porcentagem de gordura corporal presente, pois a massa corporal magra (ossos, músculos, tecido conjuntivo e órgãos) apresenta densidade de aproximadamente $1,1 \text{ kg/m}^3$, enquanto a massa gorda tem uma densidade de aproximadamente $0,90 \text{ kg/m}^3$. Assim, pessoas com maior porcentagem de gordura corporal como idosos e bebês podem apresentar maior facilidade de flutuação quando comparados a indivíduos com

menores índices de massa corporal^{21,25}. Em outras palavras se o valor do corpo for maior que $1,0 \text{ kg/m}^3$ ele poderá afundar e se o valor for menor que $1,0 \text{ kg/m}^3$ poderá flutuar. A densidade relativa e a flutuação estão diretamente relacionadas^{25,26}.

2.6 CONFIABILIDADE

Todo processo de avaliação pode conter erros e esses podem originar-se no avaliador, no instrumento ou método, ou mesmo em alguma circunstância que afete o momento da medida. Esses fatores somados à variabilidade do indivíduo estudado, além da possibilidade de eventos desconhecidos que acrescenta mais erro à medida pode influenciar o resultado final dos dados. Assim, estudos de confiabilidade na área da fisioterapia, biomecânica ou controle motor são necessários para garantir que o erro envolvido na medida seja pequeno o suficiente para detectar mudanças reais no que está sendo medido⁸². A confiabilidade de um instrumento para coleta de dados é determinada por meio da constância dos resultados, ou seja, a confiabilidade de uma medida é a confiança que a mesma inspira e a reprodutibilidade de um equipamento ou teste informa sobre sua consistência e, assim, permite o uso seguro dos dados coletados tanto na prática clínica quanto na área da pesquisa⁸³.

Segundo Cozby *et al.*⁸⁴ a confiabilidade de um instrumento de medida se refere ao grau em que sua repetida aplicação, ao mesmo sujeito ou objeto, produz resultados iguais. De um modo geral, uma medida fidedigna é consistente e precisa porque fornece uma medida estável da variável, assim sendo a confiabilidade refere-se à consistência ou estabilidade. Então, uma medida confiável produzirá os mesmos resultados em sucessivas aplicações sobre um mesmo sujeito ou objeto⁸⁵. Uma das técnicas mais utilizadas para avaliar a confiabilidade de um instrumento de medida é a técnica do teste-reteste, onde o teste é aplicado duas vezes com um intervalo de tempo entre as aplicações que pode ser de minutos, horas, dias ou meses. Se os resultados das duas aplicações forem semelhantes o instrumento pode ser considerado confiável⁸³.

O período de tempo entre os testes pode comprometer a confiabilidade da medida, uma vez que um tempo longo demais favorece a aquisição de novas aprendizagens, todavia se o tempo for muito curto, os resultados podem ser influenciados pelo efeito da memória. Assim, o intervalo de tempo entre o teste e o reteste deve ser considerado cuidadosamente, sendo longo o suficiente para evitar a

fadiga, a aprendizagem ou efeitos da memória e curto o suficiente para evitar mudanças na variável medida. O critério importante que deve ser levado em consideração para escolha do intervalo apropriado entre as medidas é a estabilidade da variável e o instrumento de teste⁸³. Para variáveis do COP não há um acordo sobre qual o melhor período de tempo a ser utilizados entre as avaliações; estudos utilizam intervalos desde minutos a dias. Benvenuti *et al.*⁸⁶ usaram o ICC para avaliar a confiabilidade em curto prazo (quatro horas entre os testes) e em longo prazo (uma semana entre os testes). Os resultados mostraram maiores valores de ICC em curto prazo. Lin *et al.*⁸⁷ também encontraram que a confiabilidade realizada no mesmo dia é melhor do que entre dias. A confiabilidade teste-reteste é então usada para confirmar se o instrumento é capaz de medir a variável com consistência⁸³.

A análise estatística vai depender do comportamento das variáveis, assim quando as variáveis analisadas comportam-se de maneira nominal frequentemente usa-se o teste Kappa⁸². Porém quando as variáveis são contínuas, ainda não há consenso na literatura sobre os testes utilizados; há a indicação de que sejam utilizados testes que abordem a confiabilidade relativa, ou seja, o grau em que os participantes mantêm sua posição na amostra ao longo de medidas repetidas, assim como a confiabilidade absoluta, que indica o grau em que medidas repetidas variam para os participantes^{82,88}.

2.6.1 Coeficiente de Correlação Intraclasse

Entre os testes que medem a confiabilidade relativa o Coeficiente de Correlação Intraclasse (*Intraclass correlation coefficient* - ICC) é uma das ferramentas estatísticas mais utilizadas. O CCI é adequado para medir a homogeneidade de duas ou mais medidas e é interpretado como a proporção da variabilidade total atribuída ao objeto medido⁸⁹. Como os outros coeficientes de confiabilidade o CCI varia de 0 a 1, contudo não existe um padrão aceitável para a reprodutibilidade, valores próximo de um representam uma maior confiabilidade. Chinn *et al.*⁹⁰ recomendam que qualquer medida deve ter um CCI de pelo menos 0.6 para ser útil^{88,90}. A Classificação de Munro's para coeficientes de confiabilidade considera de 0,00 a 0,25 como pouca ou nenhuma correlação de 0,26 a 0,49 como baixa correlação de 0,50 a 0,69 como correlação moderada de 0,70 a 0,89 como alta correlação e de 0,90-1,00 como correlação muito alta⁹¹. Estatisticamente o CCI tem diversas vantagens, primeiro

porque pode ser usado para avaliar a confiabilidade entre duas ou mais medidas, oferecendo ampla aplicabilidade clínica. Segundo, o CCI não requer o mesmo número de medidas para cada sujeito, permitindo uma flexibilidade em estudos clínicos. Terceiro, o CCI pode ser aplicado sem distorção para dados de escala ordinal quando intervalos entre tal medidas são consideradas equivalentes. Além disso, com dados dicotômicos o CCI tem mostrado ser equivalente para medidas nominais⁸³.

Ainda, por meio do CCI é possível calcular o valor do erro envolvido, ou seja, o SEM (*Standard Error of Measurement*) que mede a quantidade de erros que pode estar atribuído na amostra. Este valor também pode ser referido como uma estimativa da variabilidade em torno da média para a população de interesse num estudo. O SEM é calculado multiplicando o valor do desvio padrão do teste pela raiz quadrada de um menos o valor do CCI.

2.6.2 *Bland-Altman*

O método descrito por *Bland-Altman* tem sido não somente uma análise alternativa, mas também complementar ao cálculo do coeficiente de correlação intra-classe. Essa metodologia consiste em avaliar a concordância entre duas variáveis (X e Y) a partir de uma visualização de *plots* de dispersão entre as diferença das duas variáveis (X - Y) e a média das duas (X + Y)/2. Neste *plot* é possível visualizar o viés que se refere o quanto as diferenças que se afastam do valor zero, o erro considerado também como a dispersão dos pontos das diferenças ao redor da média e além de *outliers*. Desse modo, a figura de *Bland-Altman* é um método gráfico utilizado para comparar duas técnicas de medições ou dois instrumentos de medida⁹²⁻⁹⁴. Neste método gráfico as diferenças entre as duas técnicas são plotadas contra as médias das duas técnicas. As diferenças também podem ser plotadas contra um dos métodos, se este método for “padrão ouro” para determinada avaliação⁹⁵. Entretanto, ainda não está claro se este modelo deve ser usado isoladamente ou como um complemento de outros testes. De acordo, com Atkinson *et al.*²⁹, a técnica de *Bland-Altman* pode ser uma maneira de complementar o ICC, pois expressa valores reais de medida (confiabilidade absoluta).

2.6.3 Confiabilidade da Plataforma de Força

A confiabilidade da plataforma de força vem sendo avaliada comparando com de testes clínicos de equilíbrio e comparando as variáveis advindas do sinal do COP. Quando comparado a testes clínicos Condron *et al.*⁹⁶ observaram uma correlação alta a moderada no desempenho do equilíbrio, avaliado com testes clínicos (*step test* e *timed up and go*) com as medidas do COP obtidas por meio da plataforma de força entre jovens adultos, idosos saudáveis e idosos com risco de quedas. Os autores observaram ainda que os participantes com piores resultados nos testes de equilíbrio apresentaram maior deslocamento do COP. Bauer *et al.*¹⁶ também investigaram a confiabilidade intra-sessão dos parâmetros do COP em idosos. Eles encontraram valores maiores de CCI nos testes com os olhos fechados do que nos testes com os olhos abertos, segundo os autores testes realizados com olhos fechados parecem ser mais confiáveis do que os testes com os olhos abertos, sendo recomendado essa condição para avaliação do equilíbrio estático em idosos.

Em relação às variáveis derivadas do sinal do COP, estudos têm avaliado a confiabilidade entre diferentes populações. Maribo *et al.*⁹⁷ analisaram a confiabilidade dos parâmetros do COP com teste de equilíbrio unipodal em indivíduos com dor lombar crônica (DLC) e encontraram uma confiabilidade aceitável para velocidade e para trajetória do COP e baixa confiabilidade para área. Não houve correlação entre as variáveis do COP e o teste de equilíbrio unipodal em pessoas com DLC.

Gasq *et al.*⁹⁸ por sua vez, avaliaram a confiabilidade teste-reteste em 20 pacientes hemiplégicos, os testes foram realizados três vezes em cada condição, sendo bipodal OA e OF. Os autores encontraram que as variáveis velocidade, velocidade médio-lateral e velocidade ântero-posterior são mais confiáveis do que os dados obtidos da área do COP para avaliação da oscilação postural nessa população. Takacs *et al.*⁹⁹ também observaram maior confiabilidade para os dados da velocidade e menor para área do COP. Sugerindo assim, que a variável velocidade do COP pode ser usada para avaliar o equilíbrio postural em uma população de idosos com osteoartrite de joelho.

Santos *et al.*¹⁰⁰ avaliaram a confiabilidade de 37 medidas do COP em jovens saudáveis do gênero masculino. Os autores encontraram que quando apenas um teste com duração de 60 segundos é realizado a confiabilidade varia de fraca a

moderada. Todavia, a confiabilidade melhora quando mais de um teste é realizado no mesmo dia, ou seja, aumenta a repetição do teste. As medidas analisadas alcançaram excelente confiabilidade quando sete testes com 60 segundos de duração foram realizados no mesmo dia para as condições olho aberto (OA) e olho fechado (OF). Lin *et al.*⁸⁸ avaliaram a confiabilidade dentro e entre dias de jovens e idosos saudáveis. Os participantes foram orientados a permanecer em pé sobre a plataforma de força com os pés juntos, olhos fechados e braços ao longo do corpo. Cada sessão era constituída por três testes com 75 segundos de duração e um minuto de descanso entre os testes. A velocidade média foi a variável do COP mais confiável e a confiabilidade dentro do dia foi superior a variável entre dias para ambos os grupos. Ainda maiores valores de ICC foram encontrados no grupo idosos para ambas as medidas dentro e entre dias.

Ageberg *et al.*¹⁰¹ avaliaram a confiabilidade teste reteste das variáveis do equilíbrio e os efeitos do exercício no equilíbrio durante o apoio unipodal sobre a plataforma de força de indivíduos saudáveis. Os autores encontraram valores de ICC entre 0,79 e 0,95 exceto para amplitude no plano sagital (CCI 0,47) e sem diferença estatisticamente significante entre o teste e reteste. Também foram observados maiores valores nas variáveis após a realização do exercício (ciclismo) o que pode indicar o uso de mecanismos compensatórios destinados a manter o equilíbrio ou uma diminuição na capacidade de manter o equilíbrio, os autores relatam que mais estudos são necessários para concluir o motivo das modificações.

Assim, a confiabilidade teste reteste da plataforma de força depende do tipo de medida analisada, da idade e das condições de saúde dos sujeitos e ainda da capacidade em manter o equilíbrio. Desse modo, em uma análise é importante selecionar grupos homogêneos reduzindo a variabilidade entre sujeitos.

Apesar de alguns estudos já terem realizado a confiabilidade da plataforma de força solo para avaliação do controle postural, ainda há uma inconsistência sobre quais variáveis derivadas do sinal do COP devem ser utilizadas ao se avaliar o controle postural. Ainda, não foi encontrado na literatura nenhum estudo que tenha avaliado o controle postural no ambiente aquático, tendo em vista o crescente uso do meio para o tratamento de lesões. Pois, o corpo quando submerso em meio líquido está sujeito há alguns princípios próprios do ambiente aquático o que pode alterar a biomecânica do corpo, porém ainda não se sabe a real influência da mecânica de fluidos no controle postural. Sendo assim, se faz necessário que um

estudo seja conduzido para avaliar a confiabilidade do controle postural utilizando uma plataforma subaquática.

REFERÊNCIAS

1. Cupps B. Postural control: a current review. *Neuro Developmental Treatment* 1997; 1:3-8.
2. Ghez C. Posture. In: Kandel ER, Schwartz JH, Jessel TM. *Principles of Neural Science*. 3rd ed. Norwalk: Appleton & Longe; 1991. p. 596-608.
3. Latash ML. Neurophysiological basis of movement. Champaign: Human Kinetics 1998;163-78.
4. Cordo PJ, Nashner LM. Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *J Neurophysiol* 1982; 47 (2):287-308.
5. Freitas Junior P. Características comportamentais do controle postural de jovens, adultos e idosos. Dissertação de Mestrado do Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista (UNESP), Rio Claro, 2003.
6. Winter DA. A.B.C. (Anatomy, biomechanics and control) of balance during standing and walking. Waterloo:Waterloo Biomechanics; 1995.
7. Tanaka H, Nakashizuka M, Uetake T, Itoh T. The effects of visual input on postural control mechanisms: an analysis of center-of-pressure trajectories using the auto-regressive model. *J. Human Ergol* 2000; 29 (1-2):15-25.
8. Duarte M. Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática. Tese apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para o Concurso de Livre Docência na área de Biomecânica, junto ao Departamento de Biodinâmica do movimento do Corpo Humano. São Paulo, 2000.
9. Quatman-yates CC, Lee A, Hugentobler JA, Kurowski BG, Myer GD, Riley MA. Test-retest consistency of a postural sway assessment protocol for adolescent athletes measured with a forceplate. *Int J Sports Phys Ther* 2013; 8(6):741-8.
10. Sturnieks DL, George R, Lord SR. Balance disorders in the elderly. *Neurophysiol clin.* 2008; 38:467–478
11. Duarte M, Freitas SMSF. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Rev Bras Fisioter* 2010; 14 (3): 183-92.

12. Oliveira LF. Estudo de revisão sobre a utilização da estabilometria como método de diagnóstico clínico. *Revista Brasileira de Engenharia. Caderno de Engenharia Biomédica* 1993; 9 (1): 37-56.
13. Ruhe A, Fejer R, Walker B. The test–retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions – A systematic review of the literature. *Gait & Posture* 2010; (32):436–445.
14. Gangloff P, Louis JP, Perrin PP. Dental occlusion modifies gaze and posture stabilization in human subjects. *Neurosci Lett* 2000; 293 (3):203–206.
15. Raymakers JA, Samson MM, Verhaar HJ. The assessment of body sway and the choice of the stability parameters. *Gait & Posture* 2005; 21 (1): 48-58.
16. Bauer C, Groger I, Rupprecht R, Gabmann KG. Intrasession Reliability of Force Platform Parameters in Community-Dwelling Older Adults. *Arch Phys Med Rehabil* 2008; 89 (10):1977-1981.
17. Lafond D, Corriveau H, Hebert R, Prince F .Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2004; 85 (6): 896 -901.
18. Geurts ACH, Nienhuis B, Mulder TW. Intrasubject variability of selected force-platform parameters in the quantification of postural control. *Arch Phys Med Rehabil* 1993; 74 (11):1144- 1150.
19. Salavati M, Hadian MR, Mazaheri M, Negahban H, Ebrahimi I, Talebian S, Jafari AH , Sanjari MA, SM Sohani, Parnianpour M. Test–retest reliability of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability. *Gait & Posture* 2009; 29(3) :460–464.
20. Maki BE, Holliday PJ, Fernie GR. A comparison of spontaneous and induced sway balance tests. *J Am Geriatric Soc* 1990; 38(1):1–9.
21. Dundar U, Solak O, Yigit I, Evcik D, Kavuncu V. Clinical effectiveness of aquatic exercise to treat chronic low back pain. *Spine* 2009; 34(14):1436–40.
22. Ruoti RC, Troup JT, Berger RA. The effects of non-swimming water exercises on older adults. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1994; 3(19): 140-145.
23. Harrison R, Hillmann M, Bulstorde S. Loading of the lower limb when walking partially immersed. *Physiotherapy* 1992;3(78):164-166.

24. Ruoti RG, Morris DM, Cole AJ. Reabilitação aquática. São Paulo: Manole, 2000.
25. Becker BE, Cole AJ. Terapia aquática moderna. São Paulo: Manole, 2000.
26. Biasoli MC, Machado CM. Hidroterapia: aplicabilidades clínicas. *Revista Brasileira de Medicina*. 2006; 63(5): 225-237.
27. Birmingham TB: Test-retest reliability of lower extremity functional instability measures *Clin J Sport Med* 2000; 10:264-268.
28. Ageberg E, Zätterström R and Moritz U: Stabilometry and one leg hop test have high test-retest reliability. *Scand J Med Sci Sports* 1998; 8 (4):198-202.
29. Atkinson G and Nevill AM: Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine *Sports Med* 1998; 26 (4):217-238.
30. Horak, FB, Macpherson JM. Postural orientation and equilibrium, In: Rowell, LB, Shepherd JT. *Handbook of physiology: a critical, comprehensive presentation of physiological knowledge and concepts*. New York: Oxford American Physiological Society; 1996.p. 255-92.
31. Winter DA. Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol*; 1998 80(3): 1211–21.
32. Novalo ES, Pedalini EB, Bittar RSM, Lorenzin MC, Bottino MA. Posturografia dinâmica computadorizada: avaliação quantitativa de pacientes com vestibulopatia tratados por meio de reabilitação vestibular. *Arquivos Internacionais de Otorrinolaringologia*; 2008 (12): 253-257.
33. Enoka RE. *Bases Neuromecânicas da Cinesiologia*. 2thed. Barueri: Manole, 2000.
34. Massion J. Postural control system. *Curr Opin Neurobiol* 1994;4:877–87.
35. Rothwell J. *Control of human voluntary movement*. 2thed. London: Chapman & Hall, 1994.
36. Ricci NA, Gazzola JM, Coimbra IB. Sistemas sensoriais no equilíbrio corporal de idosos. *Arquivos Brasileiros de Ciências da Saúde* 2009; 34: 94-100.
37. Maurer C, Mergner T, Bolha B, Hlavacka F. Vestibular, visual, and somatosensory contributions to human control of upright stance. *Neurosci Lett* 2000; 10 (2-3):99–102.
38. McCollum G, Shupert CL, Nashner LM. Organizing sensory information for postural control in altered sensory environments. *J Theoretical Biol* 1996; 180 (3): 257-70.

