Cássio Marinho Siqueira

**A influência do equilíbrio postural no teste
3º dedo ao solo**

Tese apresentada à Faculdade de Medicina
da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Doutor em Ciências

Programa de Ciências da Reabilitação
Orientadora: Profa. Dra. Clarice Tanaka

São Paulo

2018

Cássio Marinho Siqueira

**A influência do equilíbrio postural no teste
3º dedo ao solo**

Tese apresentada à Faculdade de Medicina
da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Doutor em Ciências

Programa de Ciências da Reabilitação

Orientadora: Profa. Dra. Clarice Tanaka

São Paulo

2018

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Siqueira, Cássio Marinho

A influência do equilíbrio postural no teste 3º
dedo ao solo / Cássio Marinho Siqueira. -- São
Paulo, 2018.

Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo.

Programa de Ciências da Reabilitação.

Orientadora: Clarice Tanaka.

Descritores: 1.Equilíbrio postural 2.Controle
postural 3.Fenômenos do sistema nervoso 4.Amplitude
de movimento articular 5.Fenômenos biomecânicos
6.Cinética

USP/FM/DBD-419/18

Responsável: Erinalva da Conceição Batista, CRB-8 6755

Dedico este trabalho:

Aos meus pais, cujos valores colocavam a educação dos filhos como prioridade e me trouxeram até aqui.

À minha companheira de vida Joane.

À toda minha família e amigos.

Aos colegas de trabalho da USP, do HCFMUSP e da Care Club, parceiros nesta jornada de produção de conhecimento e aplicação clínica.

À memória da Profa. Dra. Odete de Fátima Sallas Durigon que primeiro me abriu os olhos para conceitos inovadores que levaram a esta tese.

Agradecimentos

Em primeiro lugar à Profa. Dra. Clarice Tanaka. Orientadora, tutora, parceira e amiga de tantos anos.

À Aline Rossi, Marcela Rocha e Cristyan Shimamoto que contribuíram na elaboração do projeto e coleta de dados. E ao Gustavo Uehara que muito ajudou na formatação da tese.

À Catarina Costa Boffino, ao Prof. Dr. Renato Ramos e à equipe do LIM23 que nos receberam de portas abertas para as coletas de dados.

Aos voluntários do estudo.

Aos revisores deste estudo que em fases diversas contribuíram muito para seu aprimoramento.

Esta tese está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de International Committee of Medical Journals Editors (Vancouver).

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Divisão de Biblioteca e Documentação. Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 3a ed. São Paulo: Divisão de Biblioteca e Documentação; 2011.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com List of Journals Indexed in Index Medicus.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

RESUMO

ABSTRACT

1	INTRODUÇÃO.....	1
2	OBJETIVOS	5
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	7
3.1	PARTICIPANTES.....	7
3.2	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.....	8
3.2.1	PREPARAÇÃO	8
3.2.2	AVALIAÇÃO POSTURA BÍPEDE QUIETA.....	9
3.2.3	TESTES DS	9
3.3	AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE DADOS.....	12
3.4	ANÁLISE ESTATÍSTICA	14
3.4.1	PARADIGMA 1.....	14
3.4.2	PARADIGMA 2.....	14
3.4.3	PARADIGMA 3.....	15
4	RESULTADOS	17
4.1	PARADIGMA 1: Comparação entre TP, TS e re-teste	17
4.2	PARADIGMA 2: Comparação entre TP, TAc e TDc	23
4.3	PARADIGMA 3: Comparação entre TP e TOr.....	27
5	DISCUSSÃO.....	29
5.1	PARADIGMA 1	29
5.2	PARADIGMA 2	33
5.3	PARADIGMA 3.....	37

5.4	CONSIDERAÇÕES.....	38
5.5	APLICAÇÕES PRÁTICAS.....	41
5.6	LIMITAÇÕES.....	42
5.7	CONFLITOS DE INTERESSE.....	43
6	CONCLUSÕES.....	45
7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	48
APÊNDICES		

LISTA DE FIGURAS

Gráfico 1 – Comparativo da distância DS em TP, TS e re-teste.	19
Gráfico 2 – Comparativo da posição média do CP em TP, TS e re-teste.	19
Gráfico 3 – Comparativo do ângulo do tornozelo em TP, TS e re-teste.	20
Gráfico 4 – Comparativo do ângulo do tronco em TP, TS e re-teste.	20
Gráfico 5 – Comparativo da somatória dos ângulos em TP, TS e re-teste.	21
Gráfico 6 – Dispersão entre distância DS e posição média do CP em cada teste DS e com as condições combinadas.	22
Gráfico 7 – Comparativo da distância DS em TP, TAc e TDc.	24
Gráfico 8 - Comparativo da posição média do CP em TP, TAc e TDc.	25
Gráfico 9 - Comparativo do ângulo do tornozelo em TP, TAc e TDc.	25
Gráfico 10 – Comparativo do ângulo do tronco em TP, TAc e TDc.	26
Gráfico 11 – Comparativo da somatória dos ângulos em TP, TAc e TDc.	26
Figura 1 – Representação de um teste em TP e TS.	32

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Média e desvio-padrão de cada variável nos testes TP, TS e re-teste	18
Tabela 2 - Média e desvio-padrão de cada variável nos testes TP, TAc e TDc	23
Tabela 3 - Média e desvio-padrão de cada variável nos testes TP e TOr	27

RESUMO

Siqueira CM. *A influência do equilíbrio postural no teste 3º dedo ao solo* [tese].

São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2018.

A avaliação da flexibilidade dos músculos da cadeia posterior é uma abordagem comum na prática clínica. O teste do terceiro dedo ao solo (DS) é frequentemente utilizado por ser de fácil aplicação e por ter se mostrado confiável e reprodutivo. O resultado do teste é a distância entre o terceiro dedo da mão e o solo e reflete a amplitude máxima permitida por esta cadeia muscular. Porém, o movimento para a execução do teste desloca para frente e para baixo grande parte da massa corporal exigindo respostas posturais para se evitar um risco de queda à frente. Foi levantada a hipótese de que o resultado desse teste possa variar de acordo com a demanda de equilíbrio do teste e a habilidade do indivíduo em realizar tais ajustes de equilíbrio.

Objetivo: Verificar a influência do equilíbrio postural na flexibilidade mensurada pelo teste DS avaliada através de três paradigmas com os seguintes objetivos específicos: 1) verificar se a minimização da demanda de equilíbrio postural influencia o resultado do teste; 2) verificar se condições de aclave ou declive, que alteram as demandas de equilíbrio, influenciam no resultado do teste DS e; 3) verificar se é possível, através de uma rápida abordagem, orientar o indivíduo a executar uma estratégia de equilíbrio que melhore seu desempenho no teste DS. **Métodos:** 20 voluntários adultos jovens (6 homens e 14 mulheres) foram avaliados sobre uma plataforma de força em postura bípede quieta e em 6 testes DS em diferentes condições de demandas de equilíbrio na seguinte ordem: 1) Teste padrão (TP); 2) teste com suporte de equilíbrio (TS); 3) re-teste da condição padrão (re-teste); 4) teste em aclave (TAc); 5) teste em declive (TDc) 6) teste com orientações prévias de equilíbrio (TOr). Em cada um destes testes além da medida a distância entre o 3º dedo ao solo, foi calculada a posição média do Centro de Pressão (CP) através dos dados da plataforma de força e os ângulos articulares do tornozelo, joelho, quadril, lombar e tronco através de imagens digitais do voluntário em perfil. O ângulo de flexão total com a somatória dos ângulos também foi calculado. No paradigma 1 as variáveis foram comparadas entre condições TP, TS e re-teste. No paradigma 2 foram comparadas as condições TP, TAc e TDc. No paradigma 3 foram comparadas as condições TP e TOr. Os paradigmas 1 e 2 utilizaram a ANOVA para medidas repetidas com nível de significância $p < 0,05$ e teste post-hoc t de Student com correção de Bonferroni. Adicionalmente, no paradigma 1 foi realizado o teste de correlação de Pearson entre o resultado do teste DS e o CP. No paradigma 3 foi utilizado o teste T de Student com nível de significância $p < 0,05$. **Resultados:** O paradigma 1 mostrou melhora de 73% no resultado do teste DS, deslocamento anterior do CP, além de maior flexão de tornozelo e tronco na condição TS em relação ao TP. O ângulo de flexão total foi 30º maior na condição TS. O re-teste mostrou sinais de aprendizagem com resultados

intermediários entre o TP e o TS. O CP correlacionou-se negativamente com o resultado do teste DS. O paradigma 2 mostrou grande melhora no resultado do teste DS em TAc em comparação a TDc e TP com maior flexão de tornozelo e maior flexão na soma das articulações. O paradigma 3 mostrou melhora de 62% no resultado do teste DS com deslocamento anterior do CP e maior flexão de tornozelo, lombar, tronco e soma dos ângulos em TOr em comparação com TP. **Conclusão:** O teste DS mostrou grande influência do equilíbrio postural. Condições com menor demanda de equilíbrio apresentaram resultados melhores que a condição com maior demanda. Na condição padrão de teste, o resultado foi melhor nas estratégias em que o CP é deslocado à frente. A instrução para que os indivíduos adotassem esta estratégia de equilíbrio levou a melhores resultados.

Palavras-chave: equilíbrio postural; controle postural; fenômenos do sistema nervoso; amplitude de movimento articular; fenômenos biomecânicos; cinética.

ABSTRACT

Siqueira CM. Influence of *postural balance on the Toe-Touch test result* [thesis].

São Paulo: "Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo"; 2018.

Flexibility evaluation is a standard assessment in clinical and in sports settings. The Toe-touch test (TTT) is a common assessment tool to evaluate posterior muscular chain flexibility. It is a simple, reliable and reproductive test. But the test procedure implies a balance demand as it requires a great amount of body mass to be forward displaced. It was then hypothesized that the balance demand during the TTT and the subject's ability to deal with it may affect the flexibility measured by the test. **Objective:** The main objective was to verify the influence of postural balance on the flexibility measured by the TTT by means of three experimental paradigms with the following specific purposes: 1) to verify whether the minimization of the balance demand during the test may improve test results; 2) to verify whether the test outcome might be influenced by ground inclination (toes up or toes down); and 3) To verify if it is possible to briefly guide the subject to perform a better balance strategy to deal with the balance demand of the test. **Methods:** 20 young adults (6 men and 14 women) volunteered to participate. They were evaluated over a force platform during quiet stance and during 6 trials of the TTT under the following balance conditions: 1) Standard balance condition TTT (ST); 2) TTT with a balance support device (SupT); 3) ST re-test; 4) TTT over an inclined surface with toes up (TUT); 5) TTT over an inclined surface with toes down (TDT); 6) TTT with balance instructions (InsT). For each test it was calculated the mean position of the Center of Pressure (CP), the ankle, knee, hip, lumbar and trunk angles, as well as the sum of all these angles and the TTT outcome, i.e., the distance from the third finger to the ground. In the first experimental paradigm these variables were compared between tests ST, SupT and re-test. In the second paradigm the comparisons were performed between tests ST, TUT and TDT. And, finally, tests ST and InsT were compared in the third paradigm. In paradigms 1 and 2 the repeated measure ANOVA was performed with significance level of $p < 0.05$ and T student tests with Bonferroni correction as post-hoc tests. Additionally, the Pearson correlation test was used to calculate the correlation between CP and the tests outcomes. For the third paradigm it was used the T student test with significance level $p < 0.05$. **Results:** The first paradigm showed an average improvement of 73% in the test outcome associated by a forward CP displacement and greater ankle and trunk flexion in SupT compared to ST. The SupT also showed a greater flexion of 30° in the sum of angles. Re-test of ST

showed learning effects with intermediary results between ST and SupT. Additionally, it was found a negative correlation between CP position and test outcome, the forward the CP, the better the test result. The second paradigm showed a great test improvement in TUT with greater flexion in ankle and in the summed angles compared to TDT and ST. And paradigm 3 showed an improvement of 62% in test outcome associated with forward CP displacement and greater ankle, lumbar, trunk and summed angles in InsT compared to ST.