39. Manson C, Kandel ER. Central Visual Pathways. In: Kandel ER, Schwartz JH, Jessell A. Principles of neuroscience. 3rd ed. New York: Elsevier; 1991. p. 420-39.
40. Kandel ER. Perception of motion, depth, and form. In: Kandel ER, Schwartz JH, Jessell A. Principles of neuroscience. 3rd ed. New York: Elsevier; 1991. p. 440-65.
41. Macedo BG, Pereira LSM, Gomes PF, Silva JP, Castro NA. Impacto das alterações visuais nas quedas, desempenho funcional, controle postural e no equilíbrio dos idosos: uma revisão de literatura. *Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia* 2008; 3(11): 419-432.
42. Hazime FA, Allard P, Ide MR, Siqueira CM, Amorim CF, Tanaka C. Postural control under visual and proprioceptive perturbations during double and single limb stances: Insights for balance training. *Journal of Bodywork & Movement Therapies* 2012; (16): 224-229.
43. Horak FB, Shupert CL, Mirka A. Components of Postural Dyscontrol in the Elderly: A Review. *Neurobiology of Ageing* 1989; (10): 727-738.
44. Vander AJ, Sherman JH, Sherman LD. *Fisiologia humana*. 3th ed. São Paulo: Mcgraw-Hill; 1981.
45. Kelly JP. The senso of balance. In: Kandel ER, Schwartz JH, Jessel TM. Principles of neural science. 3rd ed. Norwalk: Appleton & Longe; 1991. p.500-511.
46. Horak FB, Shupert C. Função do sistema vestibular no controle postural. *Reabilitação Vestibular*. 2nd ed. São Paulo: Manole; 2002. p. 25-51.
47. Martin JH, Jessell TM. Anatomy of the Somatic Sensory System. In: Kandel ER, Schwartz JH, Jessell A. Principles of neuroscience. 3th ed. New York: Elsevier; 1991: 596-607.
48. Sage GH. *Motor learning and control: a neuropsychological approach*. Dubuque: WCB/McGraw-Hill, 1984.
49. Freitas Junior PB, Barela JA. Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos. Uso da informação visual. *Revista Portuguesa de Ciência do Desporto* 2006; 1(6): 94–105.
50. Horak FB, Nashner LM, Diener HC. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research* 1990; 82 (1):167-177

51. Shumway-Cook A, Woollacott M. Motor Control: Theory and practical applications. Baltimore, Williams & Wilkin. 1995.
52. Diener HC, Horak FB, Nashner LM. Influence of stimulus parameters on human postural responses. *Journal of Neurophysiology* 1988; 6(59):1888-1905.
53. Gatev P, Thomas S, Kepple T, Hallett M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *Journal of Physiology* 1999; 3 (514): 915-928.
54. Runge CF, Shupert CL, Horak FB, Zajac FE. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait and Posture* 1999; 10 (2): 161-170.
55. Amadio C, Duarte M. Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano. São Paulo: Laboratório de Biomecânica EEFUSP; 1996.
56. Gard SA, Miff SC, Kuo AD. Comparison of kinematic and kinetic methods for computing the vertical motion of the body center of mass during walking. *Hum Mov Sci* 2004; 22 (6):597–610.
57. Achour Junior, Abdallah. Exercícios de Alongamento: anatomia e fisiologia. 2. ed. Barueri: Manole, 2006.
58. Furman JMR, Baloh RW, Barin K, Hain TC, Herdman S, Konrad HR, Parker SW. Assessment: Posturography, Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology* 1993; (43): 1261-1264.
59. Baratto. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density vs. other parameterization techniques. *Motor Control* 2002; (6): 246-270.
60. Fitzpatrick R, McCloskey DI. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. *J. Physiol* 1993; 478 (1): 173-176.
61. Konradson L, Raun JB, Sorensen AJ. Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *J. Bone Joint Surg* 1993; 75 (3): 433-436.
62. Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control. *NeuroReport* 1998; (9):3247-3252.
63. Wu G, Chiang HJ. The significance of somatosensory stimulations to the human foot in the control of postural reflexes. *Exp Brain Res* 1997; 114 (1):163-169.
64. Kouzak K, Ashton-Miller JA, Alexandre NB. The effect of age and movement speed on maximum forward reach from an elevated surface: a study in healthy women. *Clinical Biomechanics* 2003; 18 (3): 190–196.

65. Baloh RW, Fife TD, Zwerling L, Scotch T, Jacobson K, Bill T, Beykirch K. Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people. *Journal of the American Geriatrics Society* 1994; 42 (4): 405- 412.
66. Horak FB. Clinical assessment of balance disorders. *Gait & Posture*; 1997 6:76 - 84.
67. Duarte M, Freitas SMSF, Zatsiorsky V. Control of Equilibrium in Humans: Sway over Sway. 2010.
68. Duarte M, Harvey W, Zatsiorsky VM. Stabilographic analysis of unconstrained standing. *Ergonomics* 2000; 11 (43): 1824 -1839.
69. Gagey P.M., Weber B. *Posturologie: regulation et dereglements de la station debout*. Masson 1995 Paris.
70. Urquiza MA. Desenvolvimento de uma plataforma de força multiaxial para instrumentação biomédica. Dissertação apresentada à Universidade Federal de Uberlândia, 2005.
71. Howe TE, Rochester L, Jackson A, Banks PMH, Blair VA. Exercise for improving balance in older people (Review). *Cochrane Database Syst Rev* 2009; 1–150.
72. Lacour M, Barthelemy J, Borel L, Magnan J, Xerri C, Chays A, et al. Sensory strategies in human postural control before and after unilateral vestibular neurectomy. *Exp Brain Res* 1997; 115 (2): 300–10.
73. Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age Ageing* 2004; 33 (6): 602–7.
74. Nardone A, Schieppati M. The role of instrumental assessment of balance in clinical decision making. *Eur J Phys Rehabil Med* 2010; 46 (2):221–37.
75. Bertec Corporation. Digital Acquire 4 program documentation. Version 4.0.11. 2013.
76. Cornilleau-Peres V, Shabana N, Droulez J, Goh JC, Lee GS, Chew PT. Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: methodology and reliability. *Gait & Posture* 2005; 22 (2): 96-106.
77. Kapteyn TSW, Bles CJ, Njiokiktjien L, Kodde CH, Massen JM. Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agressologie* 1983; 24 (7):321-26.
78. Visser JE, Carpenter MG, Van der Kooij H, Bloem BR. The clinical utility of posturography. *Clinical Neurophysiology* 2008; 119: 2424 – 36.

79. Doyle TL, Newton RU, Burnett AF. Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2005; 86(10): 2034 – 40.
80. Barela AM, Duarte M. Biomechanical characteristics of elderly individuals walking on land and in water. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008; 18(3): 446-54.
81. Campion MR. *Hidroterapia princípios e pratica.* 1ª ed. São Paulo: Manole; 2000.
82. Rankin G, Stokes M. Reliability of assessment tools in rehabilitation: an illustration of appropriate statistical analyses. *Clin Rehabil.* 1998;12(3):187-99.
83. Portney LG, Watkins MP. Reliability; in Prentice-Hall (Ed.): *Foundations of clinical research applications to practice.* 3rd ed. New Jersey, Upper Saddle River; 2000, p.78–96.
84. Cozby PC. *Métodos de pesquisa em ciências do comportamento.* São Paulo: Atlas, 2003.
85. Selltiz C, Wrichtsman LS, Cook SW, Kidder LH. *Métodos de pesquisa nas relações sociais.* São Paulo: EPU, 1987.
86. Benvenuti F, Mecacci R, Gineprari I, Bandinelli S, Benvenuti E, Ferrucci L, Baroni A, Rabuffetti M, Hallett M, Dambrosia JM, Stanhope SJ. Kinematic characteristics of standing disequilibrium: reliability and validity of posturographic protocol. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80 (3):278–87.
87. Lin D, Seol H, Nussbaum M, Madigan M. Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. *Gait & Posture* 2008; 28 (2):337–342.
88. Bruton A, Conway JH, Holgate ST. Reliability: What is it and how is it measured? *Physiotherapy.* 2000; 86(2): 94-99.
89. Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: Uses in assessing reliability. *Psychological Bulletin* 1979; 2 (86): 420-428.
90. Chinn S. Repeatability and method comparison. *Thorax.* 1991; 46: 454-456.
91. Domholdt E. *Rehabilitation research: principles and applications,* 3rd ed., Philadelphia: Elsevier Saunders; 2005.
92. Bland JM, Altman D. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet.* 1986; 327(8476):307-10.
93. Altman DG, Bland JM. Measurement in Medicine: The analysis of method comparison studies. *Journal of the Royal Statistical Society. Series D (The Statistician)* 1983; 32(3):307-17

94. Bland JM, Altman DG. Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical Methods in Medical Research* 1999; 8:135-160.
95. Krouwer JS. Why Bland-Altman plots should use X, not $(Y+X)/2$ when X is a reference method. *Statistics in Medicine* 2008; 27 (5):778-780.
96. Condon JE, Hill KD. Reliability and Validity of a Dual-Task Force Platform Assessment of Balance Performance: Effect of Age, Balance Impairment, and Cognitive Task. *American Geriatrics Society* 2000; 50 (1):157-162.
97. Maribo T, Stengaard-Pedersen K, Jensen L.D. Postural balance in low back pain patients: Intra-session reliability of center of pressure on a portable force platform and of the one leg stand test. *Gait & Posture* 2011; 34(2): 213–217.
98. Gasq D, Labrunée M, Amarantini D, Dupui P, Montoya R, Marque P. Between-day reliability of centre of pressure measures for balance assessment in hemiplegic stroke patients. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2014; 11:39.
99. Takacs J, Carpenter MG, Garland SJ, Hunt MA. Test re-test reliability of centre of pressure measures during standing balance in individuals with knee osteoarthritis. *Gait & Posture* 2014; 40(1): 270-3.
100. Santos BR, Delisle A, Lariviere C, Plamondon A, Imbeau D. Reliability of centre of pressure summary measures of postural steadiness in healthy young adults. *Gait & Posture* 2008; 27(3):408–415.
101. Ageberg E, Roberts D, Holmström E, Fridén T. Balance in single-limb stance in healthy subjects – reliability of testing procedure and the effect of short-duration sub-maximal cycling. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2003; (4)14:1-16.

ARTIGO

CONFIABILIDADE TESTE-RETESTE DO CONTROLE POSTURAL AVALIADO POR MEIO DA PLATAFORMA DE FORÇA TERRESTRE E AQUÁTICA

(Será submetido ao periódico *Gait & Posture*)

RESUMO

O controle postural pode ser afetado por perturbações externas e internas que agem continuamente sobre o corpo. Assim, para manter o equilíbrio durante a postura ereta o sistema de controle postural envolve a ação de diversos sistemas sensoriais como o visual, somato-sensorial e o vestibular. A biomecânica do corpo pode ser afetada, quando o mesmo encontra-se submerso em meio líquido, pois a água possui algumas propriedades como a pressão hidrostática, flutuação e a densidade que fazem com que o corpo se comporte de uma maneira diferente quando comparado a uma mesma atividade realizada em solo. Desse modo, a mecânica de fluídos pode influenciar o sistema de controle postural. O objetivo desse estudo foi realizar a confiabilidade intra-sujeitos (teste-reteste) do controle postural avaliado por meio da plataforma de força terrestre e aquática. 50 indivíduos jovens saudáveis participaram do estudo. Os testes foram realizados em quatro condições: bipodal olho aberto (BIOA), bipodal olho fechado (BIOF), unipodal olho aberto (UNIOA) e unipodal olho fechado (UNIOF) com intervalo de 48 horas entre o teste e o reteste. Os dados do centro de pressão (COP) foram coletados utilizando duas plataformas de força (terrestre e aquática) as variáveis utilizadas foram: velocidade média total do deslocamento (VMT), velocidade média do deslocamento médio lateral (VMAP), velocidade média do deslocamento ântero-posterior (VMAP), amplitude do deslocamento médio lateral (AMML), amplitude do deslocamento ântero-posterior (AMAP) e área do deslocamento. O coeficiente de correlação intraclass (CCI), o teste de concordância de *Bland-Altman* e o erro padrão da medida (SEM) foram utilizados para avaliar a confiabilidade das medidas. Os resultados mostram confiabilidade variando de nenhuma à alta com valores de CCI em solo entre 0,23 e 0,70 para AMML e 0,78 e 0,83 para VMT e 0,33 a 0,49 e 0,40 a 0,75 para AMML e VMML respectivamente em água. A confiabilidade encontrada em solo foi melhor do que da água, contudo, independente do meio, a velocidade foi a variável mais confiável e a amplitude a variável que obteve menor confiabilidade.

Palavras-Chave: Confiabilidade. Controle postural. Centro de pressão. Plataforma de força. Ambiente aquático.

1. INTRODUÇÃO

O controle postural é um componente primordial para a manutenção do equilíbrio durante a postura ortostática. Segundo, Horak & Nashner¹ para se obter um bom controle postural precisa haver aquisição precisa das informações provenientes dos sistemas: visual, vestibular e somato-sensorial que interagem de forma complexa afim de, manter a estabilidade postural. Alguns estudos têm relatado que a instabilidade postural está associada a um maior risco de quedas^{2,3}. Assim, avaliação do controle postural é uma ferramenta muito importante dentro da fisioterapia e da biomecânica e veem sendo utilizada para avaliar diversas populações como: pacientes hemiplégicos, dor lombar crônica, osteoartrite de joelho, idosos e em outras disfunções neuromusculares⁴⁻⁸.

A posturografia, também conhecida como estabilografia, é a técnica empregada para avaliar a oscilação do corpo e a plataforma de força está entre os instrumentos utilizados com maior frequência para avaliar o controle postural^{9,10} sendo responsável por registrar as oscilações produzidas pelo corpo por meio do COP, definido como ponto de aplicação das forças de reação do solo sobre os pés¹¹. A posturografia pode ser realizada de forma estática ou dinâmica. Quando estática avalia a postura calma imperturbável, já a condição dinâmica utiliza de perturbações externas, ou seja, avalia os movimentos em resposta a uma mudança na estimulação sensorial^{11,12}. Ainda, a avaliação do equilíbrio ou controle postural pode ser realizada em diferentes condições como a condição bipodal com olhos abertos ou fechados, estudos tem mostrado aumento da oscilação do corpo durante o teste com olhos fechados^{5,13} e também em condições mais desafiadoras com menor base de suporte⁵. De acordo com Roberts & Mueller¹⁴ tanto a base de apoio como a quantidade de informação visual afeta o equilíbrio postural. Assim, cada condição apresenta sua devida importância no sistema de ajuste postural.

Quanto as variáveis derivadas do sinal do COP que devem ser analisadas, ainda não está claro na literatura, mas alguns estudos apontam que as variáveis mais utilizadas são: velocidade e área^{5,15,16}. Outros estudos utilizam além das variáveis já citadas o RMS (*root mean square*)^{17,18}. Todavia, de todas as variáveis a velocidade média é que tem apresentado maiores valores de CCI^{17,19} e tem sido considerada como um bom índice da atividade requerida para avaliar a manutenção da

estabilidade postural, sendo que quanto maior a velocidade menor a estabilidade do indivíduo e conseqüentemente maior risco de quedas⁴.

O ambiente aquático apresenta algumas propriedades que fazem com que uma mesma atividade realizada em solo se diferencie quando realizada na água. Entre essas propriedades podemos citar: o empuxo que age contra a força da gravidade e está relacionado com o volume de água deslocado pelo corpo submerso, princípio conhecido como flutuação. A flutuação ainda determina a porcentagem de descarga de peso corporal, que varia conforme a profundidade na qual o indivíduo se encontra, ou seja, quanto maior a profundidade menor será a descarga de peso nas articulações^{20,21}. A pressão hidrostática que é diretamente proporcional à profundidade e à densidade do líquido, assim quanto maior a profundidade e a densidade, maior será a pressão hidrostática exercida sobre o corpo que está submerso²². Outra propriedade física da água que pode interferir na biomecânica do corpo é a densidade relativa da água que se refere à capacidade do corpo flutuar. A densidade da água possui o valor de $1,0 \text{ kg/m}^3$ e a de um corpo humano de aproximadamente $0,90 \text{ kg/m}^3$, assim se o valor da densidade do corpo for maior que $1,0 \text{ kg/m}^3$ ele irá afundar e se o valor for menor que $1,0 \text{ kg/m}^3$ flutuará. A densidade relativa e a flutuação estão diretamente relacionadas²¹⁻²². Desse modo, o corpo submerso está sujeito à ação de todas essas propriedades que podem levar a mudanças no sistema de ajuste postural. Os efeitos físicos e fisiológicos da água e os exercícios executados fazem com que o meio aquático se torne uma alternativa para o tratamento de alterações funcionais.

Apesar do frequente e crescente uso da plataforma de força solo em laboratórios de pesquisa e clínicas e de alguns estudos já terem investigado a confiabilidade do método, ainda não há um consenso sobre quais variáveis derivadas do sinal do COP devem ser utilizadas na avaliação do controle postural. Este fato pode ser devido à falta de padronização do método quanto ao tempo de coleta, quantidade de teste que deve ser realizado, intervalo entre o teste-reteste e métodos estatísticos utilizados. Todos esses fatores fazem com que diferentes resultados sejam observados entre os estudos. Além disso, não foi encontrado na literatura nenhum estudo que tenha realizado a confiabilidade teste-reteste da plataforma de força subaquática, visto a importância e o crescente uso deste meio para o tratamento de lesões em diferentes populações como crianças, jovens, idosos e gestantes. A mecânica de fluidos da água pode alterar a biomecânica do corpo e conseqüentemente o controle postural. Desse modo, compreender como o sistema de controle postural se comporta em ambiente

aquático pode não somente auxiliar na elaboração de um programa de tratamento específico, mas também ajudar a entender a biomecânica do corpo quando imerso em meio líquido. Sendo assim, os objetivos desse estudo foram realizar a confiabilidade do controle postural em solo e em ambiente aquático em quatro condições: bipodal olho aberto (BIOA), bipodal olho fechado (BIOF), unipodal olho aberto (UNIOA) e unipodal olho fechado (UNIOF).

2. MÉTODO

2.1. Participantes

Alunos do curso de fisioterapia da Universidade Estadual de Londrina (UEL) foram recrutados para participar do estudo no período de março a junho de 2014. No total, 50 voluntários participaram do estudo, 32 mulheres e 18 homens. Como critério de inclusão foi adotado ter idade entre 18 e 24 anos, não apresentar distúrbio osteomiarticular, motor ou sensorial que comprometesse o equilíbrio, não ter medo de água e ter altura entre 1,50 e 1,80 m. Todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido 217/2012 da UEL.

2.2. Equipamentos

Para coleta de dados foram utilizadas duas plataformas de força. Uma de solo (*Bertec Corporation*®, modelo 4060-08) (Figura 7) frequência de aquisição de 1000 Hz com dimensões 60x40x5cm e uma aquática (*Bertec Corporation*®, modelo FP4060-08-2000) (Figura 8), com dimensões 60x60x10cm, frequência de aquisição de 1000 Hz localizada em uma piscina de dimensão de 15x13x1,30m, lâmina da água de 1,21m e temperatura de 32,5°C. As plataformas de solo e água são do tipo célula de carga, acopladas ao computador com cabo de conexão USB com conversor analógico digital de 16 bits.

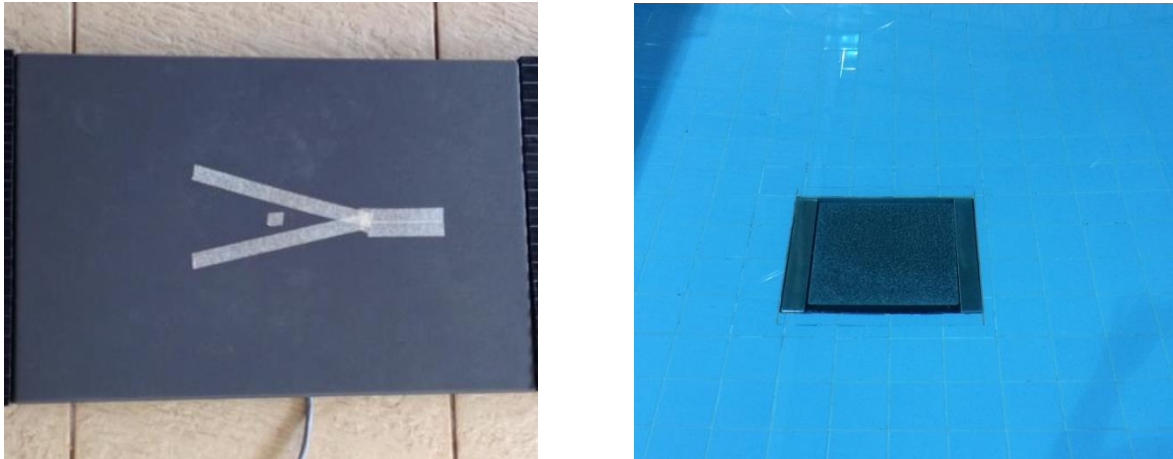


Figura 7 e 8: Plataforma de força utilizada em solo e subaquática.

2.3.Procedimentos

Todos os participantes foram avaliados dois dias com intervalo de 48 horas entre um teste e outro, ou seja, no primeiro dia o participante realizava a primeira coleta denominada de teste, após 48 horas, o mesmo retornava ao local de avaliação para realizar o segundo dia de teste denominado de reteste, todos os testes foram realizados pelo mesmo avaliador. Os testes foram feitos nas plataformas de força de solo e de água com a mesma vestimenta para ambas as condições. Os participantes foram orientados a permanecer em pé sobre a plataforma de força, o mais imóvel possível com os braços ao longo do corpo fixando olhar a um ponto localizado a frente. Os testes foram realizados em quatro condições: bipodal olho aberto (BIOA), bipodal olho fechado (BIOF), unipodal olho aberto (UNIOA) e unipodal olho fechado (UNIOF) com duração de 30 segundos cada teste. Na condição bipodal os membros inferiores foram posicionados com os pés formando um ângulo de 30° com cinco cm de distância entre os calcanhares. Já na condição unipodal o apoio foi realizado com o membro inferior dominante posicionado no centro da plataforma. O teste era validado quando o participante conseguisse manter os 30 segundos de teste, caso ele não conseguisse completar o teste na primeira tentativa, duas outras chances eram dadas para que ele tentasse realizar o teste até o final.

Foram medidas as seguintes variáveis derivadas do sinal COP: velocidade média total (VMT) em cm/s, velocidade média ântero-posterior (VMap) e médio lateral (VMml) em cm/s, amplitude do deslocamento ântero-posterior (Ampap) e

médio lateral (Amml) em cm e área em cm². Os dados foram analisados por uma rotina específica no programa *Matlab*, suavizados por meio de um filtro passa-baixa *Butterworth* de 4ª ordem e frequência de corte de 5 Hz definida por meio de uma análise residual. Os dados foram ajustados, por meio da função *detrend* contida na rotina.

2.4 Análise Estatística

A normalidade dos dados foi testada por meio do teste Shapiro-Wilk. Como as variáveis não assumiram os pressupostos de normalidade os dados foram apresentadas em mediana (Md) e seus respectivos quartis (1º= 25%; e 3º=75%). Para o teste de confiabilidade foram utilizados: Coeficiente de Correção Intraclasse - CCI (efeito aleatório-um fator) e seus respectivos intervalos de confiança de 95% e o teste de concordância de *Bland-Altman*. Foi considerado o valor do CCI de 0,00 a 0,25 como pouca ou nenhuma correlação, de 0,26 a 0,49 como baixa correlação, de 0,50 a 0,69 como correlação moderada, de 0,70 a 0,89 como alta correlação e de 0,90-1,00 como correlação muito alta²³. Incluem-se no teste de concordância de *Bland-Altman*: a diferença média (\bar{d}) e seus respectivos intervalos de confiança de 95% (IC 95% para \bar{d}), o desvio padrão da diferença da média (DP da \bar{d}) e os limites de concordância. Quanto mais próximo de zero a distribuição dos valores da diferença da média do teste de *Bland-Altman*, mais alta é a concordância²⁴. Ainda foi calculado, por meio do CCI, o valor do SEM (*Standard Error of Measurement*) que mede a quantidade de erros que pode estar atribuído na amostra. Este valor também pode ser referido como uma estimativa da variabilidade em torno da média para a população de interesse num estudo. O SEM é calculado multiplicando o valor do desvio padrão do teste pela raiz quadrada de um menos o valor do CCI. As análises foram realizadas nos programas SPSS® (*Statistical Package for Social Sciences* versão 22) e MedCalc® (versão 14.8.1.0).

3. RESULTADOS

Os dados antropométricos dos participantes são apresentados na tabela 1. No total, 50 indivíduos jovens saudáveis participaram do estudo, sendo 32 do gênero feminino e 18 do gênero masculino. A tabela 2 apresenta os valores da mediana (25-75%) e o SEM das variáveis do sinal do COP solo e a tabela 3 das variáveis do COP água. Os valores de CCI, seus respectivos IC e os valores da diferença da média, IC da diferença da média, desvio padrão da diferença da média e os limites de concordância do *Bland-Altman* solo são apresentados na tabela 4 e água na tabela 5. No total 48 CCI e figuras de *Bland-Altman* foram calculados para as quatro condições nos dois ambientes solo e água.

Os resultados mostram uma confiabilidade variando de baixa à alta com valores de CCI entre 0,33 a 0,82 no solo e 0,33 a 0,76 na água. No solo a variável mais confiável foi a VMT, sendo que a condição UNIOF foi a que obteve maior valor de CCI 0,83, com \bar{d} de 0,19 e SEM de 0,21, seguido pela condição BIOA e BIOF CCI de 0,80 e \bar{d} de 0,06 e 0,03 e SEM de 0,29 e 0,15, respectivamente. A VMAP mostrou melhor confiabilidade do que VMML em todas as condições com CCI de 0,75 a 0,81. A variável com menor confiabilidade foi à amplitude médio-lateral com CCI de 0,23, \bar{d} de 0,19 e SEM de 0,66 na condição UNIOA. A área apresentou confiabilidade variando de baixa à moderada com ICC de 0,45 a 0,58, sendo a condição UNIOF com maior valor de CCI 0,58, porém com \bar{d} de 2,69 e SEM de 17,17.

Na água observamos algumas diferenças nos valores da confiabilidade, a variável mais confiável foi a VMML com CCI de 0,75 e SEM de 2,58 e na condição UNIOF, seguida pela VMT condição UNIOF CCI de 0,73 e SEM de 3,08. Porém os testes de concordância de *Bland-Altman* mostram valores da \bar{d} de 1,44 para variável VMML UNIOF e 1,73 para variável VMT UNIOF. A amplitude, neste ambiente, também foi a variável que apresentou menor confiabilidade, direção AP com CCI de 0,34, SEM de 1,52 e \bar{d} de 0,18 e a direção ML com \bar{d} de 2,16 e CCI de 0,49 e SEM de 3,61 na condição UNIOF. A área apresentou confiabilidade variando de baixa, com CCI de 0,33, SEM de 24,27 e \bar{d} de 8,37 na condição UNIOA e \bar{d} de 25,99 e SEM de 79,62 na condição UNIOF, a moderada com CCI de 0,67 e \bar{d} de -0,95 e SEM de 9,54 na condição BIOA.

Tabela 1

Características da amostra (n=50).

	Mediana	25% - 75%
Idade (anos)	21	20 - 22
Massa (kg)	58	54 - 73
Estatura (m)	1,67	1,61 - 1,72
Massa água (kg)	15	10 - 23

Tabela 2

Variáveis derivadas do sinal do COP solo teste- reteste.

<u>SOLO</u>	\bar{x} (DP)	SEM	<u>TESTE</u>	<u>RETESTE</u>
			Md (25 %; 75%)	Md (25%; 75%)
VMT BIOA	1,08 (0,46)	0,21	1,04 (0,75; 1,34)	0,95 (0,76; 1,16)
VMT BIOF	1,33 (0,44)	0,20	1,25 (1,09; 1,42)	1,23 (1,00; 1,53)
VMT UNIOA	3,70 (0,95)	0,45	3,55 (3,01; 4,06)	3,50 (2,88; 4,08)
VMT UNIOF	8,52 (2,78)	1,15	7,39 (6,96; 9,48)	7,93 (6,58; 9,16)
VMML BIOA	0,69 (0,44)	0,29	0,64 (0,41; 0,78)	0,59 (0,45; 0,71)
VMML BIOF	0,79 (0,31)	0,15	0,75 (0,56; 0,93)	0,72 (0,59; 0,91)
VMML UNIOA	2,55 (0,63)	0,27	0,72 (0,59; 0,91)	2,48 (2,04; 3,00)
VMML UNIOF	5,46 (1,16)	0,58	5,36 (4,62; 6,41)	5,20 (4,60; 6,20)
VMAP BIOA	0,72 (0,31)	0,14	0,71 (0,51; 0,84)	0,61 (0,52; 0,78)
VMAP BIOF	0,90 (0,28)	0,12	0,84 (0,69; 0,98)	0,83 (0,69; 1,03)
VMAP UNIOA	2,18 (0,63)	0,27	2,04 (1,77; 2,54)	1,99 (1,74; 2,41)
VMAP UNIOF	5,33 (2,49)	1,09	4,76 (3,78; 5,83)	4,97 (3,94; 5,73)
AMML BIOA	1,76 (0,67)	0,45	1,65 (1,25; 2,21)	1,48 (1,28; 2,06)
AMML BIOF	2,07 (0,99)	0,78	1,80 (1,41; 2,58)	1,90 (1,39; 2,33)
AMML UNIOA	3,06 (0,81)	0,66	2,91 (2,54; 3,37)	2,72 (2,52; 3,14)
AMML UNIOF	5,34 (2,71)	1,48	4,60 (4,18; 5,10)	4,71 (4,10; 5,33)
AMAP BIOA	2,16 (1,38)	0,83	1,90 (1,38; 2,54)	1,79 (1,40; 2,43)
AMAP BIOF	2,36 (0,77)	0,57	2,30 (1,74; 2,72)	2,05 (1,58; 2,69)
AMAP UNIOA	4,14 (1,39)	1,14	3,67 (3,29; 4,68)	2,72 (2,52; 3,14)
AMAP UNIOF	8,12 (3,77)	1,89	7,17 (5,54; 8,81)	6,81 (5,76; 9,86)
AREA BIOA	2,40 (1,68)	1,23	1,88 (1,17; 3,18)	1,77 (1,32; 3,10)
AREA BIOF	2,28 (1,87)	1,35	2,40 (1,64; 3,96)	2,44 (1,55; 3,88)
AREA UNIOA	7,79 (3,03)	2,25	6,97 (5,73; 9,78)	6,76 (5,15; 8,41)
AREA UNIOF	28,62 (26,50)	17,17	24,39 (15,93; 27,47)	20,72 (16,30; 28,86)

\bar{x} : Média. DP: Desvio Padrão. SEM: Erro Padrão da Medida. Md: Mediana. 25%:1º quartil. 75%:3º quartil. VMT: Velocidade Média Total (cm/s). VMML: Velocidade Média Médio Lateral. VMAP: Velocidade Média Ântero-posterior (cm/s). AMML: Amplitude Médio Lateral (cm). AMAP: Amplitude Ântero-posterior (cm). Área (cm/s²).

Tabela 3

Variáveis derivadas do sinal do COP solo teste-reteste.

<u>ÁGUA</u>	<u>TESTE</u>				<u>RETESTE</u>
	\bar{x} (DP)	SEM	Md (25%; 75%)	Md (25%; 75%)	Md (25%; 75%)
VMT BIOA	3,72 (1,33)	0,79	3,49 (2,77; 4,54)	3,75 (3,00; 4,55)	
VMT BIOF	3,78 (1,23)	0,73	3,64 (2,89; 4,40)	3,55 (2,73; 4,51)	
VMT UNIOA	7,06 (2,46)	1,79	6,65 (5,39; 8,91)	6,27 (4,85; 7,73)	
VMT UNIOF	10,95 (5,92)	3,08	8,89 (7,10; 12,15)	8,85 (6,82; 10,21)	
VMML BIOA	2,43 (0,90)	0,55	2,16 (1,78; 2,94)	2,45 (1,86; 2,85)	
VMML BIOF	2,65 (0,84)	0,65	2,55 (1,98; 3,27)	4,49 (1,86; 3,07)	
VMML UNIOA	5,72 (2,04)	1,47	5,23 (4,25; 7,20)	5,23 (4,25; 7,20)	
VMML UNIOF	9,15 (5,16)	2,58	5,04 (3,64; 6,27)	7,28 (6,09; 9,60)	
VMAP BIOA	2,31 (0,90)	0,52	6,86 (5,48; 8,49)	2,18 (1,59; 2,92)	
VMAP BIOF	2,26 (0,87)	0,64	2,03 (1,65; 2,65)	2,03 (1,66; 2,75)	
VMAP UNIOA	3,37 (1,30)	0,77	3,12 (2,41; 4,16)	2,93 (2,21; 3,61)	
VMAP UNIOF	4,58 (2,40)	1,52	3,90 (3,06; 5,68)	3,44 (2,84; 4,38)	
AMML BIOA	6,57 (2,38)	1,61	6,15 (4,76; 7,92)	6,16 (4,97; 7,73)	
AMML BIOF	6,95 (2,11)	1,42	6,76 (5,49; 7,99)	6,88 (5,12; 8,37)	
AMML UNIOA	10,90 (3,70)	2,51	10,02 (8,06; 13,13)	9,58 (7,07; 11,71)	
AMML UNIOF	15,08 (5,05)	3,61	13,71 (11,73; 17,06)	12,08 (10,57; 15,31)	
AMAP BIOA	4,81 (1,75)	1,43	4,24 (3,54; 5,76)	5,23 (3,74; 6,41)	
AMAP BIOF	5,30 (2,11)	1,71	4,64 (4,19; 6,21)	5,14 (4,06; 6,06)	
AMAP UNIOA	5,17 (1,78)	1,45	4,86 (4,09; 5,93)	4,79 (3,83; 5,56)	
AMAP UNIOF	7,59 (5,20)	3,99	5,66 (4,66; 6,80)	5,06 (4,38; 6,70)	
AREA BIOA	21,74 (16,61)	9,54	16,67 (10,76; 28,05)	19,21 (14,32; 27,18)	
AREA BIOF	23,50 (13,13)	8,71	19,93 (12,18; 30,43)	18,52 (12,19; 26,81)	
AREA UNIOA	45,11 (30,84)	24,67	39,18 (27,67; 50,79)	32,10 (20,15; 45,79)	
AREA UNIOF	96,18(116,14)	79,62	62,88 (45,19; 86,63)	51,22 (36,48; 68,81)	

\bar{x} : Média. DP: Desvio Padrão. SEM: Erro Padrão da Medida. Md: Mediana. 25%:1º quartil. 75%:3º quartil. VMT: Velocidade Media Total (cm/s). VMML: Velocidade Média Médio Lateral. VMAP: Velocidade Média Ântero-posterior (cm). AMML: Amplitude Médio Lateral (cm). AMAP: Amplitude Ântero-posterior (cm/s). Área (cm/s²).