Conclusions: The TTT is highly influenced by balance. Test outcome was improved under less demanding conditions than those with more demanding condition. In the standard balance condition, test outcome was better when the balance strategy involved the forward displacement of the CP. The instruction to the subject to adopt that balance strategy lead to better test outcome.

Key words: postural balance; postural control; nervous system phenomena; range of motion; biomechanical phenomena; kinetics.

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A flexibilidade muscular é tema distante de consenso na literatura científica e traz discussões acaloradas nos ambientes de prática clínica, de reabilitação e de práticas desportivas.

Embora não haja evidência de que o alongamento muscular possa prevenir lesões esportivas [1], diversos autores relacionam a pouca flexibilidade a uma série de condições clínicas como fascite plantar [2], disfunções patelo-femorais [3, 4] além de dores e lesões musculares [5].

Desta forma, a avaliação da flexibilidade muscular, em especial da cadeia posterior, é uma abordagem padrão incluída na busca por fatores de risco esportivos e ocupacionais [6], na avaliação do estado físico da população geral [7] e na mensuração de eficácia de programas de reabilitação [8, 9].

O teste 3º dedo ao solo (DS) é um dos testes mais comumente escolhidos por profissionais da saúde e do esporte e por pesquisadores para se aferir a flexibilidade da cadeia muscular posterior por tratar-se de um teste confiável, reprodutível e de fácil aplicação, requerendo apenas uma fita métrica. O teste é realizado com o indivíduo partindo da postura bípede. Ele é então solicitado a tentar tocar os dedos dos pés com as mãos sem dobrar os joelhos. O resultado do teste é representado pela distância entre o terceiro dedo da mão e o solo no ponto imediatamente anterior ao hálux. A posição final do teste é interpretada como sendo a amplitude máxima que a cadeia muscular posterior permite. Testes em que o terceiro dedo se distancia do solo são interpretados como sendo devidos a encurtamentos musculares. Outros sinais identificados no

teste que usualmente permitem a mesma interpretação é a abertura do ângulo do tornozelo e do quadril [6, 10-15].

Entretanto, para que se possa alcançar o hálux sem que se flexione os joelhos, cerca de 60% do peso corporal, representados pelo conjunto “cabeça, tronco, membros superiores” [16], devem ser controladamente deslocados para frente e para baixo. Isto representa uma grande demanda de equilíbrio no sentido anteroposterior e requer uma estratégia de equilíbrio apropriada para conter uma possível queda à frente [17, 18]. Considerando que o equilíbrio corporal depende de uma íntima relação entre o Centro de Massa (CM) e o Centro de Pressão (CP), tal deslocamento de massa corporal à frente exigiria a habilidade de deslocar proporcionalmente o CP na mesma direção ao mesmo tempo em que se controla excentricamente os músculos da cadeia posterior até se atingir a posição final do teste [19-21].

Poder-se-ia supor que a inabilidade para mover o CP à frente e controlar ativamente o movimento de alcance iria afetar a capacidade de executar o teste apropriadamente e demandar uma estratégia de equilíbrio alternativa [22]. Por exemplo, uma estratégia que promovesse a abertura do ângulo tíbio-társico numa tentativa de não projetar o CM à frente [23].

Desta forma, levantamos a hipótese de que o resultado do teste DS sofre influência da habilidade em controlar o equilíbrio na condição do teste. Não sendo, portanto, representativo somente do comprimento total do tecido visco-elástico da cadeia muscular posterior.

Para testar esta hipótese foram concebidas três perguntas:

- 1 Minimizar a demanda de equilíbrio durante o teste DS influencia seu resultado?
- 2 Condições de acentuação ou declive, que alteram as demandas de equilíbrio, influenciam no resultado do teste?
- 3 É possível, através de uma rápida abordagem, orientar o indivíduo a executar uma estratégia de equilíbrio durante o teste que melhore seu desempenho?

Estas três questões partem da premissa do teste DS em que a distância do terceiro dedo ao solo representa o grau máximo de alongamento da cadeia muscular posterior [10]. O conceito de cadeias musculares indica que o alongamento de um grupo muscular numa extremidade da cadeia iria diminuir a extensibilidade de um outro grupo muscular em outro ponto da mesma cadeia [24]. E, uma vez que o teste se mostrou bastante reproduzível, caso o teste DS não sofra influência do equilíbrio corporal e seja representativo apenas do grau de extensibilidade do tecido visco-elástico, o resultado final do teste deve ser mantido ao se alterar as demandas de equilíbrio.

Por outro lado, caso o teste DS sofra a influência da habilidade em equilibrar o peso corporal na condição do teste, minimizar a demanda de equilíbrio e o risco de queda percebido pelo sistema nervoso irá resultar em melhora no desempenho do teste. Sendo esperado também que o aumento na demanda de equilíbrio e um risco percebido maior acarrete em piora no desempenho.

2 OBJETIVOS

O objetivo geral deste estudo é verificar a influência do equilíbrio postural na flexibilidade mensurada pelo teste 3º dedo ao solo.

Para tanto, são listados os seguintes objetivos específicos:

- 1 Verificar se a minimização da demanda de equilíbrio durante o teste DS influencia seu resultado.
- 2 Verificar se condições de aclone ou declive, que alteram as demandas de equilíbrio, influenciam no resultado do teste DS.
- 3 Verificar se é possível, através de uma rápida abordagem, orientar o indivíduo a executar uma estratégia de equilíbrio que melhore seu desempenho no teste DS.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo é do tipo transversal observacional de variáveis quantitativas contínuas.

As avaliações foram realizadas no LIM23 – do Instituto de Psiquiatria do Hospital das Clínicas – IPQ-HCFMUSP. Endereço: Rua Ovídio Pires de Campos, Nº785 – Jardim Paulista, São Paulo-SP. CEP: 01060-970.

3.1 PARTICIPANTES

Foram avaliados 20 voluntários adultos jovens, sendo 6 homens e 14 mulheres, com idade de $24,9 \pm 5,3$ anos, peso corporal de $65,3 \pm 12,6$ Kg, altura 170 ± 10 cm e índice de massa corporal de $22,5 \pm 2,9$. Todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre Esclarecido (parecer 1.956.241).

Foram considerados critérios de não inclusão condições que pudessem alterar o equilíbrio postural e a execução dos testes, como por exemplo: alterações no desenvolvimento motor, patologias do sistema nervoso, vestibulopatias, disfunções visuais e auditivas não corrigidas, déficit cognitivo, dores musculoesqueléticas no momento do teste e alterações estruturais articulares que limitem a amplitude de movimento dos segmentos relacionados aos testes. Também não foram incluídos atletas competitivos e praticantes de treino de flexibilidade.

Nenhum dos voluntários avaliados foi excluído do estudo.

3.2 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

3.2.1 PREPARAÇÃO

Todos os testes foram realizados em ambiente interno com temperatura confortável, embora não controlada, no período da tarde.

Os participantes utilizaram roupas de ginástica confortáveis que não limitavam os movimentos articulares, e permaneceram com pés descalços.

Com os participantes na postura ortostática, eram fixados por meio de fita adesiva dupla face marcadores esféricos de 15 mm de circunferência nos seguintes pontos anatômicos: cabeça do 5º metatarso (5MT), maléolo lateral (ML), cabeça da fíbula (CF), trocânter maior do fêmur (TM), espinha ilíaca pósterio-superior (EIPS) e espinha ilíaca anterossuperior (EIAS) todos do lado direito, além dos processos espinhosos da 2ª vértebra lombar (L2) e 7ª vértebra cervical (C7).

Os participantes eram orientados a se posicionar sobre a plataforma de força previamente tarada. Para padronização da posição, os maléolos mediais eram alinhados com uma linha demarcada pelo fabricante no eixo latero-lateral da plataforma que corresponde à coordenada 0 (Zero) do eixo Y (anteroposterior). Os bordos laterais dos pés se alinhavam às linhas anteroposteriores da plataforma de forma que ficassem equidistantes do centro, voltados para frente e afastados entre si de maneira confortável para o sujeito.

Os testes se iniciavam como descrito a seguir:

3.2.2 AVALIAÇÃO POSTURA BÍPEDE QUIETA

Para normalização dos dados, previamente aos testes DS, foi realizada uma coleta de avaliação da postura bípede quieta onde os participantes foram orientados a ficar em pé sobre a plataforma fixa, quietos, com olhos abertos e cabeça voltada para frente. Foram coletadas três repetições de 30 segundos com aquisição dos dados da plataforma de força.

3.2.3 TESTES DS

Todos os testes DS foram realizados solicitando-se ao participante que tentasse alcançar os dedos dos pés com os dedos das mãos mantendo os joelhos estendidos, cabeça e membros superiores relaxados. O participante era orientado a manter a posição final do teste (alcance máximo) por 10 segundos, período em que eram adquiridos os dados da plataforma de força, as fotografias em perfil e mensurada a distância do terceiro dedo ao solo.

Para a avaliação da influência do equilíbrio postural no teste DS, foram realizados 6 testes sobre a plataforma de força sem aquecimento prévio. As demandas de equilíbrio foram manipuladas ou não na sequência listada abaixo:

1) Teste DS padrão (TP): O participante era solicitado a ficar em postura ortostática quieta e após 5 segundos era solicitado a realizar um teste DS nos padrões convencionais.

2) Teste DS com suporte de equilíbrio (TS): Com o objetivo de sustentar o participante contra queda à frente, uma cinta de velcro com resistência suficiente para suportar o peso do participante foi fixada

transversalmente de um lado a outro da plataforma. Esta cinta formava um anteparo à frente do voluntário à altura da raiz da coxa de forma a não limitar o movimento do teste. Este aparato permitia que o voluntário pendulasse o corpo cerca de 15 graus à frente sem risco de queda. O participante era então orientado a deslocar lentamente o corpo à frente até que sentisse que a faixa sustentava seu peso. Mantendo o peso sobre a cinta, procedia ao teste DS.

3) Teste DS padrão (re-teste): Re-teste do teste padrão para verificar se uma possível melhora no desempenho no teste 2 possa ser em decorrência de promoção de flexibilidade gerada pelo próprio teste 1.

4) Teste DS em active (TAc): Previamente eram realizadas duas repetições sem aquisição dos dados para que o participante pudesse se familiarizar com o movimento da plataforma. O participante era solicitado a realizar o teste DS naturalmente. Uma vez no alcance máximo do teste iniciava-se a aquisição dos dados da plataforma. Após 2 segundos, a plataforma de força realizava uma rotação em torno do eixo lateral gerando inclinação em active promovendo uma dorsiflexão dos tornozelos. Este movimento da plataforma tinha amplitude de 10 graus e era realizado em 200ms, ou seja, movia-se a 50 graus/s.

5) Teste DS em declive (TDc): Teste em condição similar ao teste 4, porém com o movimento da plataforma em declive, causando flexão plantar dos tornozelos.