Tabela 4

Confiabilidade teste reteste das variáveis do COP solo: CCI e *Bland-Altman*.

SOLO	CCI (efeito aleatório a um fator)		<i>Bland-Altman</i>			
	CCI	[IC 95%]	\bar{d}	IC 95% da \bar{d}	DP da \bar{d}	LC 95%
VMT BIOA	0,80	(0,66;0,89)	0,06	-0,02;0,15	0,31	-0,40;0,84
VMT BIOF	0,80	(0,65;0,88)	0,03	-0,06;0,13	0,36	-0,49;0,92
VMT UNI AO	0,78	(0,61-0,87)	0,10	-0,13;0,34	0,84	-1,13;2,17
VMT UNI OF	0,83	(0,68-0,89)	0,19	0,38;0,77	2,03	-2,80;5,18
VMML BIOA	0,57	(0,24-0,75)	0,09	-0,01;0,19	0,37	-0,45;0,99
VMML BIOF	0,76	(0,60;0,87)	0,009	-0,06;0,08	0,27	-0,39;0,68
VMML UNIOA	0,74	(0,56-0,85)	0,0008	-0,17;0,17	0,60	-0,89;1,48
VMMML UNIOF	0,78	(0,62-0,89)	0,18	-0,10;0,46	1,00	-1,29;2,63
VMAP BIOA	0,81	(0,67-0,89)	0,031	-0,03;0,09	0,22	-0,29;0,57
VMAP BIOF	0,75	(0,56;0,86)	0,16	-0,06;0,09	0,28	-0,39;0,70
VMAP UNIOA	0,81	(0,66;0,89)	0,002	-0,15;0,15	0,53	-0,78;1,31
VMAP UNIOF	0,81	(0,67-0,89)	0,030	-0,50;0,56	1,87	-2,72;4,61
AMML BI AO	0,55	(0,21;0,74)	0,13	-0,05;0,31	0,65	-0,82;1,73
AMML BIOF	0,38	(0,07;0,65)	-0,03	-0,41;0,34	1,33	-1,99;3,23
AMML UNIOA	0,23	(0,33;0,56)	0,19	-0,07;0,47	0,97	-1,23;2,58
AMML UNIOF	0,70	(0,47;0,82)	0,089	-0,61;0,79	2,48	-3,27;6,18
AMAP BIOA	0,64	(0,38;0,80)	0,11	-0,23;0,46	1,23	-1,70;3,13
AMAP BIOF	0,46	(0,06;0,69)	0,13	-0,12;0,40	0,92	-1,22;2,40
AMAP UNIOA	0,33	(0,69;0,45)	0,36	-0,09;0,83	1,63	-2,03;4,36
AMAP UNOF	0,75	(0,56;0,86)	-0,38	-1,42;0,64	3,63	-5,73;8,15
ÁREA BIOA	0,46	(0,54;0,69)	0,11	-0,40;0,63	1,82	-2,57;4,58
ÁREA BIOF	0,48	(0,10;0,70)	-0,082	-0,76;0,59	2,39	-3,61;5,79
ÁREA UNIOA	0,45	(0,38;0,68)	0,73	-0,19;1,67	3,29	-4,10;8,80
ÁREA UNOF	0,58	(0,27;0,76)	2,69	-4,12;9,50	23,96	-32,56;61,38

CCI = Coeficiente de Correlação Intraclasse; IC 95%= intervalo de confiança de 95%; \bar{d} = diferença da média; DP da \bar{d} = desvio padrão da diferença; LC = limites da concordância. VMT: Velocidade Média Total (cm/s). VMML: Velocidade Média Médio Lateral. VMAP: Velocidade Média Ântero-posterior (cm/s). AMML: Amplitude Médio Lateral (cm). AMAP: Amplitude Ântero-posterior (cm). Área (cm/s²).

Tabela 5

Confiabilidade teste reteste das variáveis do COP: CCI e *Bland-Altman*.

ÁGUA	CCI (efeito aleatório a um fator)		<i>Bland-Altman</i>			
	CCI	[IC 95%]	\bar{d}	IC 95% da \bar{d}	DP da \bar{d}	LC 95%
VMT BIOA	0,65	(0,39;0,80)	-0,24	-0,63;0,15	0,93	-2,27;3,13
VMT BIOF	0,65	(0,39;0,80)	0,12	-0,21;0,45	1,28	-1,61;3,01
VMT UNI AO	0,47	(0,84;0,70)	0,84	0,11;1,57	2,10	-5,46;7,15
VMT UNI OF	0,73	(0,53;0,84)	1,72	0,45;3,03	3,89	-9,34;12,84
VMML BIOA	0,63	(0,36;0,79)	-0,15	-0,41;0,11	0,90	-1,53;2,14
VMML BIOF	0,40	(-0,02-0,66)	0,01	-0,34;0,38	0,93	-3,12;3,16
VMML UNIOA	0,48	(0,09;0,70)	0,81	0,21;1,41	1,35	-4,35;5,97
VMML UNIOF	0,75	(0,56;0,86)	1,44	0,33;2,54	2,03	-8,09;10,97
VMAP BIOA	0,66	(0,41;0,80)	-0,12	-0,37;0,13	0,90	-2,34;2,10
VMAP BIOF	0,46	(0,07;0,69)	0,065	-0,20;0,33	0,93	-2,29;2,36
VMAP UNIOA	0,65	(0,39;0,80)	0,29	-0,08;0,68	1,35	-3,01;3,60
VMAP UNIOF	0,60	(0,30;0,77)	0,88	0,30;1,45	2,03	-4,09;5,85
AMML BI AO	0,54	(0,19;0,73)	0,07	-0,37;0,52	1,57	-3,79;3,94
AMML BIOF	0,55	(0,22;0,74)	0,067	-0,60;0,74	2,37	-5,75;5,89
AMML UNIOA	0,54	(0,20;0,74)	0,97	-0,12;2,07	3,87	-8,51;10,46
AMML UNIOF	0,49	(0,10;0,71)	2,16	0,84;3,48	4,65	-9,23;13,56
AMAP BIOA	0,48	(0,97;0,70)	-0,60	1,25;0,05	2,30	-6,25;5,05
AMAP BIOF	0,33	(0,16;0,62)	0,18	-0,49;0,85	2,36	-5,61;5,97
AMAP UNIOA	0,34	(-0,15;0,62)	0,36	-0,21;0,95	2,06	-4,68;5,41
AMAP UNIOF	0,41	(-0,03;0,66)	1,71	0,33;3,09	4,85	-10,16;13,59
ÁREA BIOA	0,67	(0,43;0,81)	-0,95	-5,24;3,33	15,10	-37,94;36,03
ÁREA BIOF	0,56	(0,24;0,75)	2,25	-1,49;6,00	13,18	-30,03;34,54
ÁREA UNIOA	0,36	(-0,12;0,63)	8,37	-1,29;18,05	34,03	-74,97;91,72
ÁREA UNIOF	0,53	(0,19;0,73)	25,99	-3,13;55,11	102,47	-224,96;276,94

CCI = Coeficiente de Correlação Intraclasse; IC 95% = intervalo de confiança de 95%; \bar{d} = diferença da média; DP da \bar{d} = desvio padrão da diferença; LC = limites da concordância. VMT: Velocidade Média Total (cm/s). VMML: Velocidade Média Médio Lateral. VMAP: Velocidade Média Antero-posterior (cm/s). AMML: Amplitude Médio Lateral (cm). AMAP: Amplitude Antero-posterior (cm). Área (cm/s²).

4. DISCUSSÃO

A classificação de Munro's²³ para coeficientes de confiabilidade, os valores que são gerados nos *plots* de *Bland-Altman* e o *SEM* foram utilizados, pois o CCI de forma isolada não promove informação suficiente sobre a confiabilidade das medidas devido à influência da magnitude da variação entre sujeitos e por não demonstrar a indicação do valor medido ou suas variações e do erro da medida e impossibilidade de ser interpretado clinicamente. Os valores de *Bland-Altman*²⁴, por sua vez, fornecem uma figura na qual o tamanho e a amplitude das diferenças nas medidas podem ser interpretadas facilmente, bem como os erros ou *outliers*. Além disso, este método apresenta os valores do intervalo de confiança para a diferença da média e os limites de concordância. Estes dados, respectivamente, indicarão os erros nas medidas e podem indicar uma interpretação clínica²⁵.

No geral, os resultados mostraram uma grande variabilidade nos valores de confiabilidade entre as variáveis derivadas do sinal do COP, tanto em solo quanto em água, sendo considerada baixa a alta confiabilidade. Entre os valores obtidos em solo, a VMT foi a variável mais confiável corroborando com os resultados encontrados por outros autores^{15,16,17,26}. A VMAP apresentou valores de CCI maiores do que VMML. Todavia, Lin *et al.*²⁷, avaliaram a confiabilidade das medidas do COP em jovens e idosos saudáveis e encontraram que a velocidade média tanto AP quanto ML foi a variável mais confiável apresentando excelentes valores de CCI (VMML de 0,95 e VMAP de 0,86 no grupo de jovens e VMML e VMAP de 0,95 no grupo de idosos). Assim, a velocidade média é vista como a variável mais confiável para avaliar as mudanças relacionadas à estabilidade postural e o risco de quedas¹⁹. A amplitude, por sua vez, foi a variável que apresentou menor confiabilidade, na condição UNIOA, corroborando com estudo de Ageberg *et al.*²⁸.

Ageberg *et al.*²⁸ avaliaram a confiabilidade do teste de equilíbrio unipodal em solo em indivíduos saudáveis, para análise estatística utilizaram o CCI e os *plots* de *Bland-Altman*. Os autores encontraram CCI de 0,79 a 0,95 em todas as variáveis analisadas, exceto para amplitude e os valores de *Bland-Altman* com seus limites de concordância que revelou que pequenas mudanças no desempenho dos indivíduos não podem ser detectadas. Os resultados do presente estudo mostraram os valores da diferença da média de todas as variáveis analisadas, próximo de zero, com

exceção da área que apresentou maior valor de diferença da média tanto no solo quanto na água, sendo a condição UNIOF com maior variabilidade dos dados, principalmente na água ($\bar{d}=25,29$).

Os valores de SEM, encontrados neste estudo, também apresentaram grande variação com valores entre 0,12 e 17,17 em solo, sendo o menor valor para a variável VMAP na condição BIOF e o maior valor para área na condição UNIOF, corroborando com estudo de Moghadam *et al.*²⁹ que avaliaram a confiabilidade das medidas do COP no controle postural de idosos saudáveis em três condições: superfície rígida com olhos abertos, superfície rígida com olhos fechados e superfície instável (espuma) com olhos fechados. Os autores encontraram valores de SEM próximos de zero, com exceção da variável área, que apresentou SEM de 1,42. Esse valor foi ainda maior quando o teste foi realizado com olhos fechados SEM de 1,60 e sobre superfície instável SEM de 4,85. Já em ambiente aquático, o menor valor de SEM encontrado foi para VMML e o maior foi também para a variável área na condição UNIOF. Contudo, a confiabilidade da condição de teste não pode interferir no objetivo do estudo ou teste, pois o teste realizado com olhos abertos ou fechados, com maior ou menor base de suporte, representam diferentes estratégias do sistema do controle postural, assim apesar de uma condição se mostrar mais confiável do que outra não se pode substituí-la por outra que apresenta melhor confiabilidade, pois as estratégias utilizadas são diferentes e cada uma tem sua devida representação e ativação no sistema de ajuste do controle postural.

O teste realizado com os olhos fechados leva a um aumento na oscilação do corpo e quando a base de suporte é reduzida essa oscilação se torna ainda mais evidente e esse aumento na oscilação pode estar relacionado com maior risco de quedas. Alguns estudos têm mostrado que as oscilações do corpo aumentam com a idade³⁰ e que a frequência de quedas aumenta à medida que o balanço aumenta³¹. Portanto, variáveis posturais estão relacionados a uma diminuição do controle postural. Dutil *et al.*¹³ observaram que mulheres idosas apresentam valores mais elevados para os parâmetros do COP com os olhos fechados quando comparado à condição com olhos abertos, indicando que a remoção da visão teve um maior efeito no desempenho do equilíbrio postural. Desse modo, quando a visão (ou outra informação sensorial) é removida, há uma reorganização sensorial e outras modalidades proprioceptivas são ativadas para compensar e manter a estabilidade postural^{32,33}.

A variabilidade dos testes quanto ao tempo de coleta de dados, quantidade e intervalo entre os testes e quanto as variáveis analisadas podem influenciar a confiabilidade da medida. De acordo com Ruhe *et al.*¹⁶ a heterogeneidade dos estudos quanto aos protocolos e modelos estatísticos utilizados faz com que a comparação da confiabilidade se torna uma tarefa difícil, pois há relativamente pouca consistência quanto aos métodos utilizados e as medidas selecionadas para análise do COP ao usar a plataforma de força.

A falta de confiabilidade das medidas de estabilidade postural diminui a força de um estudo para detectar diferenças entre grupos por causa dos erros aleatórios que provocam aumento na variância. Desse modo, a variabilidade das medidas, tanto entre como dentro de grupos, pode ser um fator limitante quando se deseja determinar se o desempenho postural está dentro dos padrões de normalidade ou ainda se as mudanças são sensíveis ao tratamento^{34,35}. E isso causa uma limitação no uso do instrumento na prática clínica como, por exemplo, na prevenção de quedas em idosos e também como uma ferramenta simples para avaliar o controle postural³⁶.

Neste estudo, algumas variáveis analisadas apresentaram baixa confiabilidade: AMML BIOF CCI de 0,38 e AMML UNIOA CCI de 0,23, AMAP BIOF CCI de 0,46 e AMAP UNIOA CCI de 0,46 e área nas condições: BIOA CCI de 0,46, BIOF CCI de 0,48 e UNIOA CCI de 0,45 em solo. Os resultados podem ser explicados porque apenas, um teste foi realizado, estudos tem mostrado que o aumento no número de repetições pode reduzir o peso da variância do erro^{17,37}. Segundo, Lafond *et al.*¹⁷ a baixa confiabilidade é encontrada quando o teste é medido uma única vez. Pinsautl *et al.*³⁷ avaliaram o efeito do número de teste na confiabilidade das medidas do COP, para assim determinar a quantidade de teste necessária para maximizar a confiabilidade teste-reteste. No estudo dez testes com duração de 30 segundos foram realizados, após uma hora os testes foram repetidos. Os autores encontraram que o número de testes tem efeito sobre a confiabilidade das medidas do COP e que três testes de 30 segundos são suficientes para garantir uma excelente confiabilidade teste-reteste. O intervalo de tempo entre as medidas também pode influenciar a confiabilidade dos dados; este estudo utilizou um período de 48 horas entre um teste e outro. Estudos sugerem que testes realizados no mesmo dia podem apresentar melhor confiabilidade quando comprado a teste realizado entre dias^{28,38,39}. Benvenuti *et al.*³⁸ utilizaram o CCI para avaliar a confiabilidade em curto prazo (quatro horas entre um teste e outro) e a confiabilidade em longo prazo (uma semana entre os testes) e

encontraram maior valor de CCI em curto prazo. Todavia, a melhor confiabilidade encontrada quanto o teste é realizado com maior número de repetições e com menor intervalo de tempo entre os testes, pode ser questionada pelo efeito da aprendizagem que desempenha um importante papel nos estudos de confiabilidade teste-reteste⁴⁰. Apesar do CCI apontar algumas variáveis com baixa confiabilidade os valores da diferença da média estão próximos de zero, com exceção da área UNIOF \bar{d} de 2,69, salientando boa confiabilidade dos dados.

No que se refere ao tempo de aquisição de dados, um mínimo de 30 segundos de teste é necessário para alcançar confiabilidade aceitável³⁸⁻⁴². Neste estudo os dados foram coletados por 30 segundos em todas as condições analisadas. Entretanto, segundo Lafond *et al.*¹⁷ um maior tempo de teste pode aumentar a confiabilidade da medida. Os autores avaliaram a confiabilidade das medidas do COP com três diferentes tempos de duração (30, 60 e 120 segundos) e observaram uma melhor confiabilidade no teste de maior duração, 120 segundos. Contudo, um tempo de coleta demasiadamente longo pode comprometer a capacidade do indivíduo em manter a postura, principalmente em posições mais desafiadoras com menor base de suporte.

Em relação aos achados da plataforma de força aquática algumas diferenças foram encontradas em relação à confiabilidade do solo. Neste ambiente a variável que apresentou melhor confiabilidade foi a VMML UNIOF CCI DE 0,75. Já, a VMAP apresentou baixa a moderada confiabilidade com CCI entre 0,46 e 0,66. A área diferentemente do solo variou de baixa a alta CCI entre 0,36 e 0,67. A variável com menor confiabilidade foi a AMAP apresentando CCI entre 0,33 e 0,48. Apesar, de algumas diferenças e da grande variabilidade entre os valores de CCI a velocidade média, mesmo em meio diferente, continua sendo a variável mais confiável. De um modo geral, os valores de CCI na água foram inferiores aos valores encontrados no solo. Não foi encontrado na literatura nenhum estudo que tenha realizado a confiabilidade das medidas do COP em ambiente aquático, embora a água seja uma modalidade terapêutica que vem sendo muito utilizada, ainda há uma escassez de estudos que relate as mudanças do sistema de controle postural, limitando assim a comparação dos nossos resultados.

A velocidade é vista como a variável mais confiável para avaliar o controle postural, seja em solo ou em ambiente aquático. Porém, essa variável representa apenas quão rápido foram os deslocamentos do COP nas direções AP e ML^{10,50}, assim para uma análise mais ampla do controle postural, outras variáveis são

necessárias, como a área que representa o deslocamento do COP dentro da elipse. O presente estudo apontou que em solo a variável área apresentou uma confiabilidade variando de baixa à moderada com CCI de 0,45 a 0,58 e \bar{d} de -0,082 a 2,69, sendo a condição UNIOF maior valor CCI de 0,58, porém com \bar{d} de 2,69. Na água, a confiabilidade também foi de baixa à moderada com CCI de 0,36 a 0,67 e \bar{d} de -0,95 a 22,99, sendo a condição BIOA mais confiável CCI de 0,67 e \bar{d} de -0,95. A amplitude por sua vez, é a variável que representa a distância entre o deslocamento máximo e mínimo do COP nas direções AP e ML^{10,43}, o estudo encontrou CCI entre 0,75 e 0,23 em solo, variando de alta a nenhuma confiabilidade e em água baixa a moderada confiabilidade com CCI de 0,55 a 0,33. Assim, deve se ter cautela ao utilizar algumas variáveis derivadas do sinal do COP como a área para avaliar o controle postural. A velocidade é então considerada a variável mais sensível para avaliar as mudanças no controle postural, estudos mostram que o aumento na velocidade do deslocamento do COP está relacionado a uma maior instabilidade postural e conseqüentemente maior risco de quedas^{44,45}.

Este estudo evidenciou que manter o controle postural durante a postura ereta na água parece ser uma tarefa ainda mais complexa que no solo, pois além das propriedades físicas do corpo, que como já vimos pode influenciar a estabilidade postural, outras propriedades próprias do meio agem no corpo submerso^{20,21}, assim as mudanças encontradas nas variáveis do COP podem ser explicadas pela mecânica de fluídos sobre o sistema de ajuste do controle postural. Ainda, os resultados deste estudo mostram que na água todas as variáveis apresentaram maiores valores de oscilação quando comparados aos valores encontrados em solo. Desse modo, a menor confiabilidade encontrada na água, bem como, os maiores valores de oscilação, podem ser explicados pela instabilidade do ambiente aquático, embora o estudo tenha padronizado que durante o teste de água estivesse a mais parada possível, pequenas turbulências no meio podem ocasionar maior variabilidade entre os testes e conseqüentemente influenciar a confiabilidade da medida.

Quando um corpo encontra-se imerso na água ele recebe a ação da pressão hidrostática, definida como uma força que atua perpendicularmente em cada ponto da superfície desse corpo. Ainda, a pressão está diretamente relacionada à profundidade, ou seja, quanto maior à profundidade maior será a pressão exercida sobre o corpo. Desse modo, quando sustentamos o peso do corpo na posição vertical

dentro da água, a pressão sob a extremidade inferior (base) é maior do que na extremidade superior (ápice)⁴⁶.

Além disso, a estatura e a massa dos participantes também podem ter influenciado o sistema de ajuste postural, pois esses fatores estão relacionados com algumas propriedades do meio como a flutuação (empuxo), compreendida como uma força que apresenta a mesma direção que a força peso (produto da massa de um corpo pela ação da gravidade), mas com sentido contrário. De acordo, com o princípio de Arquimedes, um corpo que está parcial ou totalmente submerso na água experimentará uma força de empuxo que é igual ao peso do volume de água deslocado por esse corpo⁴⁷. A redução do peso do corpo imerso na altura da crista ilíaca, do processo xifoide e da C7 corresponde a 75-100%, 50-75% e 0-25% do peso corporal. Assim, quanto menor a imersão o corpo estiver menor será o empuxo atuante e maior a força da gravidade e menor a redução do peso corporal, ou seja, quanto mais alto for indivíduo e a lâmina da água ficar mais baixa no corpo maior será o peso corporal, ou peso aparente, dentro da água. Neste contexto, indivíduos com menor altura, apresentam menor peso aparente, portanto, são mais instáveis expondo maior dificuldade para manter a postura dentro da água.

Outra propriedade que está relacionada ao peso corporal é a densidade relativa, assim o indivíduo que apresenta maior quantidade de tecido adiposo, menor densidade em relação à água, terá maior facilidade para flutuar, diminuindo assim seu peso aparente⁴⁸. Isto poderá ocasionar uma maior dificuldade em manter os pés em contato com a superfície de apoio. O modelo do pêndulo invertido aliado à mecânica de fluidos da água, faz com que o tornozelo, considerado o principal ponto de aplicação das forças, se torne ainda mais instável apresentando maior dificuldade em manter o contato do pé na superfície e conseqüentemente maior oscilação. Todos estes fatores em conjunto, tentam explicar os maiores valores de oscilação encontrados no meio aquático, a maior variabilidade das medidas entre o teste-reteste e a menor confiabilidade do meio quando comparada a confiabilidade encontrada no solo. Por se tratar de meio instável e com uma mecânica diferente do solo, futuros estudos devem padronizar as medidas antropométricas (peso e altura) dos participantes, para então avaliar a real influência do ambiente aquático no sistema de ajuste postural.

As diferenças encontradas entre os estudos também podem ser devido ao tipo de plataforma utilizada, pois elas podem ser constituídas por sensores do tipo

células de carga ou cristais piezoelétricos. O modelo célula de carga tem valor mais acessível e apresenta boa capacidade estática, mas não tem a mesma sensibilidade que a plataforma com cristais piezoelétricos⁴⁹. Este estudo utilizou plataforma com sensor do tipo célula de carga, assim como o estudo de Bauer et al.⁵. Enquanto, outros autores utilizam sensor cristal piezoelétrico^{15,27}. Desse modo, a maior sensibilidade proporcionada pelos cristais podem explicar as diferenças encontradas nas variáveis.

A plataforma de força é um instrumento muito utilizado para avaliar o controle postural^{6,10}, às variáveis derivadas do sinal do COP fornecem informações que podem ser úteis não somente na prática clínica, para avaliação do controle postural e o risco de quedas, mas também para compreender a biomecânica do corpo em diferentes ambientes, como o ambiente aquático que vem sendo muito utilizado para o tratamento e prevenção de lesões, porém pouco explorado em biomecânica. Contudo, essas variáveis derivadas do sinal do COP devem ser consideradas com cautela, pois representam parâmetros diferentes, ou seja, cada variável fornece uma informação específica. Além disso, algumas apresentam pouca ou nenhuma confiabilidade como a AMML UNIOA em solo e baixa em ambiente aquático.

4.1 IMPLICAÇÕES PARA PRÁTICA CLÍNICA

As variáveis derivadas do sinal do COP, obtidas por meio de uma plataforma de força terrestre e outra aquática, apresentaram diferentes valores de confiabilidade, algumas variáveis se mostraram mais confiáveis como a velocidade e outras menos confiáveis como a amplitude. Desse modo, deve se ter cautela ao selecionar as variáveis que serão utilizadas. A amplitude, por exemplo, variou de nenhuma à alta confiabilidade em solo e baixa à alta confiabilidade em água. A área apresentou confiabilidade variando de baixa à moderada tanto em solo como em água. Ainda, os valores de CCI encontrados em solo foram melhores que em água. Além disso, a tarefa de manter a posição ereta, em ambiente aquático, se torna ainda mais complexa, apresentando maior oscilação e conseqüentemente maior deslocamento nas variáveis derivadas do sinal do COP. Assim, a plataforma de força pode ser utilizada para avaliar o controle postural tanto em solo como em ambiente aquático, porém as variáveis analisadas devem ser selecionadas cuidadosamente, pois algumas apresentam baixa confiabilidade.

5. CONCLUSÃO

Há uma grande variabilidade nas medidas derivadas do sinal do COP. De um modo geral, a confiabilidade do controle postural, de jovens saudáveis, avaliada por meio de plataforma de força terrestre e aquática variou de baixa a alta, sendo que os valores encontrados no solo foram mais confiáveis que os valores da água. A velocidade foi a variável mais confiável em ambos os meios e a amplitude AP e ML na condição UNIOA em solo e BIOF em água foi a variável que apresentou menor confiabilidade. Assim, concluímos que as variáveis derivadas do sinal do COP, obtidas por meio de uma plataforma de força, podem ser utilizadas para avaliar o controle postural de jovens saudáveis, entretanto deve se ter cautela ao escolher a variável, pois algumas apresentam nenhuma ou baixa confiabilidade. Ainda, o ambiente aquático pode ser utilizado para avaliar o controle postural e assim, poder inferir as mudanças que ocorrem no sistema de controle postural quando o corpo está submerso em meio líquido.

REFERÊNCIAS

1. Horak FB, Nashner LM, Diener HC. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research* 1990; 82 (1):167-177.
2. Lichtenstein MJ, Shields SL, Shiavi RG, Burger MC. Clinical determinants of biomechanics platform measures of balance in aged women. *J Am Geriatr Soc* 1988;36:996-1002.
3. Overstall W, Exton-Smith AN, Imms FJ, Johnson AL. Falls in the elderly related to postural balance. *BMJ* 1977;1:287-95.
4. Geurts ACH, Nienhuis B, Mulder TW. Intrasubject Variability of Selected Force-Platform Parameters in the Quantification of Postural Control. *Arch Phys Med Rehabil* 1993; 74 (11):1144- 1150.
5. Bauer C, Groger I, Rupprecht R, Gabmann KG. Intrasession Reliability of Force Platform Parameters in Community-Dwelling Older Adults. *Arch Phys Med Rehabil* 2008; 89 (10):1977-1981.
6. Maribo T, Stengaard-Pedersen K, Jensen L.D. Postural balance in low back pain patients: Intra-session reliability of center of pressure on a portable force platform and of the one leg stand test. *Gait & Posture* 2011; 34(2): 213–217.
7. Gasq D, Labrunée M, Amarantini D, Dupui P, Montoya R, Marque P. Between-day reliability of centre of pressure measures for balance assessment in hemiplegic stroke patients. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2014; 11:39.
8. Takacs J, Carpenter MG, Garland SJ, Hunt MA. Test re-test reliability of centre of pressure measures during standing balance in individuals with knee osteoarthritis. *Gait & Posture* 2014; 40(1): 270-3.
9. Bizzo G, Guillet N, Patat A, Gagey PM. Specifications for building a vertical forces platform designed for clinical stabilometry. *Agressologie* 1984;25:1033-4.
10. Duarte M, Freitas SMSF. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Rev Bras Fisioter* 2010; 14 (3): 183-92.
11. Winter DA. A.B.C. (Anatomy, biomechanics and control) of balance during standing and walking. Waterloo: Waterloo Biomechanics; 1995.
12. Gurfinkel EV. Physical foundations of stabilography. *Agressologie* 1073. 14: 9-14.

13. Dutil M, Handrigan GA, Corbeil P, Cantin V, Simoneau M, Teasdale N, Hue O. The impact of obesity on balance control in community-dwelling older women. *Age (Dordr)* 2013; 35(3):883-90.
14. Roberts BL, Mueller MG. The balance scale: factor analysis and reliability. *Percept. Mo. Skills* 1987; 65:367-74.
15. Raymakers JA, Samson MM, Verhaar HJ. The assessment of body sway and the choice of the stability parameters. *Gait & Posture* 2005; 21 (1): 48-58.
16. Ruhe A, Fejer R, Walker B. The test–retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions – A systematic review of the literature. *Gait & Posture* 2010; (32):436–445.
17. Lafond D, Corriveau H, Hebert R, Prince F. Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2004; 85(6): 896 -901.
18. Salavati M, Hadian MR, Mazaheri M, Negahban H, Ebrahimi I, Talebian S, Jafari AH, Sanjari MA, SM Sohani, Parnianpour M. Test–retest reliability of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability. *Gait & Posture* 2009; 29(3) :460–464.
19. Maki BE, Holliday PJ, Fernie GR. A comparison of spontaneous and induced sway balance tests. *J Am Geriatric Soc* 1990; 38(1):1–9.
20. Ruoti RC, Troup JT, Berger RA. The effects of non-swimming water exercises on older adults. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy* 1994; 3(19): 140-145.
21. Becker BE, Cole AJ. *Terapia aquática moderna*. São Paulo: Manole, 2000.
22. Biasoli MC, Machado CM. Hidroterapia: aplicabilidades clínicas. *Revista Brasileira de Medicina*. 2006; 63(5): 225-237.
23. Domholdt E. *Rehabilitation research: principles and applications*, 3rd ed., Philadelphia: Elsevier Saunders; 2005.
24. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurements. *Lancet* 1986;1:307-10.
25. Rankin G, Stokes M. Reliability of assessment tools in rehabilitation: an illustration of appropriate statistical analyses. *Clin Rehabil* 1998;12:187-99

26. Cornilleau-Peres V, Shabana N, Droulez J, Goh JC, Lee GS, Chew PT. Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: methodology and reliability. *Gait & Posture* 2005; 22 (2): 96-106
27. Lin D, Seol H, Nussbaum MA, Madigan ML. Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. *Gait Posture* 2008; 28(2):337-42.
28. Ageberg E, Zätterström R and Moritz U: Stabilometry and one leg hop test have high test-retest reliability. *Scand J Med Sci Sports* 1998; 8 (4):198-202.
29. Moghadam M, Ashayeri H, Salavati M, Sarafzadeh J, Taghipoor KD, Saeedi A. Reliability of center of pressure measures of postural stability in healthy older adults: effects of postural task difficulty and cognitive load. *Gait Posture* 2011; 33(4):651-5.
30. Sheldon P. The effect of age on the control of sway. *Gerontol Clin* 1962; 5:129-38.
31. Fernie GR, Gryfe CI, Holliday PJ, Llewellyn A. The relationship of postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects. *Age Ageing* 1982; 11:11-6.
32. Peterka RJ. Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol* 2002; 88(3):1097–1118
33. Teasdale N, Simoneau M. Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration. *Gait Posture* 2001; 14(3):203–210.
34. Chiari L, Bertani A, Cappello A. Classification of visual strategies in human postural control by stochastic parameters. *Hum Mov Sci* 2000;19:817–42.
35. Samson M, Crowe A. Intra-subject inconsistencies in quantitative assessments of body sway. *Gait Posture* 1996; 4:252–7.
36. Chiari L, Rocchi L, Cappello A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2002; 17(9-10):666-77.
37. Pinsault N, Vuillerme N. Test retest reliability of centre of foot pressure measures to assess postural control during unperturbed stance. *Med Eng Phys* 2009; 31(2):276-86.
38. Benvenuti F, Mecacci R, Gineprari I, Bandinelli S, Benvenuti E, Ferrucci L, Baroni A, Rabuffetti M, Hallett M, Dambrosia JM, Stanhope SJ. Kinematic

- characteristics of standing disequilibrium: reliability and validity of posturographic protocol. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80 (3):278–87.
39. Doyle TL, Newton RU, Burnett AF. Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2005; 86(10): 2034 – 40.
40. Portney LG, Watkins MP. Reliability; in Prentice-Hall: Foundations of clinical research applications to practice. New Jersey, Upper Saddle River 2000; 3:78–96.
41. Le Clair K, Riach C. Postural stability measures: what to measure and for how long. *Clin Biomech* 1996;11:176–8.
42. Doyle RJ, Hsiao-Wecksler ET, Ragan BG, Rosengren KS. Generalizability of centre of pressure measures in quiet standing. *Gait Posture* 2007;25:166–71.
43. Baratto. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density vs. other parameterization techniques. *Motor Control* 2002; (6): 246-270.
44. Quatman-yates CC, Lee A, Hugentobler JA, Kurowski BG, Myer GD, Riley MA. Test-retest consistency of a postural sway assessment protocol for adolescent athletes measured with a forceplate. *Int J Sports Phys Ther* 2013; 8(6):741-8.
45. Sturnieks DL, George R, Lord SR. Balance disorders in the elderly. *Neurophysiol clin.* 2008; 38:467–478.
46. Barela AM, Duarte M. Biomechanical characteristics of elderly individuals walking on land and in water. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008; 18(3): 446-54.
47. Kneighbaum E, Barthels KM. Biomechanics: a qualitative approach for studying human movement. 4th ed. Boston: Allyn and Bacon, 1996.
48. Harrison R, Hillmann M, Bulstorde S. Loading of the lower limb when walking partially immersed. *Physiotherapy* 1992; 3(78):164-166.
49. D. Gordon E. Robertson, Graham E. Caldwell, Joseph Hamill, Gary Kamen, Saunders N. Whittlesey. Research methods in biomechanics. 2014 2nd edition Human Kinetics Copyright.

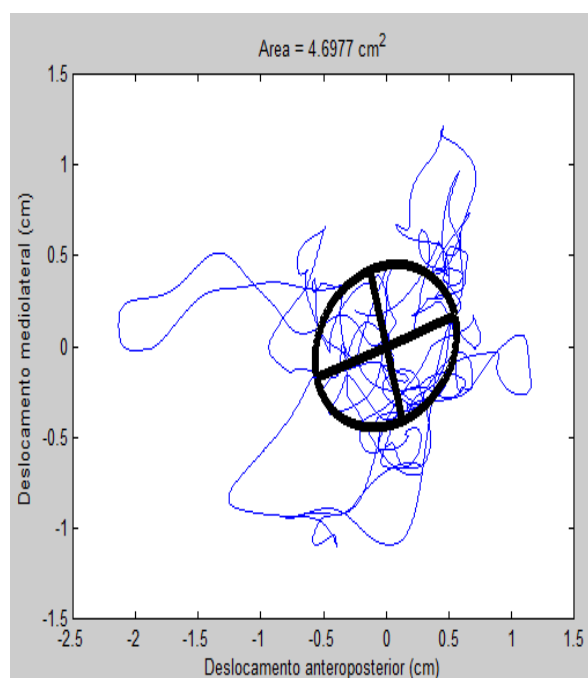
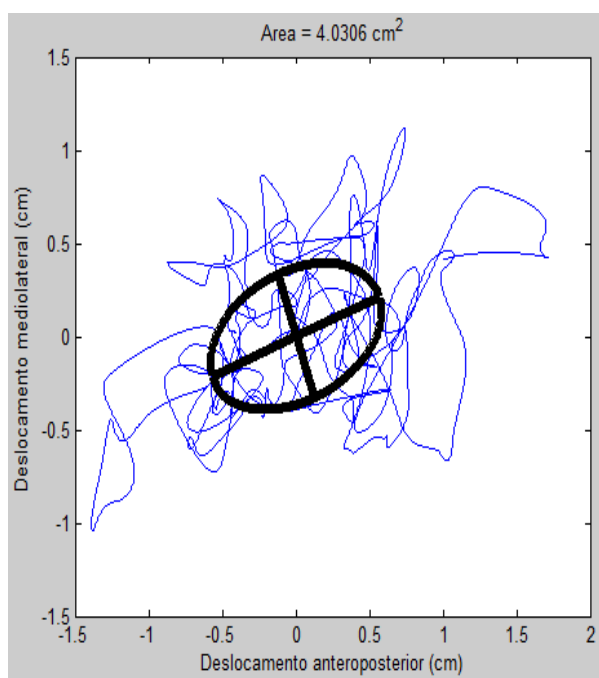
CONCLUSÃO GERAL

A avaliação da confiabilidade teste-reteste do controle postural utilizando duas plataformas de força sendo uma terrestre e outra aquática, mostraram que em ambas as situações há uma grande variabilidade entre as medidas do COP. Os valores de CCI em solo foram superiores aos valores encontrados na água. Ainda, foram observados maiores valores de oscilação em todas as variáveis derivadas do sinal do COP, no ambiente aquático evidenciado que a mecânica de fluídos influencia o sistema de ajuste postural e que a manutenção da postura ereta na água é uma tarefa ainda mais complexa do que no solo. As variáveis derivadas do sinal do COP, avaliada por meio de uma plataforma de força, apresentam uma confiabilidade variando de baixa a alta, sendo a velocidade média a variável mais confiável não somente no solo, mas também no meio aquático. A amplitude AP e ML em solo e amplitude AP em água a variável com menor confiabilidade. Assim, deve-se ter cautela ao selecionar algumas variáveis derivadas do sinal do COP para avaliar o controle postural.