6) Teste DS com orientação prévia de equilíbrio (TO_r):

Previamente ao teste DS foi realizada uma curta abordagem que consistia em:

a) Explicação oral de como se equilibrar durante o teste: “você vai manter seu corpo alinhado e, então, o inclinará à frente como um pêndulo invertido até que sinta que a parte da frente do pé precisa apertar o chão, mas sem que os calcanhares saiam do chão. Durante o teste você vai tentar manter a pressão no pé desta maneira enquanto tenta tocar os dedos dos pés”.

b) Demonstração executada pelo pesquisador da estratégia de equilíbrio orientada.

c) Uma série de três repetições do pêndulo invertido realizado lentamente. Em cada movimento o participante deveria atingir uma posição final em que o corpo estava confortavelmente inclinado à frente e a pressão sentida sob o antepé.

O teste iniciava-se com o voluntário em posição ortostática, após 5 segundos era dado um comando para que pendulasse à frente e após outros 5 segundos era dado o comando para que realizasse o teste DS.

3.3 AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE DADOS

1) Distância do 3º dedo ao solo (distância DS): Em cada uma das condições testadas, após o indivíduo atingir a posição final do teste, eram mensuradas com fita métrica padrão a distância da ponta do terceiro dedo da mão direita até o ponto do solo em que se encontra apoiada a ponta do hálux do pé direito [12].

Estas medidas eram realizadas sempre pelo mesmo pesquisador.

2) Cálculo dos ângulos articulares: Adicionalmente, eram obtidas duas imagens fotográficas do voluntário em perfil do lado direito na posição final do teste. Foram utilizadas duas câmeras fotográficas digitais modelo comercial (Canon Powershot SX500), uma para mensuração dos ângulos dos membros inferiores e outra para mensuração dos ângulos do tronco. O uso de duas câmeras foi necessário para manter a incidência perpendicular para captação das imagens devido à proximidade entre câmera e participante. As câmeras ficavam em posição pré-determinada e eram calibradas espacialmente, com marcadores de medidas conhecidas distantes 50 cm entre si na horizontal e na vertical.

Para cada condição, os ângulos articulares do tornozelo (5MT-ML-CF), joelho (ML-CF-TMF), quadril (CF-TMF-EIAS), Lombar (EIAS-EIPS-L2) e tronco (EIPS-L2-C7) foram calculados e expressos em graus através da ligação dos marcadores anatômicos nas imagens digitais utilizando o software SAPO (<http://puig.pro.br/sapo/>) [25]. Foi também calculada a soma de todos os ângulos mensurados que contribuem para

o resultado do teste através da flexão, subtraídos do ângulo do joelho. Esta variável deve mostrar um efeito global sobre a cadeia muscular posterior.

3) Cálculo da posição média do CP: A Plataforma de Força Pro Balance Master (Neurocom®) possibilita a avaliação com superfície fixa ou móvel num eixo latero-lateral coincidente com o eixo do tornozelo permitindo movimentos de inclinação em acentuação ou em declive. A plataforma contém um conversor A-D (analógico-digital) de doze bits OR6, ligado a um computador com o software da Neurocon 8.4.0 que fornece as posições do CP.

Os dados das forças e momentos de reação ao solo foram captados pela plataforma de força a uma frequência de 100 Hz durante os 10 segundos de coleta. A posição instantânea do CP no sentido anteroposterior era calculada e fornecida pelo software da plataforma de força, expresso em centímetros [26].

A partir destes dados, foi calculada a posição média do CP na posição final de cada teste DS e normalizada pela posição média do CP em postura quieta (média do tempo de aquisição das 3 repetições).

3.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

3.4.1 PARADIGMA 1

Para verificar se a minimização da demanda de equilíbrio durante o teste DS influencia seu resultado as variáveis de distância do 3º dedo ao solo, média do CP e ângulos articulares foram comparadas entre os testes DS TP, TS e reteste através da Anova com medidas repetidas com nível de significância de $p < 0,05$. Para as condições em que houve diferença significativa, foram realizados testes post-hoc T de *Student* com correção de Bonferroni para os níveis de significância.

Para cada comparação foi calculado o *effect size de Cohen* e as magnitudes do efeito foram interpretadas de acordo com os critérios a seguir: trivial ($>0,2$); pequeno ($0,2 - 0,59$); moderado ($0,6 - 1,19$); grande ($1,2 - 2,0$); muito grande ($2,0 - 3,99$); extremamente grande ($>4,0$) [27].

Foi calculada também a correlação entre a distância do 3º dedo ao solo e as demais variáveis através do teste de correlação de Pearson para cada teste DS assim como para a combinação dos três testes.

3.4.2 PARADIGMA 2

Para verificar se condições de aclave ou declive influenciam no resultado do teste DS as variáveis de distância do 3º dedo ao solo, média do CP e ângulos articulares foram comparadas entre os testes DS TP, TAc e TDc através da Anova com medidas repetidas com nível de significância de $p < 0,05$. Para as condições em que houve diferença significativa, foram realizados

testes post-hoc T de *Student* com correção de Bonferroni para os níveis de significância. Para cada comparação foi calculado o *effect size de Cohen* com os mesmos critérios de interpretação das magnitudes listadas acima.

3.4.3 PARADIGMA 3

Para verificar se é possível, através de uma rápida abordagem, orientar o indivíduo a executar uma estratégia de equilíbrio que melhore seu desempenho no teste DS as variáveis de distância do 3º dedo ao solo, média do CP e ângulos articulares foram comparadas entre os testes DS TP e TOr através do teste T de Student para medidas pareadas com nível de significância de $p < 0,05$. Segundo os critérios citados acima, também foram calculados os *effect size de Cohen*.

4 RESULTADOS

4.1 PARADIGMA 1: Comparação entre TP, TS e re-teste

A ANOVA para medidas repetidas mostrou diferenças significativas para a Distância DS ($p = 0,6 * 10^{-10}$), CP ($p = 0,1 * 10^{-5}$) e os ângulos do Tornozelo ($p = 0,4 * 10^{-17}$), Tronco ($p = 0,1 * 10^{-7}$) e Soma dos ângulos ($p = 0,5 * 10^{-12}$). Os ângulos do Joelho, Quadril e Lombar não apresentaram diferenças significativas.

A Tabela 1 apresenta os resultados dos 3 testes DS.

Tabela 1 - Média e desvio-padrão de cada variável nos testes TP, TS e re-teste

	TP	TS	Re-teste
Distância DS*	15,2 ± 6,5	4,1 ± 4,9	9,2 ± 7,2
CP*	0,5 ± 3,1	5,2 ± 2,7	2,5 ± 3,4
Ângulo Tornozelo*	108,2 ± 5,0	88,5 ± 5,2	105,3 ± 6,7
Ângulo Joelho	181,7 ± 7,4	182,4 ± 6,1	182,8 ± 7,1
Ângulo Quadril	119,8 ± 12,5	117,6 ± 13,2	117,8 ± 12,5
Ângulo Lombar	86,9 ± 6,3	84,2 ± 6,7	86,2 ± 6,3
Ângulo Tronco*	143,0 ± 7,2	137,9 ± 6,8	140,9 ± 6,7
Soma dos ângulos*	276,2 ± 13,2	245,7 ± 11,9	267,3 ± 16,0

Distância DS e CP são expressos em cm; ângulos expressos em graus.

* Denota diferenças estatisticamente significantes na ANOVA de medidas repetidas.

As comparações entre cada teste DS para as variáveis em que houve diferenças significativas são apresentadas nos Gráficos 1 a 5 a seguir.

No geral, os gráficos mostram que, em comparação com TP, TS apresentou Distância DS consideravelmente menor, CP deslocado à frente e menores ângulos do tornozelo, tronco e menor soma dos ângulos, isto é, maior flexão dos ângulos envolvidos no teste DS.

Já o re-teste mostrou resultados intermediários entre TP e TS para todas as variáveis.

Gráfico 1 – Comparativo da distância DS em TP, TS e re-teste.

A barra vertical mostra o erro padrão da média. * denota diferença significativa entre TP e TS ($p < 0,00001$; effect size = 2,0 – muito grande); ** denota diferença significativa entre TP e re-teste ($p < 0,00001$; effect size = 0,9 - moderado); *** denota diferença significativa entre TS e re-teste ($p = 0,0004$; effect size = 0,9 - moderado).

Gráfico 2 – Comparativo da posição média do CP em TP, TS e re-teste.

A barra vertical mostra o erro padrão da média. * denota diferença significativa entre TP e TS ($p < 0,00001$; effect size = 1,7 – grande); ** denota diferença significativa entre TP e re-teste ($p < 0,0005$; effect size = 0,6 - moderado); *** denota diferença significativa entre TS e re-teste ($p = 0,008$; effect size = 0,9 - moderado).

Gráfico 3 – Comparativo do ângulo do tornozelo em TP, TS e re-teste.

Para melhor visualização da diferença, note que o eixo Y inicia em 80°. A barra vertical mostra o erro padrão da média. * denota diferença significativa entre TP e TS ($p < 0,00001$; effect size = 3,9 – muito grande); ** denota diferença significativa entre TS e re-teste ($p = 0,008$; effect size = 2,9 – muito grande).

Gráfico 4 – Comparativo do ângulo do tronco em TP, TS e re-teste.

Para melhor visualização da diferença, note que o eixo Y inicia em 120°. A barra vertical mostra o erro padrão da média. * denota diferença significativa entre TP e TS ($p < 0,00001$; effect size = 0,7 – moderado); ** denota diferença significativa entre TP e re-teste ($p = 0,0007$; effect size = 0,3 - pequeno); *** denota diferença significativa entre TS e re-teste ($p = 0,001$; effect size = 0,4 - pequeno).

Gráfico 5 – Comparativo da somatória dos ângulos em TP, TS e re-teste.

Para melhor visualização da diferença, note que o eixo Y inicia em 200°. A barra vertical mostra o erro padrão da média. * denota diferença significativa entre TP e TS ($p < 0,00001$; effect size = 2,5 – muito grande); ** denota diferença significativa entre TP e re-teste ($p = 0,0002$; effect size = 0,6 - moderado); *** denota diferença significativa entre TS e re-teste ($p < 0,00001$; effect size = 1,6 - grande).

A análise de correlação entre a Distância DS e a posição do CP mostrou correlações significantes nos testes TP ($p < 0,05$; $r = -0,4$ – correlação negativa fraca); no re-teste ($p < 0,00001$; $r = -0,82$ – correlação negativa forte); e na combinação dos 3 testes ($p < 0,005$; $r = -0,64$ – correlação negativa moderada).

O Gráfico 6 mostra os gráficos de dispersão entre Distância DS e CP nos três testes DS e na combinação das três condições.

Gráfico 6 – Dispersão entre distância DS e posição média do CP em cada teste DS e com as condições combinadas.

A linha contínua representa a linha de tendência.

4.2 PARADIGMA 2: Comparação entre TP, TAc e TDc

A ANOVA para medidas repetidas mostrou diferenças significativas para a Distância DS ($p = 0,4 * 10^{-9}$), CP ($p = 0,7 * 10^{-12}$) e os ângulos do Tornozelo ($p = 0,8 * 10^{-18}$), Tronco ($p = 0,001$) e Soma dos ângulos ($p = 0,2 * 10^{-10}$). Os ângulos do Joelho, Quadril e Lombar não apresentaram diferenças significativas.

A Tabela 2 apresenta os resultados dos 3 testes DS.

Tabela 2 - Média e desvio-padrão de cada variável nos testes TP, TAc e TDc

	TP	TAc	TDc
Distância DS*	15,2 ± 6,5	6,7 ± 7,3	13,4 ± 8,0
CP*	0,5 ± 3,1	-2,1 ± 2,8	2,0 ± 2,4
Ângulo			
Tornozelo*	108,2 ± 5,0	100 ± 5,2	114,4 ± 6,0
Ângulo Joelho	181,7 ± 7,4	181,7 ± 7,6	181,7 ± 9,3
Ângulo Quadril	119,8 ± 12,5	116,5 ± 12,5	117,1 ± 12,1
Ângulo Lombar	86,9 ± 6,3	85,6 ± 5,7	84,6 ± 6,3
Ângulo Tronco*	143,0 ± 7,2	140,8 ± 6,4	139,9 ± 6,1
Soma dos			
ângulos*	276,2 ± 13,2	261,5 ± 14,3	274,4 ± 14,7

Distância DS e CP são expressos em cm; ângulos expressos em graus.

* Denota diferenças estatisticamente significantes na ANOVA de medidas repetidas.

As comparações entre cada teste DS para as variáveis em que houve diferenças significativas são apresentadas nos Gráficos 7 a 11 a seguir.

No geral, os gráficos mostram que a Distância DS foi consideravelmente menor no aclave, que apresentou ângulo do tornozelo e soma dos ângulos menores que nos demais testes.

Enquanto na comparação entre plano e declive, não houve diferença entre a Distância DS. O maior do ângulo do tornozelo no declive foi compensado por menor ângulo do tronco, assim não produzindo diferença na soma dos ângulos.

Quanto ao CP, houve posteriorização no aclave e anteriorização no declive em relação ao plano.

Gráfico 7 – Comparativo da distância DS em TP, TAc e TDc.

A barra vertical mostra o erro padrão da média. * denota diferença significativa entre TP e TAc ($p < 0,00001$; effect size = 1,2 – grande); ** denota diferença significativa entre TAc e TDc ($p < 0,00001$; effect size = 0,9 - moderado);

Gráfico 8 - Comparativo da posição média do CP em TP, TAc e TDc

A barra vertical mostra o erro padrão da média. * denota diferença significativa entre TP e TAc ($p = 0,00001$; effect size = 0,9 – moderada); ** denota diferença significativa entre TP e TDc ($p = 0,004$; effect size = 0,6 - moderado); *** denota diferença significativa entre TAc e TDc ($p < 0,00001$; effect size = 1,6 - grande).

Gráfico 9 - Comparativo do ângulo do tornozelo em TP, TAc e TDc

Para melhor visualização da diferença, note que o eixo Y inicia em 80°. A barra vertical mostra o erro padrão da média. * denota diferença significativa entre TP e TAc ($p < 0,00001$; effect size = 1,6 – grande); ** denota diferença significativa entre TP e TDc ($p = 0,00002$; effect size = 1,2 – grande); *** denota diferença significativa entre TAc e TDc ($p < 0,000001$; effect size = 2,6 – muito grande).

Gráfico 10 – Comparativo do ângulo do tronco em TP, TAc e TDc

Para melhor visualização da diferença, note que o eixo Y inicia em 120°. A barra vertical mostra o erro padrão da média. * denota diferença significativa entre TP e TAc ($p = 0,01$; effect size = 0,3 – pequeno); ** denota diferença significativa entre TP e TDc ($p = 0,003$; effect size = 0,5 – pequeno);

Gráfico 11 – Comparativo da somatória dos ângulos em TP, TAc e TDc

Para melhor visualização da diferença, note que o eixo Y inicia em 200°. A barra vertical mostra o erro padrão da média. * denota diferença significativa entre TP e TAc ($p < 0,00001$; effect size = 1,1 – grande); ** denota diferença significativa entre TAc e TDc ($p < 0,00001$; effect size = 0,9 – moderado).

4.3 PARADIGMA 3: Comparação entre TP e TOr

Após instrução sobre como se equilibrar para realizar o teste DS, ou seja, na condição TOr, a distância DS diminuiu consideravelmente ($p = 0,2 \cdot 10^{-6}$, effect size = 1,3). O CP foi deslocado cerca de 6 cm à frente ($p=0,7 \cdot 10^{-9}$, effect size = 2,5) e os ângulos do tornozelo ($p = 0,0001$, effect size = 1,2), lombar ($p=0,002$, effect size = 0,6), tronco ($p = 0,02$, effect size = 0,6) diminuíram, assim como a soma dos ângulos ($p = 0,00001$, effect size = 1,2).

A Tabela 3 mostra os resultados obtidos nas duas condições.

Tabela 3 - Média e desvio-padrão de cada variável nos testes TP e TOr

	TP	TOr
Distância DS*	15,2 ± 6,5	5,8 ± 7,9
CP*	0,5 ± 3,1	6,7 ± 1,8
Ângulo Tornozelo*	108,2 ± 5,0	102 ± 5,5
Ângulo Joelho	181,7 ± 7,4	181,4 ± 6,4
Ângulo Quadril	119,8 ± 12,5	116,1 ± 11,6
Ângulo Lombar*	86,9 ± 6,3	83 ± 6,9
Ângulo Tronco*	143,0 ± 7,2	140,5 ± 6,0
Soma dos ângulos*	276,2 ± 13,2	260,3 ± 14,5

Distância DS e CP são expressos em cm; ângulos expressos em graus.

* Denota diferenças estatisticamente significantes na ANOVA de medidas repetidas.

5 DISCUSSÃO

Com o objetivo geral de verificar a influência do equilíbrio corporal na flexibilidade mensurada pelo teste DS, três paradigmas experimentais foram executados através da manipulação das condições de equilíbrio durante o teste DS.

5.1 PARADIGMA 1

Para verificar se a diminuição da demanda de equilíbrio influenciaria no resultado do teste DS, foi conduzido um teste em que a demanda de equilíbrio era minimizada através de um aparato que oferecia suporte do corpo contra uma queda à frente. Este aparato oferecia suporte no nível da raiz da coxa e permitia que o indivíduo deslocasse o corpo à frente como num pêndulo invertido sem risco de queda à frente.

Nesta condição (TS) houve melhora importante no resultado do teste com uma redução de 73% na distância DS. Na média, os participantes diminuíram a distância DS de 15,2 cm para 4,1 cm. A participante que obteve a melhora mais importante, por exemplo, mantinha na condição TP uma distância de 24 cm do solo, ao se minimizar a demanda de equilíbrio chegou a tocar o chão.

Este resultado é bastante significativo, uma vez que estudos prévios como os de Ayala [10] demonstraram que o teste DS é altamente confiável com baixa variabilidade entre sessões. Neste estudo com jogadores de futebol, foi

observado um erro típico de 5,89%, 2,3% de alteração da média e correlação intra-classe de 0,89.

Em outro estudo com adultos jovens ativos, o mesmo autor sugeriu que um limiar de 1,5 a 2 vezes o erro típico seria apropriado para indicar que uma alteração real da flexibilidade tenha ocorrido [6]. Nesta população, utilizando-se a estimativa mais conservadora de 2 vezes o erro típico, uma alteração de 19,8% no teste indicaria uma alteração real da flexibilidade. No presente estudo, a condição TS apresentou alteração quase 4 vezes superior a este limiar, mostrando que a minimização da demanda de equilíbrio promove uma alteração de grande magnitude da flexibilidade mensurada no teste sem que se tenha realizado nenhuma intervenção nas propriedades visco-elásticas do tecido muscular.

Esta melhora no resultado do teste na condição TS foi acompanhada de um deslocamento médio de 5,2 cm à frente em relação à postura bípede quieta comparado com apenas 0,5 cm de deslocamento médio à frente em TP. Dada a necessidade de se manter uma íntima relação entre o CP e o CM para a manutenção do equilíbrio corporal [18, 21, 28], estes dados sugerem que na condição TP, enquanto o tronco se movia para frente e para baixo, um contra movimento deslocou massa corporal no sentido contrário de modo que o CP se mantivesse praticamente na mesma posição [23]. Este contra movimento ocorreu através do aumento do ângulo do tornozelo, que na condição TP teve média de 108°.

Os dados cinéticos e cinemáticos, em conjunto mostram que na condição TP os participantes utilizaram uma estratégia de equilíbrio que se assemelha à estratégia de quadril em superfícies estreitas descrita por Horak e Nashner

[19]. Eles aumentaram o ângulo do tornozelo e mantiveram o CP praticamente na mesma posição. Tal estratégia foi associada neste estudo a um fraco desempenho no teste DS indicando que o contra movimento efetuado dificulta alcançar o solo.

Quando a demanda de equilíbrio foi minimizada na condição TS, o tornozelo foi flexionado a 88° e o CP foi deslocado à frente. Esta condição que se assemelha à estratégia de equilíbrio de tornozelo em base de suporte ampla [19] permitiu a melhora expressiva observada no resultado do teste. É interessante notar que a diminuição na demanda de equilíbrio teve um efeito global na flexibilidade com aumento de 30° de flexão na somatória de todas as articulações, sendo que destes o tornozelo responde por apenas 20° . Ou seja, a minimização da demanda de equilíbrio não promoveu melhora do resultado do teste apenas por permitir maior flexão do tornozelo e evitar o contra movimento desta articulação, mas também liberou outros 10° de flexão em outras articulações.

Em outras palavras, a restrição de 30° de mobilidade observada em TP em relação a TS poderia ser explicada em decorrência de ajustes posturais para a execução do teste. Quando o aparato externo minimizou a necessidade destes ajustes, houve a liberação desta amplitude para o alcance do solo. A Figura 1 ilustra as estratégias utilizadas em TP e TS e permite observar o aparato utilizado em TS.

Figura 1 – Representação de um teste em TP e TS. É possível observar as estratégias de equilíbrio típicas utilizadas em cada teste. Em TP com abertura do ângulo do tornozelo em TP e maior distância DS e em TS com diminuição do ângulo do tornozelo, maior flexão total e menor distância DS. Na foto TS é possível observar o mecanismo de suporte utilizado. (Nota: estas fotos são de um participante real, mas apenas para fins ilustrativos. Estas não foram as fotografias utilizadas na análise de dados.)

Para verificar se a melhora no resultado do teste seria de fato devido à minimização da demanda de equilíbrio ou, ao contrário, se ela seria explicada pelo alongamento muscular promovido pelo próprio teste inicial, foi realizado o re-teste da condição TP após o teste na condição TS.

Duas razões corroboram o fato de a melhora no resultado do teste ser devido à minimização da demanda postural.

A primeira é que não há nenhum relato de um aumento de flexibilidade tão expressivo após apenas uma repetição de 10s de alongamento estático. Os estudos a respeito do treino de flexibilidade através do alongamento estático utilizam maior tempo de alongamento (pelo menos 20s), maiores séries (ao menos 2) e maior período de treinamento (normalmente superiores a 4 semanas) [24, 29-33]. Portanto, não é plausível que apenas uma única

repetição de 10s de manutenção da posição do teste DS tenha promovido tamanho ganho de amplitude. A outra razão é que a distância DS regrediu 5 cm no re-teste em relação ao TS. Caso a melhora do resultado em TS fosse promovida por um aumento no comprimento do tecido visco-elástico muscular, esperar-se-ia que o desempenho fosse ao menos mantido no re-teste.