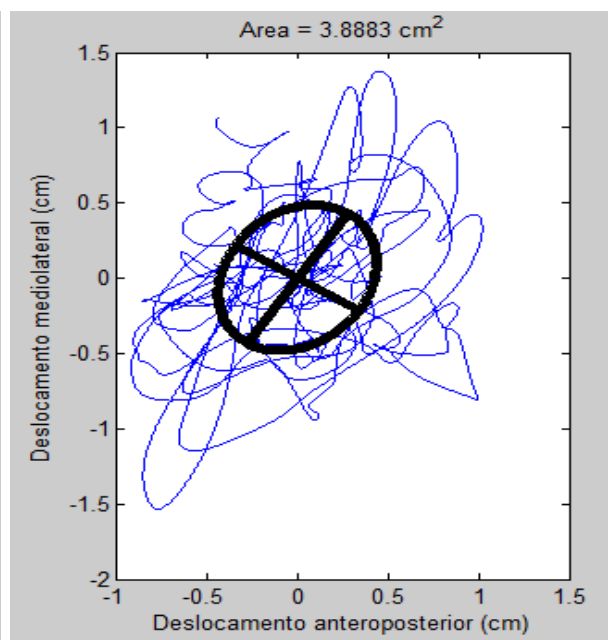
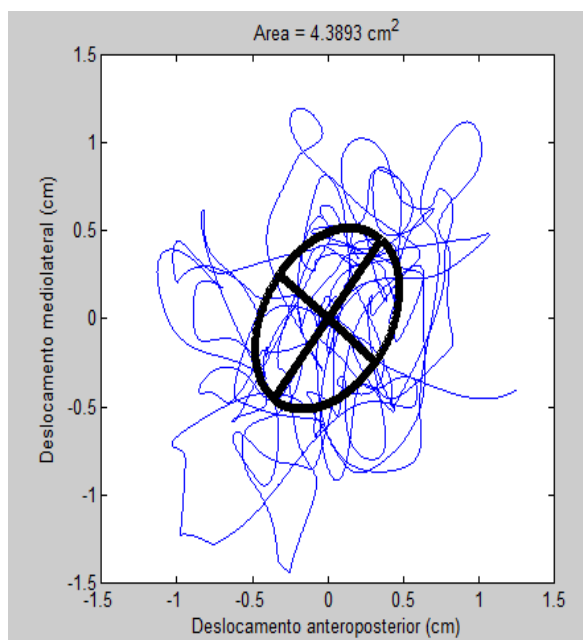
APÊNDICES

Apêndice A

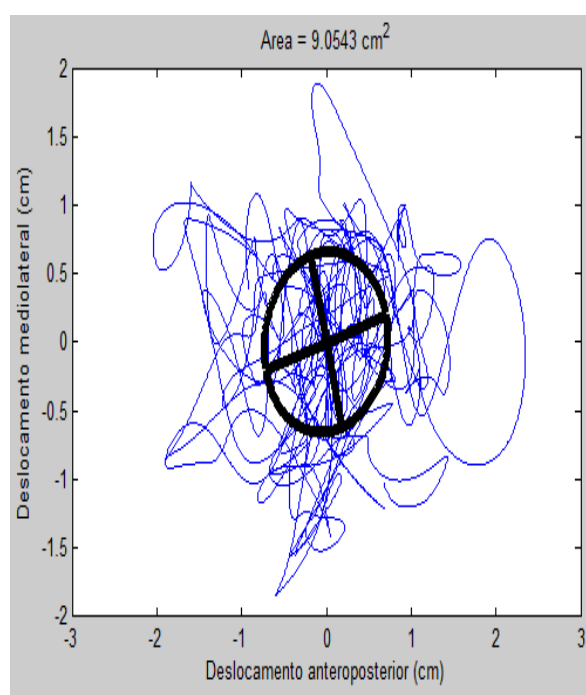
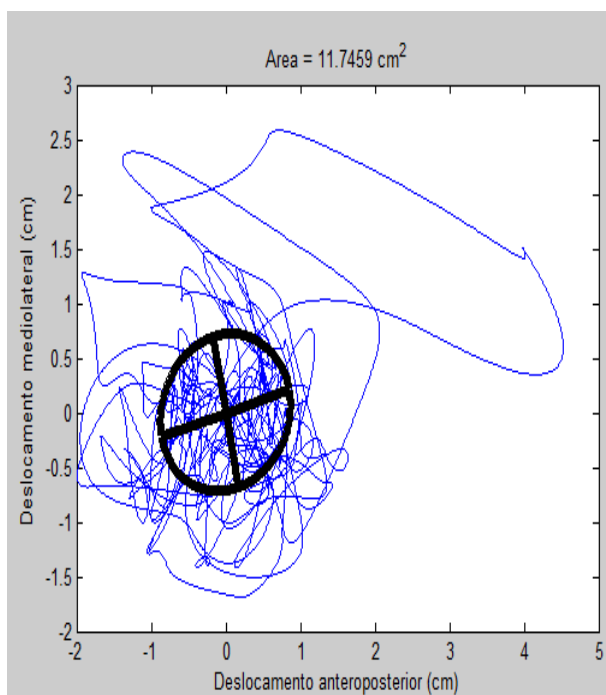
Estatocinesigrama do deslocamento do COP solo BIOA teste e reteste.



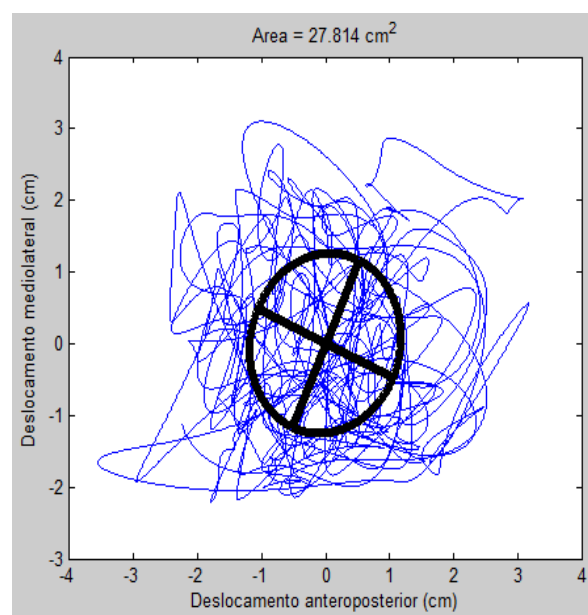
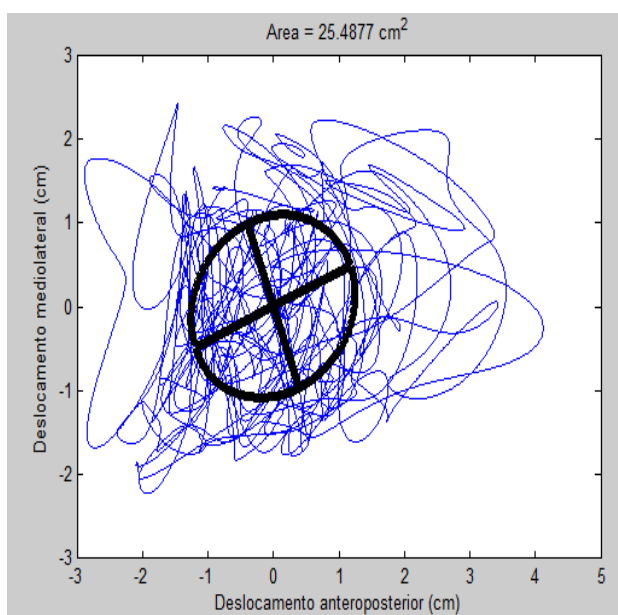
Estatocinesigrama do deslocamento do COP solo BIOF teste e reteste.



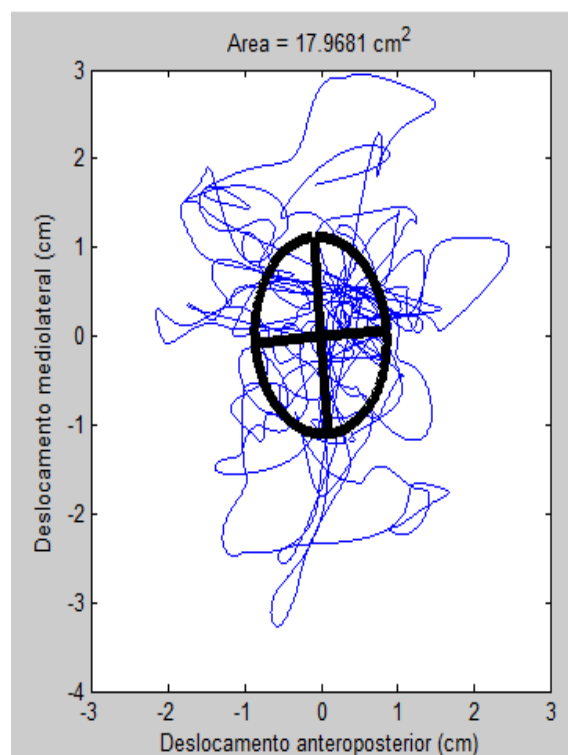
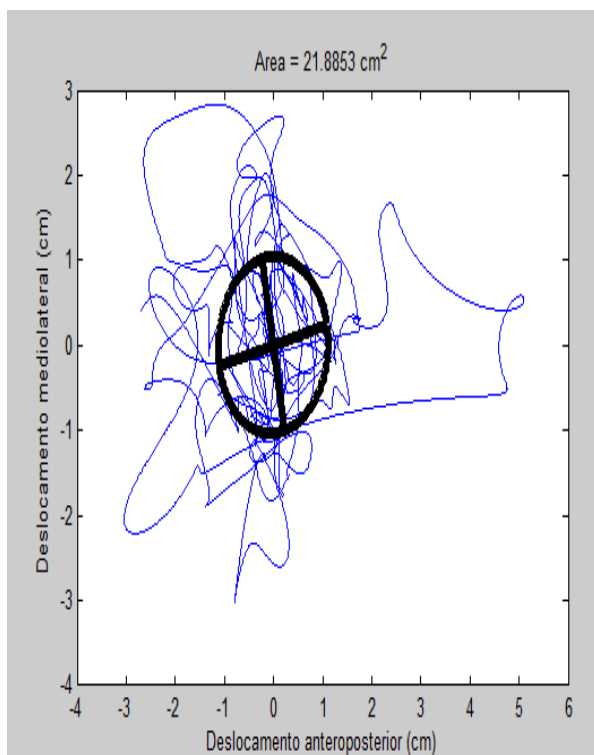
Estatocinesigrama do deslocamento do COP solo UNIOA teste e reteste.



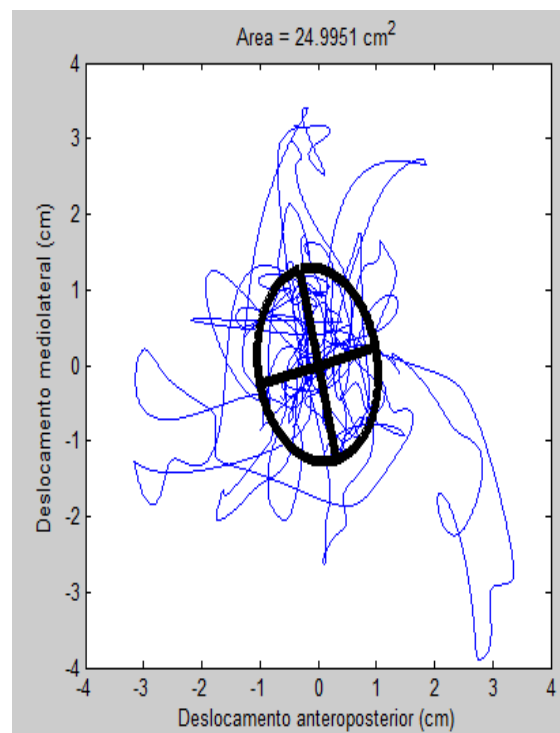
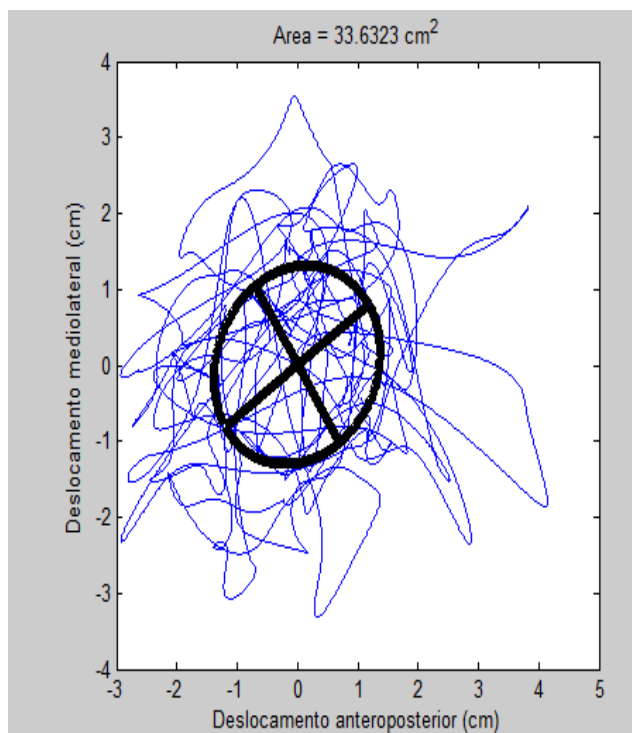
Estatocinesigrama do deslocamento do COP solo UNIOF teste e reteste.



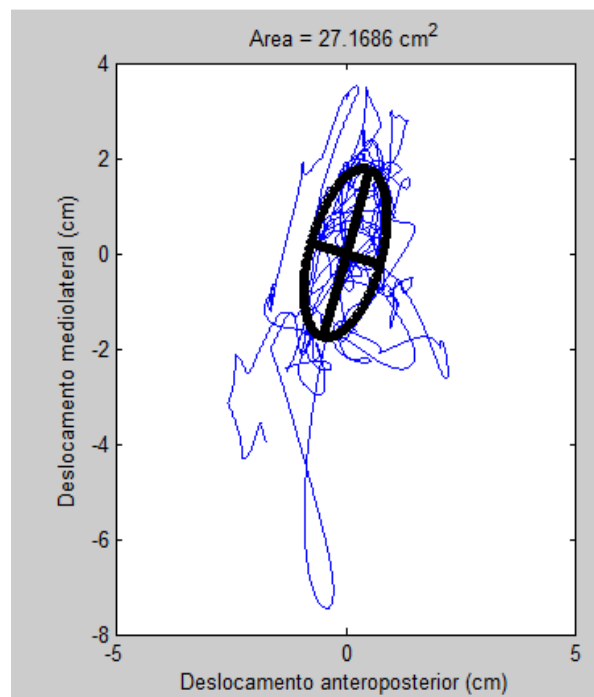
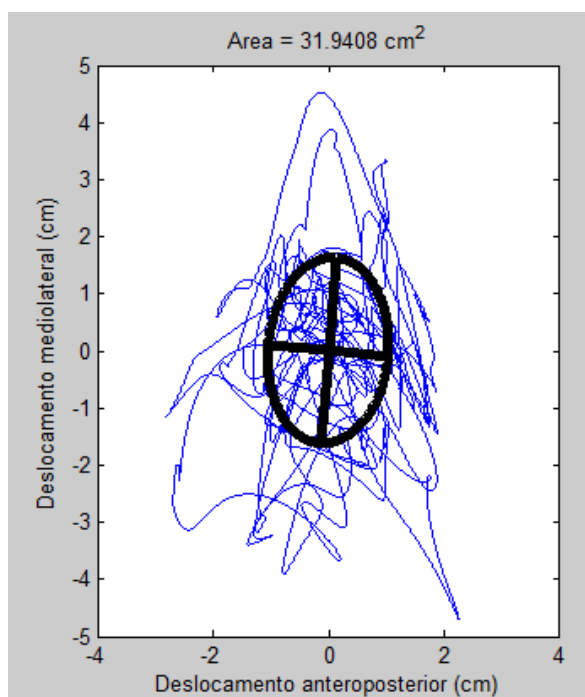
Estatocinesigrama do deslocamento do COP água BIOA teste e reteste.