A melhora na distância DS no re-teste em relação ao TP provavelmente ocorreu por um efeito de aprendizagem. É possível que, tendo experimentado tamanha melhora no resultado do teste ao se projetar o corpo à frente, os participantes tenham involuntariamente tentado reproduzir a posição no re-teste mesmo na ausência do aparato de suporte. O avanço de 2 cm do CP no re-teste em relação ao TP e a forte correlação negativa entre CP e a distância DS no re-teste dão suporte a esta inferência.

Foi também observado neste estudo uma moderada correlação negativa entre a posição do CP e a distância DS ao se agrupar os 3 testes (TP, TS e re-teste). Ou seja, quanto mais de desloca o CP à frente, melhor é o resultado do teste DS, o que reforça a hipótese deste estudo que a flexibilidade mensurada é influenciada pela habilidade de equilibrar-se durante o teste.

5.2 PARADIGMA 2

O segundo paradigma compara os testes DS em condições de aclone e declive com a condição padrão em solo plano.

Neste paradigma, as condições da superfície de suporte alteram as demandas de equilíbrio no teste DS. Considerando que no aclone há tendência de queda para trás, o deslocamento de massa corporal à frente próprio do teste

DS iria anular esta tendência e minimizar a demanda de equilíbrio nesta condição. Ao mesmo tempo em que no declive a tendência de queda à frente se somaria à demanda de equilíbrio do teste, maximizando-a. Esperar-se-ia, portanto, que o teste em aclave promovesse melhores resultados.

Por outro lado, a interpretação do teste DS como sendo a expressão do comprimento máximo da cadeia muscular posterior levaria à hipótese de que, independente da inclinação do terreno, a amplitude do alcance ao chão deveria ser mantida. Se, para se equilibrar em aclave o indivíduo tivesse que aumentar a flexão do tornozelo alongando mais o tríceps sural, a cadeia muscular seria mais tensionada e a amplitude diminuiria em outro ponto mais proximal, mantendo constante a amplitude final máxima. Do mesmo modo, se para se manter equilibrado em declive houver a necessidade de estender o tornozelo, a tensão de alongamento sobre o tríceps diminuiria e outro ponto mais proximal teria possibilidade de se alongar mais, mantendo constante a amplitude final [34].

Os resultados encontrados neste paradigma favorecem a hipótese de que o equilíbrio tem influência sobre o desempenho do teste. O desempenho no teste DS melhorou de 15,2 cm de distância DS no plano para 6,7 cm em aclave, voltando a regredir no declive, que não apresentou diferença significativa em relação ao solo plano.

Ao se analisar o comportamento dos ângulos articulares, observa-se que o ajuste do ângulo do tornozelo, como esperado, é um ponto fundamental de equilíbrio nestas condições. Em aclave, o tornozelo flexiona para 100° (comparado aos 108° do solo plano), enquanto no declive há extensão do tornozelo para 114° . Entretanto, diferente do que se esperaria ao se levar em

conta o conceito de cadeias musculares, esta diferença de 14° de amplitude do tornozelo do aclone em relação ao declive não gerou nenhuma diferença nos ângulos articulares proximais entre as duas condições. Desta forma, a somatória dos ângulos mostrou flexão total maior no aclone com 261° enquanto o declive com 274,5° não se mostrou diferente do solo plano. Ou seja, a demanda de equilíbrio diminuída durante o teste no aclone permitiu que as articulações flexionassem mais e promoveu melhor resultado no teste DS.

Interessante notar que o CP no aclone teve deslocamento posterior de 2 cm e no declive deslocamento anterior de 2 cm em relação ao plano, o que mostra a diferença de demanda de equilíbrio nestas condições. A tendência de queda para trás no aclone demandou que o CP fosse posteriorizado mesmo com o deslocamento de massa corporal à frente provocada pelo teste DS.

Em investigação sobre o controle da postura ortostática em superfícies inclinadas, Mezzarane 2007 [35], observou que a condição em aclone apresenta maior dificuldade de equilíbrio com maior frequência de oscilações do CP em baixas frequências e maior dependência da aferência visual quando comparado ao plano e ao declive. Sugere que isto se deve às restrições biomecânicas dos membros inferiores em que o tornozelo tem localização posteriorizada em relação ao pé. Poderíamos também acrescentar a menor amplitude de dorsiflexão em relação à flexão plantar e à maior potência dos músculos flexores plantares.

Em um estudo clássico sobre a variabilidade dos reflexos posturais em humanos Diener [36] encontrou uma grande adaptabilidade dos reflexos ao ponto de eles poderem ser abolidos caso necessário funcionalmente. Em seu estudo, na condição em que os indivíduos se encontravam em ortostatismo e o

solo era inclinado em active através de uma rotação da plataforma de força provocando dorsiflexão do tornozelo, o reflexo de curto-prazo do sóleo era atrasado enquanto era antecipada a resposta de longo-prazo do tibial anterior. Isto provocava uma co-contracção dos músculos antagonistas evitando o risco de uma ativação reflexa isolada do sóleo que, nesta condição de equilíbrio, provocaria aumento do risco de queda para trás. Quando a mesma rotação da plataforma era aplicada ao indivíduo que previamente mantinha o corpo inclinado para trás a resposta reflexa do sóleo era suprimida.

Enquanto o estudo de Diener [36] que envolvia ajuste dinâmico a um alongamento dos músculos do tornozelo sugere o envolvimento dos receptores Ia dos fusos musculares na adaptação dos reflexos, Mezzarane [35] que estudou a modulação do reflexo H do sóleo em postura quieta em superfície inclinada não encontrou alterações que sugerissem ação dos receptores Ia. Sugere, entretanto, que a modulação da ativação dos músculos do tornozelo sejam promovidas por receptores tipo II e receptores articulares e das plantas dos pés.

Estes estudos mostram adaptações reflexas funcionais que tendem a diminuir a excitabilidade dos músculos flexores plantares no active e a aumentar sua excitabilidade no declive. Achados estes em consonância com os resultados do presente estudo em que a condição em active permite maior amplitude de flexão de tornozelo e maior alcance ao solo.

5.3 PARADIGMA 3

Para verificar se é possível orientar o indivíduo a executar uma estratégia de equilíbrio que permita melhor desempenho no teste DS, foi realizado um teste com uma rápida abordagem prévia. Esta abordagem consistia em instrução verbal, demonstração pelo pesquisador e pratica de apenas 3 repetições de um pendulo invertido à frente com movimento predominante no tornozelo e que promovesse o deslocamento à frente do CP. Estratégia esta que se assemelha à estratégia de equilíbrio de tornozelo.

Esta abordagem foi planejada para que a estratégia de equilíbrio utilizada permitisse maior deslocamento do CM à frente e possivelmente promovesse melhor desempenho no teste. Com os resultados obtidos no paradigma 1 deste estudo, é possível perceber que foi um planejamento acertado, pois o desempenho no teste se correlaciona com o deslocamento à frente do CP e com uma estratégia que se assemelhe à estratégia do tornozelo.

Após as orientações de equilíbrio, a condição TOr mostrou um deslocamento do CP de 6,2 cm à frente e uma flexão de 6° de tornozelo em relação à condição TP. Estes resultados mostram que as instruções de equilíbrio conduziram com sucesso o participante a executar a estratégia de equilíbrio desejada.

Curiosamente, a literatura a respeito de treino de equilíbrio foca apenas em exercícios que aumentem a demanda de equilíbrio. Os exercícios consistem em manter o equilíbrio postural em uma progressão que vai da base de suporte ampla à estreita, do apoio bipodal para unipodal, de superfícies firmes para complacentes, de olhos abertos para fechados e de condições sem

perturbação para situações com perturbação [37-41]. Não foram encontrados estudos que focassem no ensino de estratégias específicas para melhor responder às demandas de tarefas específicas. E, embora não seja o foco do presente estudo, estes resultados sugerem que é possível ensinar estratégias que melhor se adequem às demandas da tarefa e isto pode ser uma área promissora no estudo do treinamento de equilíbrio para idosos, atletas, pacientes com disfunções neurológicas e outros.

Após as instruções de equilíbrio, o desempenho no teste DS melhorou de 15,2 cm de distância DS em TP para 5,8 cm em TOr, uma melhora de 62%.

Utilizando o mesmo critério de Ayala [10] descrito no paradigma 1, em que uma alteração de 19% no resultado do teste indicaria uma real alteração de amplitude para uma população de adultos jovens ativos, os resultados deste estudo mostram uma alteração pouco mais de 3 vezes superior a este limiar.

Estes resultados reforçam a hipótese de que o desempenho no equilíbrio interfere na flexibilidade mensurada no teste DS e que uma estratégia que permita o deslocamento seguro de massa corporal à frente leva a uma maior amplitude de toda a cadeia muscular posterior. Isto pode ser percebido pela flexão significativamente maior de tornozelo, lombar e tronco observadas em TOr chegando a uma soma total dos ângulos com 16° de flexão a mais nesta condição.

5.4 CONSIDERAÇÕES

Considerando os três paradigmas experimentais deste estudo pode-se observar que a flexibilidade mensurada pelo teste DS sofre grande influência

da demanda de equilíbrio. Nas condições em que há aumento da demanda, como no declive, tende-se a gerar resultados piores, enquanto a diminuição da demanda de equilíbrio, como no TS e aplane, gera desempenhos melhores no teste.

Porém, considerando que a demanda de equilíbrio no teste DS em condição padrão é constante, o desempenho no teste sofre influência da habilidade do indivíduo em lidar com esta demanda. A capacidade de controlar o deslocamento de massa corporal à frente através do deslocamento anterior do CP permite maior flexão das articulações envolvidas no movimento do teste e, conseqüentemente, melhores resultados. Grosso modo, estratégias que se assemelham à estratégia de tornozelo para base de suporte ampla geram resultados melhores que as estratégias que se assemelham à estratégia de quadril em base de suporte reduzida [19]. Ou seja, para melhor alcançar o chão, deve-se flexionar o tornozelo e deslocar o CP à frente. De outra forma, estender o tornozelo, mantendo o CP em posição próxima ao que era utilizada na postura ortostática gera resultados piores.

Com isso, pode-se afirmar que o teste DS na condição em que normalmente é executada não representa o comprimento máximo da cadeia muscular posterior. Representa, porém, o alcance máximo ao chão que o indivíduo é capaz de realizar dada a estratégia de equilíbrio utilizada durante o teste. E a simples orientação de como se equilibrar melhor durante a realização do teste já permite melhora substancial na flexibilidade observada.

Estes resultados reforçam a ideia de que a flexibilidade não é exclusivamente o produto das propriedades visco-elásticas do tecido muscular, mas uma propriedade regulada finamente pelo Sistema Nervoso Central. Os

reflexos espinhais que controlam a rigidez articular e a responsividade dos músculos ao alongamento são modulados por mecanismos espinhais e supra espinhais tarefa-específicos e sujeitos a uma variedade influências internas e ambientais [42, 43]. Tarefas motoras, cognitivas, posição corporal e a integração sensorial podem inibir ou facilitar o arco reflexo [44]. Mesmo exercícios de mentalização foram capazes de aumentar a flexibilidade após uma sessão única de treinamento [45].

Em relação a tarefas de equilíbrio, foram reportadas modulações instantâneas nos reflexos medulares caracterizadas por diminuição do reflexo H do sóleo ao se fechar os olhos em postura bípede quieta ou quando o indivíduo se equilibrava sobre superfície estreita. Por outro lado, o reflexo H do sóleo foi facilitado quando a demanda de equilíbrio foi reduzida com o auxílio de um suporte mecânico [44].

Estas modulações dos arcos reflexos vão aumentar ou diminuir a complacência muscular ao alongamento. Em determinadas circunstâncias de tarefa e ambiente pode ser necessário restringir amplitude de movimento, enquanto em outras pode-se liberá-la. Nos resultados deste estudo, isto pode ser observado quando a condição TS liberou 30° a mais de flexão das articulações envolvidas no teste em relação à condição TP pelo fato de se haver minimizado o risco de desequilíbrio inerente à tarefa. O mesmo ocorrendo nas condições TAc e TOr que liberaram 16° de flexão.

Além das modulações por mecanismos espinhais e supra espinhais, mecanismos corticais também estão envolvidos no desempenho de equilíbrio [46]. Por exemplo, a experiência prévia na tarefa assim como o conhecimento prévio da magnitude do distúrbio postural pode afetar a resposta de equilíbrio

[47]. Este mecanismo provavelmente está envolvido na melhora na distância DS encontrada no re-teste em relação ao TP neste estudo. A vivência de uma posição de pêndulo do corpo à frente com deslocamento anterior do CP durante a condição TS, associado à percepção de que esta posição gerou resultados melhores, pode ter levado os participantes deste estudo a deslocar o CP à frente no re-teste da condição TP feito a seguir.

A própria melhora do desempenho no teste na condição TOr, provavelmente está relacionada a mecanismos corticais. A abordagem baseada em explicação verbal, demonstração e uma prática simples de 3 repetições de um pêndulo invertido mostrou-se eficaz na geração de uma resposta postural melhor durante a execução do teste. Mas não se poderia supor nenhum tipo de automatização do aprendizado após uma abordagem tão breve. Apenas uma nova organização postural adotada de forma voluntária.

Este campo de estudo do controle neural da flexibilidade muscular ainda é um campo bastante inexplorado, mas que possivelmente permitirá o desenvolvimento de uma maior compreensão dos mecanismos onde a amplitude de movimento é restrita. Assim como permitirá inovações em termos de abordagens da flexibilidade de forma mais amigável ao sistema de controle.

5.5 APLICAÇÕES PRÁTICAS

Os resultados deste estudo mostram que o teste DS, popular na prática clínica em diversas áreas de atuação, na prática de atividades físicas e esportivas e também na pesquisa, é bastante influenciado pela habilidade

postural do indivíduo. Seu resultado não expressa a amplitude máxima da cadeia muscular posterior, o que se acreditava até então.

Desta forma, sugere-se que se dê preferência a outros testes de amplitude de movimento que sofram menos a influência da demanda de equilíbrio como os testes de sentar e alcançar, por exemplo.

Adicionalmente, uma vez que a limitação de amplitude de movimento observada no teste DS possa estar relacionada a uma estratégia postural e não a uma limitação visco-elástica do tecido, a indicação de exercícios de alongamento muscular passivos baseada nos resultados do teste DS pode não ser adequada.

5.6 LIMITAÇÕES

A população estudada é de indivíduos adultos jovens ativos. A transferência dos resultados pode ser limitada para outras populações como de atletas envolvidos em treinamento de flexibilidade, idosos, pacientes com doenças do tecido conectivo entre outras.

Não foi realizado o estudo da confiabilidade absoluta das condições de teste com manipulação da demanda de equilíbrio para se saber os erros das medidas.

Embora a temperatura ambiente do laboratório tenha estado sempre agradável durante a coleta dos dados, ela não foi controlada.

5.7 CONFLITOS DE INTERESSE

Não há conflitos de interesse. Este estudo não recebeu financiamento de nenhuma fonte pública ou privada.

6 CONCLUSÕES

6 CONCLUSÕES

1) A diminuição da demanda de equilíbrio melhora muito o resultado do teste 3º dedo ao solo. A melhora no resultado do teste está correlacionada ao deslocamento do Centro de Pressão à frente e parece haver efeito de aprendizado de uma nova estratégia de equilíbrio no re-teste.

2) A condição em aclave promove melhora no resultado do teste 3º dedo ao solo enquanto o declive não difere da condição padrão de teste em solo plano. A condição em aclave permite maior flexão total das articulações envolvidas no teste.

3) É possível orientar através de uma rápida abordagem uma melhor estratégia de equilíbrio para a execução do teste 3º dedo ao solo. A instrução de realizar um movimento de pêndulo invertido à frente através da flexão de tornozelo associado à maior pressão do antepé no chão desloca o Centro de Pressão à frente e promove grande melhora no resultado do teste.

Como conclusão geral, a flexibilidade mensurada pelo teste 3º dedo ao solo sofre grande influência do desempenho em se equilibrar durante o teste. Estratégias de equilíbrio que deslocam o Centro de Pressão à frente permitem maior flexão do tornozelo e da somatória das articulações envolvidas no teste acarretando grande melhora na distância entre o 3º dedo e o solo. Além disso, é possível instruir o indivíduo a usar uma estratégia de equilíbrio mais eficiente que promova melhora no resultado do teste.

É possível também concluir que o fator equilíbrio se sobrepõe ao fator da viscoelasticidade tecidual sendo que a amplitude de movimento é limitada quando o desempenho de equilíbrio não é favorável, assim como a amplitude é liberada quando o desempenho de equilíbrio assim permite.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Witvrouw, E., et al., *Stretching and injury prevention: an obscure relationship*. Sports Med, 2004. 34(7): p. 443-9.
2. Bolívar, Y.A., P.V. Munuera, and J.P. Padillo, *Relationship between tightness of the posterior muscles of the lower limb and plantar fasciitis*. Foot Ankle Int, 2013. 34(1): p. 42-8.
3. Witvrouw, E., et al., *Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population. A two-year prospective study*. Am J Sports Med, 2000. 28(4): p. 480-9.
4. Witvrouw, E., et al., *Intrinsic risk factors for the development of patellar tendinitis in an athletic population. A two-year prospective study*. Am J Sports Med, 2001. 29(2): p. 190-5.
5. LaRoche, D.P. and D.A. Connolly, *Effects of stretching on passive muscle tension and response to eccentric exercise*. Am J Sports Med, 2006. 34(6): p. 1000-7.
6. Ayala, F., et al., *Reproducibility and criterion-related validity of the sit and reach test and toe touch test for estimating hamstring flexibility in recreationally active young adults*. Phys Ther Sport, 2012. 13(4): p. 219-26.
7. Tveter, A.T., et al., *Health-related physical fitness measures: Reference values and reference equations for use in clinical practice*. Arch Phys Med Rehabil, 2014.
8. Bonetti, F., et al., *Effectiveness of a 'Global Postural Reeducation' program for persistent low back pain: a non-randomized controlled trial*. BMC Musculoskelet Disord, 2010. 11: p. 285.
9. Gagnon, S., et al., *[Multicenter multidisciplinary training program for chronic low back pain: French experience of the Renodos back pain network (Réseau Nord-Pas-de-Calais du DOS)]*. Ann Phys Rehabil Med, 2009. 52(1): p. 3-16.
10. Ayala, F., et al., *Absolute reliability of five clinical tests for assessing hamstring flexibility in professional futsal players*. J Sci Med Sport, 2012. 15(2): p. 142-7.
11. Ekedahl, H., B. Jönsson, and R.B. Frobell, *Fingertip-to-floor test and straight leg raising test: validity, responsiveness, and predictive value in patients with acute/subacute low back pain*. Arch Phys Med Rehabil, 2012. 93(12): p. 2210-5.

12. Kippers, V. and A.W. Parker, *Toe-touch test. A measure of its validity.* Phys Ther, 1987. 67(11): p. 1680-4.
13. Perret, C., et al., *Validity, reliability, and responsiveness of the fingertip-to-floor test.* Arch Phys Med Rehabil, 2001. 82(11): p. 1566-70.
14. Robinson, H.S. and A.M. Mengshoel, *Assessments of lumbar flexion range of motion: intertester reliability and concurrent validity of 2 commonly used clinical tests.* Spine (Phila Pa 1976), 2014. 39(4): p. E270-5.
15. Sainz de Baranda, P., et al., *Determination of the Criterion-Related Validity of Hip Joint Angle Test for Estimating Hamstring Flexibility Using a Contemporary Statistical Approach.* Clin J Sport Med, 2014.
16. Winter, D.A., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement.* 4 ed. 2009.
17. Horak, F.B., *Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?* Age Ageing, 2006. 35 Suppl 2: p. ii7-ii11.
18. Pollock, A.S., et al., *What is balance?* Clin Rehabil, 2000. 14(4): p. 402-6.
19. Horak, F.B. and L.M. Nashner, *Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations.* J Neurophysiol, 1986. 55(6): p. 1369-81.
20. Van Ooteghem, K., J.S. Frank, and F.B. Horak, *Practice-related improvements in posture control differ between young and older adults exposed to continuous, variable amplitude oscillations of the support surface.* Exp Brain Res, 2009. 199(2): p. 185-93.
21. Masani, K., et al., *Larger center of pressure minus center of gravity in the elderly induces larger body acceleration during quiet standing.* Neurosci Lett, 2007. 422(3): p. 202-6.
22. Hall, L.M., et al., *Adaptive changes in anticipatory postural adjustments with novel and familiar postural supports.* J Neurophysiol, 2010. 103(2): p. 968-76.
23. Runge, C.F., et al., *Ankle and hip postural strategies defined by joint torques.* Gait Posture, 1999. 10(2): p. 161-70.
24. Rosário, J., et al., *Reeducação postural global e alongamento estático segmentar na melhora da flexibilidade, força muscular e amplitude de movimento: um estudo comparativo.* Fisioterapia E Pesquisa, 2008. 15(1): p. 7.

25. Ferreira, E.A., et al., *Postural assessment software (PAS/SAPO): Validation and reliability*. Clinics (Sao Paulo), 2010. 65(7): p. 675-81.
26. Duarte, M. and S.M. Freitas, *Revision of posturography based on force plate for balance evaluation*. Rev Bras Fisioter, 2010. 14(3): p. 183-92.
27. Hopkins, W.G., et al., *Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science*. Med Sci Sports Exerc, 2009. 41(1): p. 3-13.
28. Winter, D.A., et al., *Motor mechanisms of balance during quiet standing*. J Electromyogr Kinesiol, 2003. 13(1): p. 49-56.
29. Ayala, F. and P.S. de Baranda Andújar, *Effect of 3 different active stretch durations on hip flexion range of motion*. J Strength Cond Res, 2010. 24(2): p. 430-6.
30. Ayala, F., P. Sainz De Baranda, and M. De Ste Croix, *Effect of active stretch on hip flexion range of motion in female professional futsal players*. J Sports Med Phys Fitness, 2010. 50(4): p. 428-35.
31. Ayala, F., et al., *Comparison of active stretching technique in males with normal and limited hamstring flexibility*. Phys Ther Sport, 2013. 14(2): p. 98-104.
32. Sainz de Baranda, P. and F. Ayala, *Chronic flexibility improvement after 12 week of stretching program utilizing the ACSM recommendations: hamstring flexibility*. Int J Sports Med, 2010. 31(6): p. 389-96.
33. Decoster, L.C., et al., *The effects of hamstring stretching on range of motion: a systematic literature review*. J Orthop Sports Phys Ther, 2005. 35(6): p. 377-87.
34. PE, S., *Fundamentos da reeducação postural global: princípios e originalidade*. 2009, São Paulo: Realizações.
35. Mezzarane, R.A. and A.F. Kohn, *Control of upright stance over inclined surfaces*. Exp Brain Res, 2007. 180(2): p. 377-88.
36. Diener, H.C., et al., *Variability of postural "reflexes" in humans*. Exp Brain Res, 1983. 52(3): p. 423-8.
37. Hrysomallis, C., *Balance ability and athletic performance*. Sports Med, 2011. 41(3): p. 221-32.
38. Gebel, A., et al., *Effects and Dose-Response Relationship of Balance Training on Balance Performance in Youth: A Systematic Review and Meta-Analysis*. Sports Med, 2018.
39. Lesinski, M., et al., *Dose-response relationships of balance training in healthy young adults: a systematic review and meta-analysis*. Sports Med, 2015. 45(4): p. 557-76.