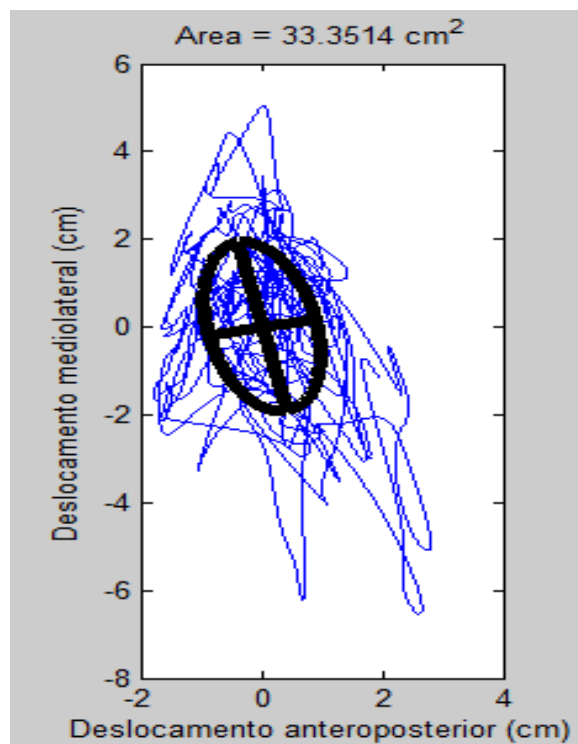
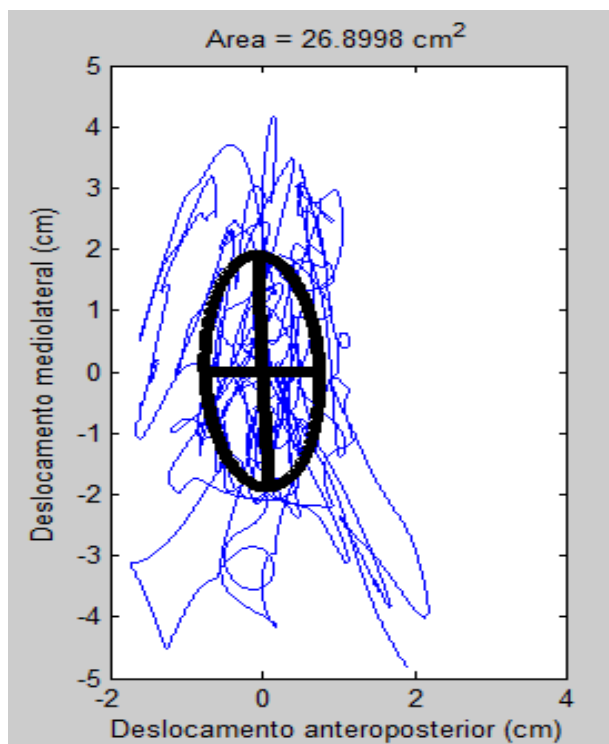
Estatocinesigrama do deslocamento do COP água BIOA teste e reteste.



Estatocinesigrama do deslocamento do COP água UNIOA teste e reteste.



Estatocinesigrama do deslocamento do COP água UNIOF teste e reteste.



Apêndice B

Gráfico de *Bland-Altman* solo VMT BIOA teste e reteste.

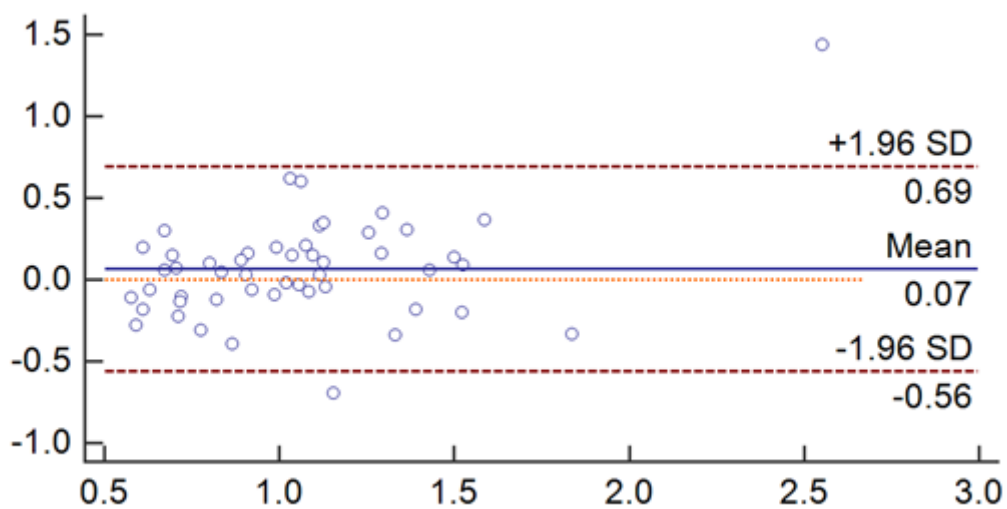


Gráfico de *Bland-Altman* solo VMT BIOF teste e reteste.

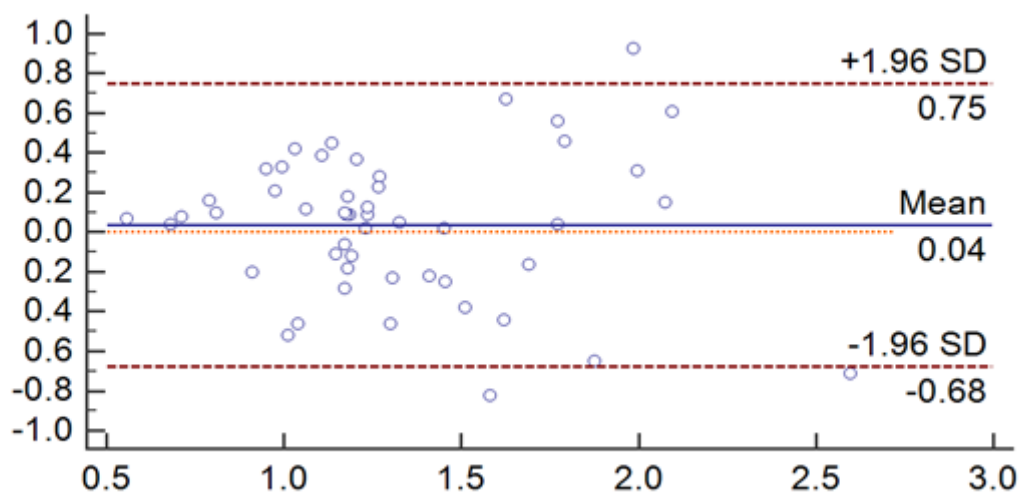
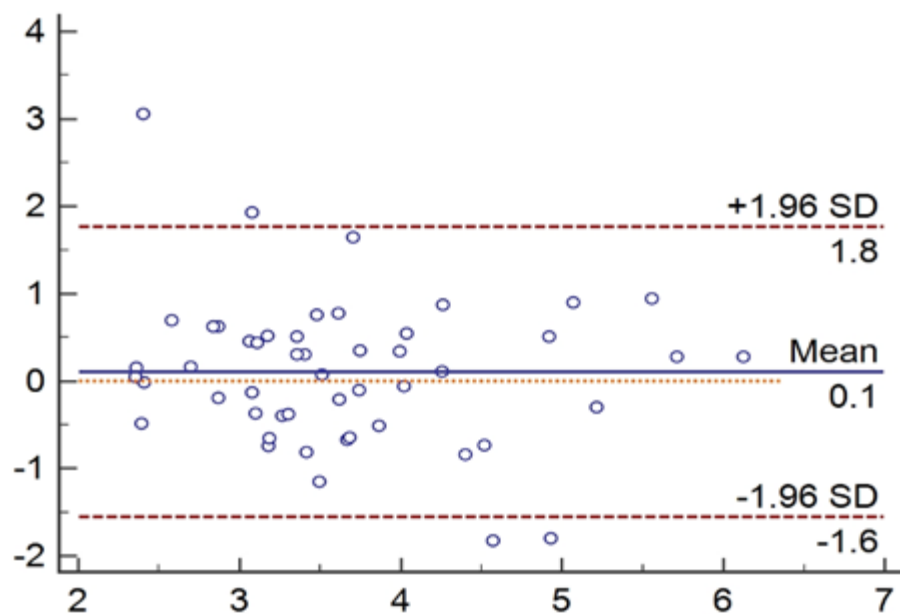
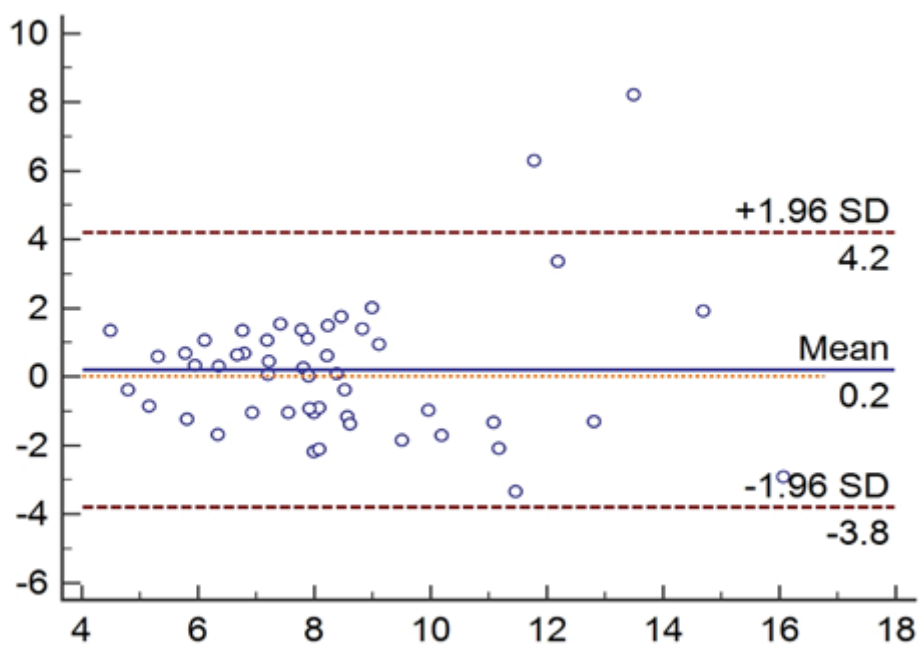


Gráfico de *Bland-Altman* solo VMT UNIOA teste e reteste.Gráfico de *Bland-Altman* solo VMT UNIOF teste e reteste.

. Gráfico de *Bland-Altman* água VMT BIOA teste e reteste.

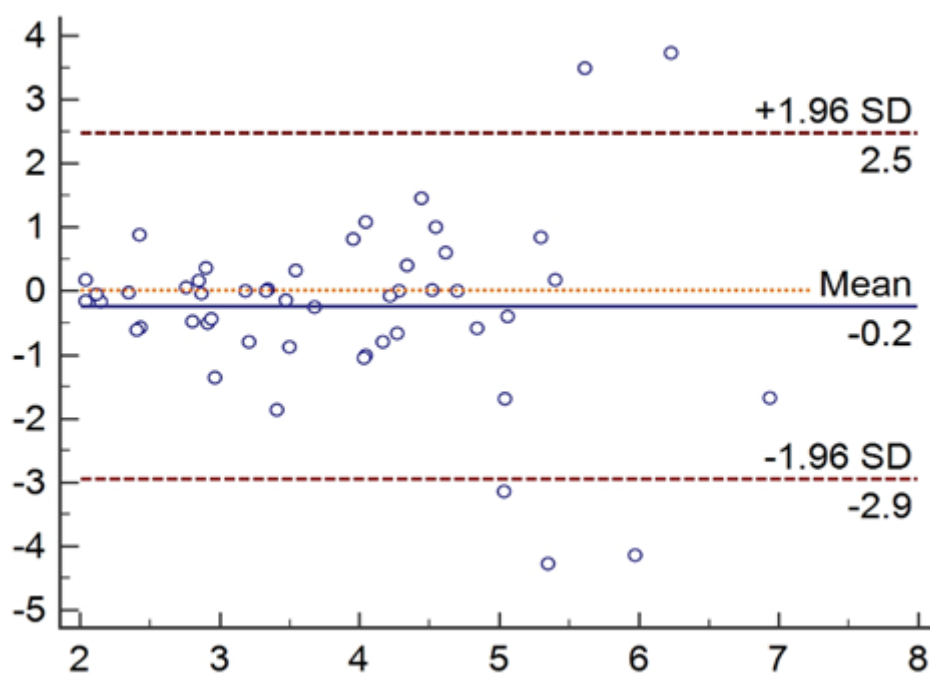


Gráfico de *Bland-Altman* água VMT BIOF teste e reteste.

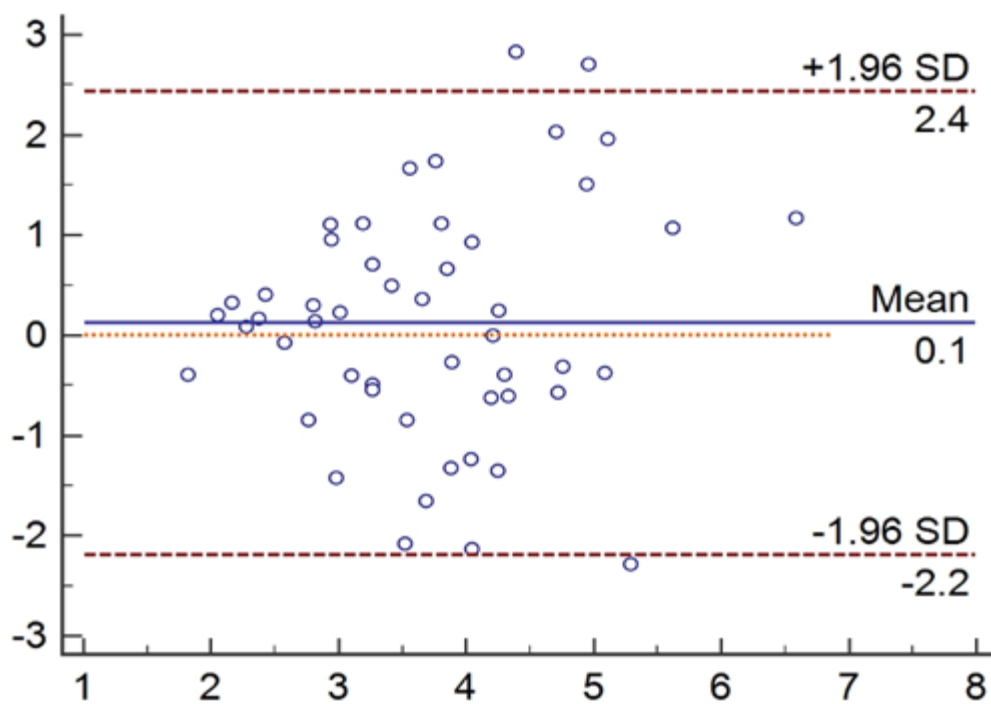
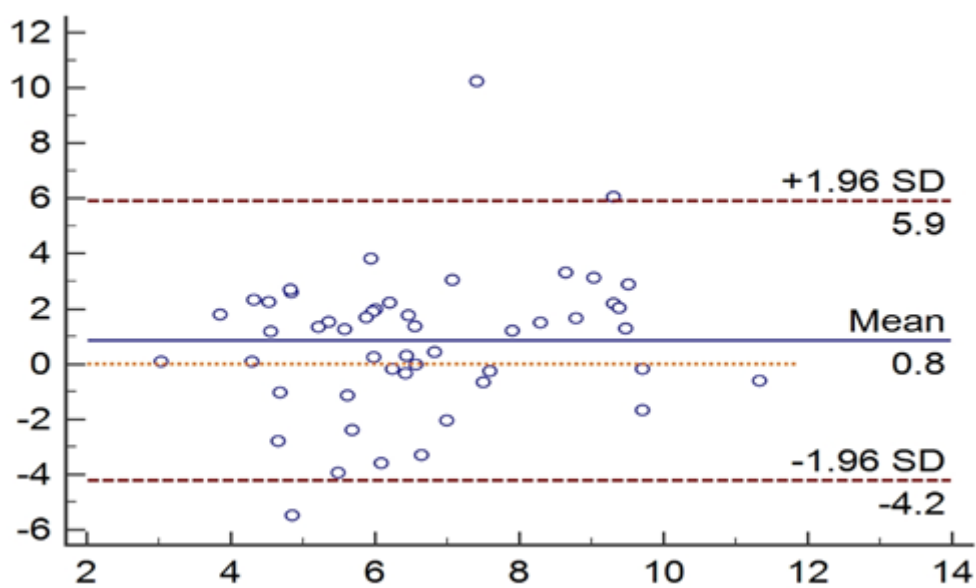
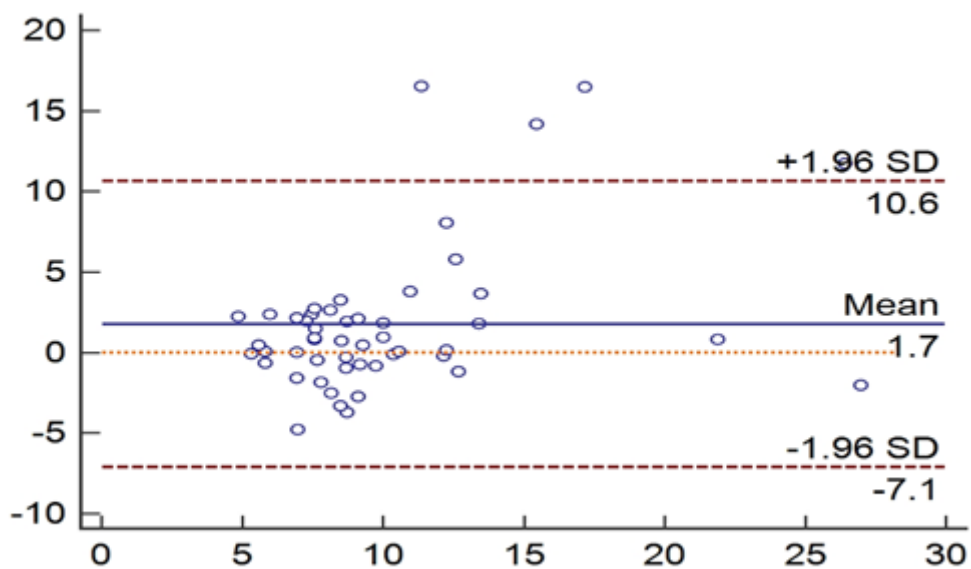


Gráfico de *Bland-Altman* água VMT UNIOA teste e reteste.Gráfico de *Bland-Altman* água VMT UNIOF teste e resteste.