40. Lesinski, M., et al., *Effects of Balance Training on Balance Performance in Healthy Older Adults: A Systematic Review and Meta-analysis*. Sports Med, 2015. 45(12): p. 1721-38.
41. Zech, A., et al., *Balance training for neuromuscular control and performance enhancement: a systematic review*. J Athl Train, 2010. 45(4): p. 392-403.
42. Gruber, M., et al., *Training-specific adaptations of H- and stretch reflexes in human soleus muscle*. J Mot Behav, 2007. 39(1): p. 68-78.
43. Meunier, S., *Modulation by corticospinal volleys of presynaptic inhibition to Ia afferents in man*. J Physiol Paris, 1999. 93(4): p. 387-94.
44. Taube, W., M. Gruber, and A. Gollhofer, *Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance*. Acta Physiol (Oxf), 2008. 193(2): p. 101-16.
45. Kanthack, T.F.D., et al., *Neurophysiological insights on flexibility improvements through motor imagery*. Behav Brain Res, 2017. 331: p. 159-168.
46. Taube, W., et al., *Cortical and spinal adaptations induced by balance training: correlation between stance stability and corticospinal activation*. Acta Physiol (Oxf), 2007. 189(4): p. 347-58.
47. Horak, F.B., H.C. Diener, and L.M. Nashner, *Influence of central set on human postural responses*. J Neurophysiol, 1989. 62(4): p. 841-53.

APÊNDICES

APÊNDICES

APÊNDICE A – Aprovação do Comitê de Ética

USP - HOSPITAL DAS
CLÍNICAS DA FACULDADE DE
MEDICINA DA UNIVERSIDADE

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação do equilíbrio postural e flexibilidade da cadeia posterior em pacientes com fascite plantar

Pesquisador: Clarice Tanaka

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 61741616.4.0000.0068

Instituição Proponente: HOSPITAL DAS CLINICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA U S P

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DA NOTIFICAÇÃO

Tipo de Notificação:

Detalhe:

Justificativa: Os dados do grupo controle (voluntários adultos jovens, sem fascite plantar ou

Data do Envio: 17/02/2017

Situação da Notificação: Parecer Consubstanciado Emitido

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.956.241

Apresentação da Notificação:

Notificação está apresentada adequadamente.

Objetivo da Notificação:

Os pesquisadores solicitam os dados provenientes de grupo controle deste referido estudo para tese intitulada "A influência do equilíbrio postural no teste 3º dedo ao solo", do aluno Cássio Marinho Siqueira.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Sem riscos

Comentários e Considerações sobre a Notificação:

O grupo controle solicitado pela pesquisadora atende adequadamente aos critérios estabelecidos

Endereço: Rua Ovídio Pires de Campos, 225 5º andar

Bairro: Cerqueira Cesar

CEP: 05.403-010

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)2661-7585

Fax: (11)2661-7585

E-mail: cappesq.adm@hc.fm.usp.br

Continuação do Parecer: 1.956.241

pelo projeto em questão, portanto aprovo a inclusão.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

TCLE apresentado anteriormente está adequado, portanto não é necessário apresentá-lo novamente

Recomendações:

Sem recomendações

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Sem pendências

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Outros	Adendo_CEP_Influenciadoequilibrio.pdf	17/02/2017 20:55:41	Clarice Tanaka	Aceito
Outros	Formulario_submissao_Emendas_brochuras.pdf	17/02/2017 20:56:36	Clarice Tanaka	Aceito
Outros	Projeto_Doutorado_Cassio_14_2_2017_notificacao_CEP.docx	17/02/2017 20:57:52	Clarice Tanaka	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO PAULO, 09 de Março de 2017

Assinado por:
ALFREDO JOSE MANSUR
(Coordenador)

Endereço: Rua Ovídio Pires de Campos, 225 5º andar

Bairro: Cerqueira Cesar

CEP: 05.403-010

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)2661-7585

Fax: (11)2661-7585

E-mail: cappesq.adm@hc.fm.usp.br

APÊNDICE B - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO -HCFMUSP

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL

1.NOME: _____
DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº: _____ SEXO : M () F ()
DATA NASCIMENTO: ____/____/_____
ENDEREÇO: _____ Nº: _____
BAIRRO: _____ CIDADE: _____
CEP: _____ TELEFONE: (____) _____

2..RESPONSÁVEL LEGAL..N/A: _____
NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.): _____
DOCUMENTO DE IDENTIDADE: _____ SEXO: M () F ()
DATA NASCIMENTO: ____/____/_____.
ENDEREÇO: _____ Nº: _____
BAIRRO: _____ CIDADE: _____
CEP: _____ TELEFONE: (____) _____

DADOS DA PESQUISA

Título da pesquisa: Avaliação do equilíbrio postural e flexibilidade da cadeia posterior em pacientes com fascite plantar.

Pesquisador principal: Prof Dra Clarice Tanaka. Diretora da Divisão de Fisioterapia do Instituto Central da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Departamento/Instituto: Instituto Central do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo: Ambulatório de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Convidamos o Sr(a) para participar desta pesquisa para avaliarmos se pessoas com fascite plntar (dor nas solas dos pés) têm alguma dificuldade de equilíbrio ou falta de

alongamento de alguns músculos. Vamos comparar o equilíbrio e o alongamento de pessoas com a dor no pé e pessoas sem a dor. Serão realizados alguns testes de equilíbrio num equipamento capaz de medir o quanto você “balança” ao tentar ficar em pé parado e também alguns testes de alongamento, como aqueles de tentar tocar o pé sem dobrar as pernas. Todos os testes serão feitos em um único dia.

Os riscos aos quais o Sr(a) estará exposto com sua participação nesta pesquisa serão mínimos. Há um pequeno risco de desequilíbrio durante o teste, mas os pesquisadores estarão atentos a isso. Não esperamos que aconteça, mas pode ser que as pernas fiquem doloridas no dia seguinte devido aos alongamentos. Sua participação irá nos ajudar a entender se dificuldades de equilíbrio e falta de alongamento podem ter a ver com a dor no pé e assim, nos ajudar a desenvolver novas formas de tratar essa dor.

O Sr(a) terá total liberdade de se recusar a participar em qualquer fase da pesquisa sem nenhum problema. Seus dados e qualquer informação a seu respeito serão utilizados somente para a pesquisa e não serão divulgados a ninguém. O Sr(a) receberá também uma via deste termo com todas estas informações.

O pesquisador principal é a Dra. Clarice Tanaka e o executante é o fisioterapeuta Cássio Siqueira, que podem ser encontrados na Rua Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 255 - 4º andar - tel: (11) 2661- 3373. Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) – Rua Ovídio Pires de Campos, 225 – 5º andar – tel: (11) 2661-7585, (11) 2661-1548, (11) 2661-1549; e-mail: cappesq.adm@hc.fm.usp.br .

Eu discuti as informações acima com o Pesquisador Responsável ou executante, Dra. Clarice Tanaka ou Cássio Siqueira, sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim os objetivos, os procedimentos, os potenciais desconfortos e

riscos e as garantias. Concordo voluntariamente em participar deste estudo, assino este termo de consentimento e recebo um via rubricada pelo pesquisador.

Assinatura do paciente/representante legal Data ____ / ____ / ____

Assinatura da testemunha Data ____ / ____ / ____

Para casos de pacientes menores de 18 anos, analfabetos, semianalfabetos ou portadores de deficiência auditiva ou visual.

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste paciente ou representante legal para a participação neste estudo.

Assinatura do responsável pelo estudo Data ____ / ____ / ____

Contents lists available at ScienceDirect

Human Movement Science

journal homepage: www.elsevier.com/locate/humov

Balance highly influences flexibility measured by the toe-touch test

Cássio M. Siqueira*, Aline Rossi, Cristyan Shimamoto, Clarice Tanaka

Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional, Faculdade de Medicina FMUSP, Universidade de São Paulo, São Paulo, SP, Brazil

ARTICLE INFO

Keywords:

Flexibility
Postural balance
Kinetics
Hamstring tightness

ABSTRACT

Flexibility evaluation is a standard assessment in clinical and in sports settings. The Toe-touch test (TTT) is a common assessment tool to evaluate posterior muscular chain flexibility, but the test procedure implies a balance demand. The objective of the study was to verify the hypothesis that the balance demand during the TTT may affect the flexibility measured by the test. Twenty healthy, active young adults participated in the present study. Toe-touch test outcome (the linear finger to toe distance), Center of Pressure (CP) and sagittal plane joint angles were compared under two balance conditions: (1) standard TTT (ST) and (2) minimised postural demand (MPD) during TTT (using a device that restrained the participant against a forward fall). Then, ST was re-tested to verify a possible effect of motor learning on TTT outcome. Compared to ST, MPD showed an improvement of 73% in test outcome, greater flexion of the ankle, greater total body flexion, and a forward displacement of the CP. Re-test of ST showed indications of motor learning with a different balance strategy compared to the first trial in the same condition. The test outcome showed significant negative correlations with CP position in ST (weak correlation), in the re-test (strong correlation) and when the conditions were combined (moderate correlation). In conclusion, TTT outcome was highly affected by balance performance. Maximum range of motion during ST was a fraction of the range obtained when balance demand was minimized.

1. Introduction

Poor muscular flexibility has been understood as a factor related to a variety of conditions such as patellofemoral disorders (Witvrouw, Bellemans, Lysens, Danneels, & Cambier, 2001; Witvrouw, Lysens, Bellemans, Cambier, & Vanderstraeten, 2000), plantar fasciitis (Bolívar, Munuera, & Padillo, 2013), muscle soreness after exercise (LaRoche & Connolly, 2006) and muscle injuries (Witvrouw, Danneels, Asselman, D'Have, & Cambier, 2003). Therefore, the evaluation of posterior muscular chain flexibility is a standard assessment included in the screening for risk factors (Ayala, Sainz de Baranda, De Ste Croix, & Santonja, 2012a), in the assessment of the physical fitness status of the general population (Tveter, Dagfinrud, Moseng, & Holm, 2014), and in the measurement of the effectiveness of rehabilitation programs (Bonetti et al., 2010; Gagnon, Lensele-Corbeil, Duquesnoy, & Renodos, 2009).

The toe-touch test (TTT), also known as fingertip-to-floor test, is one of the most common tests chosen by clinicians, researchers, and athletic trainers to assess posterior muscular chain flexibility; it is a reliable and reproducible test, easily performed, requiring only a measurement tape. The TTT starts with the participant in an upright stance. He/she is then asked to flex the trunk trying to touch the toes while keeping the knees extended. The outcome of the test is the linear distance between the third finger and the hallux. It is thought to represent the maximum length of the posterior muscular chain. Large finger to toe distances, as well as increased ankle or hip angles, would suggest shortened muscles (Ayala et al., 2012a; Ayala, Sainz de Baranda, De Ste Croix, &

* Corresponding author at: Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 255, São Paulo, SP CEP: 05403-000, Brazil.