Apêndice C

Termo de Consentimento Livre Esclarecido

	UNIVERSIDADE ESTADUAL DE LONDRINA	
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS Universidade Estadual de Londrina Registro CONEP 5231		
Parecer CEP/UEL:	217/2012	
CAAE:	11096312.4.0000.5231	
Processo:	8295	
Pesquisador(a):	Jefferson Rosa Cardoso	
Unidade/Órgão:	CCS – Departamento de Fisioterapia	
Prezado(a) Senhor(a):		
<p>O "Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina" (Registro CONEP 5231) – de acordo com as orientações da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS e Resoluções Complementares, avaliou o projeto:</p> <p style="text-align: center;">"COMPARAÇÃO ENTRE A MARCHA REALIZADA EM SOLO E SUBMERSA DE INDIVÍDUOS COM E SEM ENTORSE DE TORNOZELO"</p>		
Situação do Projeto: Aprovado		
<p>Informamos que deverá ser comunicada, por escrito, qualquer modificação que ocorra no desenvolvimento da pesquisa, bem como deverá ser encaminhado ao CEP/UEL relatório final da pesquisa, conforme prevê a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS e Resoluções Complementares.</p>		
Londrina, 25 de fevereiro de 2012.		
 Prof. Dra. Alexandrina Aparecida Maciel Cardelli Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos Universidade Estadual de Londrina		



Apêndice D

Rotina Matlab

```

%% Rotina criada por Felipe Arruda Moura em 30/08/2013
%% Esta rotina faz o calculo de algumas variáveis relacionadas ao COP, em
%% uma plataforma de força coletada a 1000 Hz, com o eixo X representando o
%% deslocamento antero-posterior e Y o deslocamento médio-lateral
%% Todas as variáveis foram calculadas com base no artigo de Duarte
%% (2010).
%% As variáveis retornadas são:

% DOT: Deslocamento da oscilação total;

% DispersãoAP e DispersãoML: Dispersão do deslocamento do CP da posição média
durante um
% intervalo de tempo, para cada direção

% RMSap e RMSml: RMS para o deslocamento em cada direção

% AsCPap e AdCPml = Amplitude de deslocamento do sinal em cada uma das
% direções. Representa a subtração entre o valor máximo e mínimo

% VMap, VMml e VMT = Velocidades médias no sentido anteroposterior,
% mediolateral e total, respectivamente.

% Area = área da elipse formada pela PCA.

% A Rotina deverá ser rodada conforme para dados em txt, conforme este
% exemplo:

function
[DOT,DispersaoAP,DispersaoML,RMSap,RMSml,AdCPap,AdCPml,VMap,VMml,VMT,Area]=an
alisacop(dat);

% Frequencia de aquisição

freq=1000;

%% Suaviza os dados - Fazer sempre a análise espectral e mudar se for
%% necessário

[b,a] = butter(4,5/(freq/2));
CPap=filtfilt(b,a,dat(:,9));
CPml=filtfilt(b,a,dat(:,8));
CPap=detrend(CPap).*100;
CPml=detrend(CPml).*100;

% Calcula o deslocamento da oscilação total (em cm)

DOT=sum(sqrt(diff(CPap).^2+diff(CPml).^2));

% Calcula a Dispersão do deslocamento do CP da posição média durante um
% intervalo de tempo

```

```

DispersaoAP=std(CPap);
DispersaoML=std(CPml);

%% Calcula o RMS de cada direção (em cm)

RMSap=sqrt(sum(CPap.^2)/length(CPap));
RMSml=sqrt(sum(CPml.^2)/length(CPml));

%% Calcula a Amplitude de deslocamento do CP (em cm)

AdCPap=max(CPap) - min(CPap);
AdCPml=max(CPml) - min(CPml);

%% Calcula as Velocidades médias (VM) em cada direção e total (VMT)

VMap=sum(abs(diff(CPap)))*freq/length(CPap);
VMml=sum(abs(diff(CPml)))*freq/length(CPml);

VMT=sum(sqrt(diff(CPap).^2+diff(CPml).^2))*freq/length(CPap);

%% Calcula a área correspondente a elipse formada a partir da PCA

[vec, val]=eig(cov(CPap, CPml));
Area=pi*prod(2.4478*sqrt(svd(val)));

%% Plota o gráfico com a figura
[ave, sco, ava]=princomp([CPap CPml]);
sava2=sqrt(ava(2,1));
saval=sqrt(ava(1,1));

ave1=ave(:,1);
ave2=ave(:,2);

mx=mean(CPap);
my=mean(CPml);

plot(CPap, CPml);
hold on
plot([mx; (-sava2*ave1(2))+mx], [my; (sava2*ave1(1))+my], 'k', 'LineWidth', 5)
plot([mx; (saval*ave2(2))+mx], [my; (-saval*ave2(1))+my], 'k', 'LineWidth', 5)
plot([mx; (-saval*ave2(2))+mx], [my; (saval*ave2(1))+my], 'k', 'LineWidth', 5)
plot([mx; (sava2*ave1(2))+mx], [my; (-sava2*ave1(1))+my], 'k', 'LineWidth', 5)
daspect([1 1 1]);
xlabel('Deslocamento anteroposterior (cm)')
ylabel('Deslocamento mediolateral (cm)')
title(['Area = ' num2str(Area) ' cm^2'])

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Criando elipse
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

if ave(2,1)<=0;
ave(1,1)=ave(1,1)*-1;
% rotacao da elipse
giro=-acos(ave(1)); %angulo de rotacao da elipse
ex=saval; %eixo x da elipse

```

```

ey=sava2; %eixo y da elipse
%desenho
x=(-ex):0.0001:(ex);
ysup = ey.*sqrt( 1-((x)/ex).^2 );
yinf = -ey.*sqrt( 1-((x)/ex).^2 );
%rotacao da elipse
x1= x.*cos(giro) + ysup.*sin(giro);
x2= x.*cos(-giro) + ysup.*sin(-giro);
ysup1= -x.*sin(giro) + ysup.*cos(giro);
yinf1= -x.*sin(giro) - ysup.*cos(giro);
z(1,1:size(x1,2))=1000;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%elipse rotacionada
plot(x1+mx,ysup1+my,'k','LineWidth',5)
plot(x2+mx,yinf1+my,'k','LineWidth',5);

else giro=-acos(ave(1)); %angulo de rotacao da elipse
%definicao dos semi-eixos
ex=sava1; %eixo x da elipse
ey=sava2; %eixo y da elipse
%desenho
x=(-ex):0.0001:(ex);
ysup = ey.*sqrt( 1-((x)/ex).^2 );
yinf = -ey.*sqrt( 1-((x)/ex).^2 );
%rotacao da elipse
x1= x.*cos(giro) + ysup.*sin(giro);
x2= x.*cos(-giro) + ysup.*sin(-giro);
ysup1= -x.*sin(giro) + ysup.*cos(giro);
yinf1= -x.*sin(giro) - ysup.*cos(giro);
z(1,1:size(x1,2))=1000;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%elipse rotacionada
plot(x1+mx,ysup1+my,'k','LineWidth',5)
plot(x2+mx,yinf1+my,'k','LineWidth',5);

end

```

ANEXOS

ANEXO A

Normas da revista Gait & Posture

PREPARATION

Introduction

State the objectives of the work and provide an adequate background, avoiding a detailed literature survey or a summary of the results.

1. Article types accepted are: Original Article (Full paper or Short Communication), Review Article, Technical Note, Book Review. Word limits are as follows: Full paper 3,000 words plus no more than 5 figures/tables in total; Short Communication or Technical Note 1,200 words plus no more than 3 figures/tables in total. The word limits are non-inclusive of figures, tables, references, and abstracts. If the Editor feels that a paper submitted as a Full Paper would be more appropriate for the Short Communications section, then a shortened version will be requested. References should be limited to 30 for Full Papers and Reviews, 15 for Short Papers and 10 for Technical Notes. An abstract not exceeding one paragraph of 250 words should appear at the beginning of each Article. The recommended word limit for Review Papers is 6,000 words. Authors must state the number of words when submitting.

2. All publications will be in English. Authors whose 'first' language is not English should arrange for their manuscripts to be written in idiomatic English **before** submission. A concise style avoiding jargon is preferred.

3. Authors should supply up to five keywords that may be modified by the Editors.

AUTHOR INFORMATION PACK 7 Sep 2014 www.elsevier.com/locate/gaitpost 7

4. Acknowledgements should be included in the title page. Include external sources of support.

5. The text should be ready for setting in type and should be **carefully checked** for errors. Scripts should be typed double-spaced on one side of the paper only. Please do not underline anything, leave wide margins and number every sheet.

6. All illustrations should accompany the typescript, **but not** be inserted in the text. Refer to photographs, charts, and diagrams as 'figures' and number consecutively in order of appearance in the text. Substantive captions for each figure explaining the major point or points should be typed on a separate sheet.

7. Tables should be presented on separate sheets of paper and labelled consecutively but the captions should accompany the table.

8. Authors should also note that files containing text, figures, tables or multimedia data can be placed in a supplementary data file which will be accessible via ScienceDirect (see later section for further details).

9. When submitting your paper please ensure that you separate any identifying author or institution of origin names and details and place them in the title page (with authors and addresses). Submissions including identifying details in the manuscript text will be returned to the author.

Illustrations

Authors are required to provide electronic versions of their illustrations. Information relating to the preferred formats for artwork may be found at <http://www.elsevier.com/wps/find/authors.authors/authorartworkinstructions>.

What information to include with the manuscript

Having read the criteria for submissions, authors should specify in their letter of transmittal whether they are submitting their work as an Original Article (Full Paper or Short Communication), Review Article, Technical Note, or Book Review. Emphasis will be placed upon originality of concept and execution. Only papers not previously published will be accepted. Comments regarding articles published in the Journal are solicited and should be sent as "Letter to the Editor". Such Letters are subject to editorial review. They should be brief and succinct. When a published article is subjected to comment or criticism, the authors of that article will be invited to write a letter or reply. A letter of transmittal must include the statement, "Each of the authors has read and concurs with the content in the final manuscript. The material within has not been and will not be submitted for publication elsewhere except as an abstract." The letter of transmittal must be from all co-authors.

All authors should have made substantial contributions to all of the following: (1) the conception and design of the study, or acquisition of data, or analysis and interpretation of data, (2) drafting the article or revising it critically for important intellectual content, (3) final approval of the version to be submitted.

All contributors who do not meet the criteria for authorship as defined above should be listed in an acknowledgements section. Examples of those who might be acknowledged include a person who provided purely technical help, writing assistance, or a department chair who provided only general support. Authors should disclose whether they had any writing assistance and identify the entity that paid for this assistance.

Work on human beings that is submitted to *Gait & Posture* should comply with the principles laid down in the Declaration of Helsinki; Recommendations guiding physicians in biomedical research involving human subjects. Adopted by the 18th World Medical Assembly, Helsinki, Finland, June 1964, amended by the 29th World Medical Assembly, Tokyo, Japan, October 1975, the 35th World Medical Assembly, Venice, Italy, October 1983, and the 41st World Medical Assembly, Hong Kong, September 1989. The manuscript should contain a statement that the work has been approved by the appropriate ethical committees related to the institution(s) in which it was performed and that subjects gave informed consent to the work. Studies involving experiments with animals must state that their care was in accordance with institution guidelines. Patients' and volunteers' names, initials, and hospital numbers should not be used. AUTHOR INFORMATION PACK 7 Sep 2014 www.elsevier.com/locate/gaitpost 8. At the end of the text, under a subheading "Conflict of interest statement" all authors must disclose any financial and personal relationships with other people or organisations that could inappropriately influence (bias) their work. Examples of potential conflicts of interest include employment, consultancies, stock ownership, honoraria, paid expert testimony, patent applications/registrations, and grants or other funding.

All sources of funding should be declared as an acknowledgement. Authors should declare the role of study sponsors, if any, in the study design, in the collection, analysis and interpretation of data;

in the writing of the manuscript; and in the decision to submit the manuscript for publication. If the study sponsors had no such involvement, the authors should so state. Authors are encouraged to suggest referees although the choice is left to the Editors. If you do, please supply their postal address and email address, if known to you. Please note that papers are subject to single-blind review whereby authors are blinded to reviewers.

Randomised controlled trials

All randomised controlled trials submitted for publication in *Gait & Posture* should include a completed Consolidated Standards of Reporting Trials (CONSORT) flow chart. Please refer to the CONSORT statement website at <http://www.consort-statement.org> for more information. The Journal has adopted the proposal from the International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE) which require, as a condition of consideration for publication of clinical trials, registration in a public trials

registry. Trials must register at or before the onset of patient enrolment. The clinical trial registration number should be included at the end of the abstract of the article. For this purpose, a clinical trial is defined as any research project that prospectively assigns human subjects to intervention or comparison groups to study the cause-and-effect relationship between a medical intervention and a health outcome. Studies designed for other purposes, such as to study pharmacokinetics or major toxicity (e.g. phase I trials) would be exempt. Further information can be found at www.icmje.org.

Review and Publication Process

1. You will receive an acknowledgement of receipt of the manuscript by the Editorial Office before the manuscript is sent to referees. Please contact the Editorial Office if you do not receive an acknowledgement. Following assessment one of the following will happen:

A: The paper will be accepted directly. The corresponding author will be notified of acceptance by email or letter. The Editor will send the accepted paper to Elsevier for publication.

B: The paper will be accepted subject to minor amendments. The corrections should be made and the paper returned to the Editor for checking. Once the paper is accepted it will be sent to production.

C: The paper will be rejected outright as being unsuitable for publication in *Gait and Posture*.

2. By submitting a manuscript, the authors agree that the copyright for their article is transferred to the publisher if and when the article is accepted for publication. (<http://www.elsevier.com/wps/find/authorshome.authors/copyright>).

3. Page proofs will be sent to the corresponding author for correction, although at this stage any changes should be restricted to typographical errors. Other than these, any substantial alterations may be charged to the authors. Proofs will be sent preferably by e-mail as a PDF file (although they can be sent by overland post) and must be rapidly checked and returned. Please ensure that all corrections are sent back in one communication. Subsequent corrections will not be possible.

4. An order form for reprints will accompany the proofs.

Essential title page information

- **Title.** Concise and informative. Titles are often used in information-retrieval systems. Avoid abbreviations and formulae where possible.

AUTHOR INFORMATION PACK 7 Sep 2014 www.elsevier.com/locate/gaitpost 9

- **Author names and affiliations.** Where the family name may be ambiguous (e.g., a double name), please indicate this clearly. Present the authors' affiliation addresses (where the actual work was done) below the names. Indicate all affiliations with a lower-case superscript letter immediately after the author's name and in front of the appropriate address. Provide the full postal address of each affiliation, including the country name and, if available, the e-mail address of each author.

- **Corresponding author.** Clearly indicate who will handle correspondence at all stages of refereeing and publication, also post-publication. **Ensure that phone numbers (with country and area code) are provided in addition to the e-mail address and the complete postal address.**

Contact details must be kept up to date by the corresponding author.

- **Present/permanent address.** If an author has moved since the work described in the article was done, or was visiting at the time, a 'Present address' (or 'Permanent address') may be indicated as a footnote to that author's name. The address at which the author actually did the work must be retained as the main, affiliation address. Superscript Arabic numerals are used for such footnotes.

Highlights

Highlights are mandatory for this journal. They consist of a short collection of bullet points that convey the core findings of the article and should be submitted in a separate file in the online submission system. Please use 'Highlights' in the file name and include 3 to 5 bullet points (maximum 85 characters, including spaces, per bullet point). See <http://www.elsevier.com/highlights> for examples.

Keywords

Immediately after the abstract, provide a maximum of 6 keywords, using American spelling and avoiding general and plural terms and multiple concepts (avoid, for example, 'and', 'of'). Be sparing with abbreviations: only abbreviations firmly established in the field may be eligible. These keywords will be used for indexing purposes.

References

Indicate references to the literature in the text by superior Arabic numerals that run consecutively through the paper in order of their appearance. Where you cite a reference more than once in the

text, use the same number each time. References should take the following form:

AUTHOR INFORMATION PACK 7 Sep 2014 www.elsevier.com/locate/gaitpost 10

1. Amis AA, Dawkins GPC. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg [Br]* 1991; 73B: 260-267
2. Insall JN. *Surgery of the Knee*. New York: Churchill Livingstone; 1984
3. Shumway-Cook A, Woollacott M. *Motor Control: Theory and Practical Applications*. Baltimore: Williams and Wilkins; 1995.

Please ensure that references are complete, i.e. that they include, where relevant, author's name, article or book title, volume and issue number, publisher, year and page reference *and* comply with the reference style of *Gait Posture*. Only salient and significant references should be included.

Reference style

Text: Indicate references by number(s) in square brackets in line with the text. The actual authors can be referred to, but the reference number(s) must always be given.

List: Number the references (numbers in square brackets) in the list in the order in which they appear in the text.

Examples:

Reference to a journal publication:

[1] Van der Geer J, Hanraads JAJ, Lupton RA. The art of writing a scientific article. *J Sci Commun* 2010;163:51–9.

Reference to a book:

[2] Strunk Jr W, White EB. *The elements of style*. 4th ed. New York: Longman; 2000.

Reference to a chapter in an edited book:

[3] Mettam GR, Adams LB. How to prepare an electronic version of your article. In: Jones BS, Smith RZ, editors. *Introduction to the electronic age*, New York: E-Publishing Inc; 2009, p. 281–304.

Note shortened form for last page number. e.g., 51–9, and that for more than 6 authors the first 6 should be listed followed by 'et al.' For further details you are referred to 'Uniform Requirements for Manuscripts submitted to Biomedical Journals' (*J Am Med Assoc* 1997;277:927–34)

(see also http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html).