E-mail address: casique@usp.br (C.M. Siqueira).

<https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.10.001>

Received 20 July 2018; Received in revised form 17 September 2018; Accepted 3 October 2018
0167-9457/ © 2018 Elsevier B.V. All rights reserved.

Santonja, 2012b; Ekedahl, Jönsson, & Frobell, 2012; Kippers & Parker, 1987; Perret et al., 2001; Robinson & Mengshoel, 2014; Sainz de Baranda, Rodríguez-Iniesta, Ayala, Santonja, & Cejudo, 2014).

During the execution of the TTT, however, the trunk flexion required to reach the toes displaces forward and downward an equivalent of 60% to 70% of the total body mass (head, trunk and arms) (Winter, 2009). The displacement of such a mass represents a challenge to body balance and requires a balance strategy to counter the forward fall (Horak, 2006; Pollock, Durward, Rowe, & Paul, 2000). Given the body equilibrium requirement of maintaining a close relationship between center of pressure (CP) and center of mass (CM), one balance strategy that can be used during the execution of the TTT involves moving the CP forward proportionally to the CM displacement while eccentrically controlling the stretching muscles. Another possible strategy is focused on the primary control of the CM by increasing the ankle angle; this moves the hips backward to counteract the forward trunk movement (Hall, Brauer, Horak, & Hodges, 2010; Horak & Nashner, 1986; Van Ooteghem, Frank, & Horak, 2009). Probably, the strategy centered on the forward displacement of the CP might produce a better test outcome as it is more in line with the forward-downward reaching of the task test.

Therefore, as the TTT represents a high postural demand and different strategies can be used to deal with it, it was raised the hypothesis that the balance strategy used during the test would affect the outcome of the TTT. Then, manipulating the test conditions to minimise the balance demand might improve the test outcome.

Hence, the objective of this study was to verify if the TTT outcome (finger to toe distance) is changed by controlling the balance demand of the test. A second objective was to verify the correlation between the TTT outcome and the CP position during the test.

2. Methods

2.1. Experimental approach to the problem

This is a transversal observational study with continuous quantitative variables. To assess the influence of balance on the TTT, the balance demand of the test was manipulated. The variables were pairwise compared between the tests in the different balance conditions.

2.2. Subjects

In total, 20 healthy active young adults, 6 men and 14 women (24.9 ± 5.3 years old; 65.3 ± 12.6 kg of body mass; 170 ± 10 cm height; and 22.5 ± 2.9 BMI), agreed to participate in the study; they signed the Consent Form (1.956.241) approved by the Ethics Committee of the Hospital das Clinicas Faculdade de Medicina, Universidade de Sao Paulo (HCFMUSP). They were all able-bodied, capable of performing the TTT and classified as active by matching one of the following criteria: a) vigorous physical activity ≥ 3 days/week, ≥ 20 min/training session; b) moderate activity ≥ 5 days/week, ≥ 30 min/training session; or c) aggregation of any activity ≥ 5 days/week and ≥ 150 min/week.

Non-inclusion criteria included conditions that could interfere with balance or with the execution of the TTT, such as sensorial-motor dysfunctions, cognitive disorders, joint deformities, or any pain or discomfort that might prevent the performance of the test. Additionally, people engaged in competitive sports and/or flexibility training were also not included.

2.3. Procedures

All tests were performed by the same trained researcher at the Laboratory of Medical Investigation 23 (LIM 23), at a comfortable temperature, during afternoons. The participants were barefoot and wearing comfortable sports clothes which allowed them to move freely.

With the participant in upright stance, seven spherical markers were attached to the trunk and right lower limb as follows: (1) head of the fifth metatarsal (5MT); (2) lateral malleolus (LM); (3) head of the fibula (HF); (4) great trochanter (GT); (5) anterior superior iliac spine (ASIS); (6) posterior superior iliac spine (PSIS); (7) second lumbar vertebrae (L2); and (8) seventh cervical vertebrae (C7). Two digital cameras (Canon Powershot SX500) were placed at the right side of the participant. One camera captured the lower limb, while the other captured trunk images. The calibration was performed by two marks 50 cm apart in the vertical and two in the horizontal.

Participants were positioned as comfortably as possible on the force platform (Pro Balance Master - Neurocom software 8.4.0, Neurocom®), with feet positioned using the platform landmarks, i.e., the medial malleolus matched with the X axis of the platform and each foot was placed equally apart from the Y axis.

A 30-second trial was performed with the participant in a quiet upright stance to normalise the CP position. Then, the participants were asked to perform one repetition of the TTT in two balance conditions in the following sequence: (1) standard test (ST); (2) minimised postural demand (MPD); and (3) re-test of the ST.

ST and re-test were performed as usual, with the participant in an upright stance, he/she was asked to flex the trunk trying to touch the toes while keeping the knees extended and neck relaxed. The MPD was performed with a device that restrained participants from falling forward. A 10-cm wide Velcro strap was crossed in front of the participant at the hip level and was firmly attached to the lateral bars of the platform support. These bars are normally used to attach the security harness of the platform, and the Velcro strap was sufficient to support the participant's weight without risk of falling forward. The participants were asked to bring the hip forward so that they could feel the body weight lying against the strap (see Fig. 7). Then, the participants were asked to perform the TTT

normally.

After reaching the final position of the test, participants were asked to hold the position for 10 s, while data were collected from the force platform, the TTT outcome was measured, and a photograph was taken with each camera. The TTT outcome was standardised as the distance between the third finger of the right hand to the ground just in front of the tip of the right hallux. Participants were allowed at least one minute to rest between tests. Trials with knees flexed as well as with external hip rotation were excluded.

For the analysis, in addition to the TTT outcome, the following joint angles were calculated using the Sistema de Análise Postural software (SAPO) (<http://puig.pro.br/SAPO/>): ankle (5MT-LM-HF); knee (LM-HF-GT); hip (HF-GT-ASIS); lumbar (ASIS-IPIS-L2); and trunk (IPIS-L2-C7). A total body angle was also calculated as the sum of each joint angle except the knee angle. This variable involves all the measured joint angles that contribute to reaching the toe by flexion and means to represent a global flexibility parameter.

The mean anterior-posterior location of the CP was calculated from data acquired from the force platform (sample frequency of 100 Hz) normalised by the quiet stance CP position.

2.4. Statistical analyses

The variables were compared between-tests by a repeated measure ANOVA with a significance level $p < 0.05$ and Bonferroni post-hoc tests. Cohen's effect size was calculated for all results, and the magnitudes of the effect were interpreted according to the following criteria: the effect sizes less than 0.2, from 0.2 to 0.59, from 0.6 to 1.19, from 1.20 to 2.00, from 2.00 to 3.99 and greater than 4.00 were regarded as trivial, small, moderate, large, very large and extremely large, respectively (Hopkins, Marshall, Batterham, & Hanin, 2009). The authors arbitrarily chose moderate as the minimal relevant effect level with practical application in the results.

The Pearson coefficient of correlation was calculated between the TTT outcome and the CP in each test trial (ST, MPD and re-test) and also with the three trials combined.

3. Results

Table 1 shows the mean and standard deviation of each variable at the ST, the MPD, and the re-test trials.

The repeated measure ANOVA showed significant differences between ST, MPD e re-test in the TTT outcome ($p = 0.6 \times 10^{-10}$), CP position ($p = 0.1 \times 10^{-5}$), Ankle angle ($p = 0.4 \times 10^{-17}$), Trunk angle ($p = 0.1 \times 10^{-7}$) and Total Body angle ($p = 0.5 \times 10^{-12}$). There were no significant differences in Knee, Hip and Lumbar angles.

The results of the Post-Hoc tests for the TTT outcome, CP position, ankle, trunk and Total body angles are displayed in the Figs. 1–5 respectively.

These results combined show a behavior frequently observed in data of individual participants. During ST, the CP position was virtually at the same position as it was in quiet stance (0.5 cm forward). Actually, 11 out of the 20 participants moved the CP backwards in this condition. The ankle angle was wide (108°) and the test outcome poor (15.2 cm) with no participant reaching the ground.

In MPD, the CP position was moved forward for all participants (mean 5.2 cm), the ankle, as well as the trunk and Total Body angles flexed more. And the test outcome improved considerably (4.1 cm) with six participants being able to touch the ground.

Re-test trial showed intermediary results between the ST and MPD for the CP position, trunk and Total Body angles as well as for the test outcome.

The correlation analysis between TTT outcome and CP position showed significant correlations in ST ($p < 0.05$; weak negative correlation, $r = -0.4$); in Re-test ($p < 0.00001$; strong negative correlation, $r = -0.82$) and with the trials combined ($p < 0.005$; moderate negative correlation, $r = -0.64$). No significant correlation was found in MPD. Scatter plots of the correlations between TTT outcome and CP position for each condition and for the conditions combined are shown in Fig. 6.

4. Discussion

To assess the influence of balance on the TTT, the balance demand of the test was manipulated. A test trial was conducted in which the inherent balance demand of the TTT was minimised by offering an external support against a forward fall. During this trial,

Table 1
Mean and SD of all variables in the ST, the MPD and the re-test.

	ST	MPD	Re-test
TTT outcome (cm)	15.2 ± 6.5	4.1 ± 4.9	9.2 ± 7.2
CP (cm)	0.5 ± 3.1	5.2 ± 2.7	2.5 ± 3.4
Ankle angle (degrees)	108.2 ± 5.0	88.5 ± 5.2	105.3 ± 6.7
Knee angle (degrees)	181.7 ± 7.4	182.4 ± 6.1	182.8 ± 7.1
Hip angle (degrees)	119.8 ± 12.5	117.6 ± 13.2	117.8 ± 12.5
Lumbar angle (degrees)	86.9 ± 6.3	84.2 ± 6.7	86.2 ± 6.3
Trunk angle (degrees)	143.0 ± 7.2	137.9 ± 6.8	140.9 ± 6.7
Total body angle (degrees)	276.2 ± 13.2	245.7 ± 11.9	267.3 ± 16.0

Fig. 1. Vertical lines refers to Standard Deviations * denotes significant difference between ST and MPD ($p < 0.00001$ with very large effect size = 2.0); ** denotes significant difference between ST and re-test ($p < 0.00001$ with moderate effect size = 0.9); *** denotes significant difference between MPD and re-test ($p = 0.0004$ with moderate effect size = 0.9).

Fig. 2. Vertical lines refers to Standard Deviations * denotes significant difference between ST and MPD ($p < 0.00001$ with large effect size = 1.7); ** denotes significant difference between ST and re-test ($p < 0.0005$ with moderate effect size = 0.6); *** denotes significant difference between MPD and re-test ($p = 0.008$ with moderate effect size = 0.9).

a device was adopted to offer some body weight support; therefore, the effects of balance performance were minimised.

This condition (MPD) showed an improvement in the test outcome, with an average reduction of 73% in the distance between the third finger and the hallux (from 15.2 cm to 4.1 cm). The participant with the greatest improvement, for example, decreased from 24 cm above the ground to zero. This result is important as previous studies have shown that the TTT is highly reliable with low variability between sessions. For example, Ayala et al. (2012a) found a 5.89% typical error, 2.3% change in the mean, and 0.89 intra-class correlation in professional futsal players.

In another study with recreationally active young adults, the same author (Ayala et al., 2012b) suggested that a threshold about 1.5–2.0 times the typical error could be appropriate to indicate that a real change has occurred. In this population, using the more conservative estimate of true change (two times the typical error), an observed change of 19.78% from baseline would indicate that a real change in flexibility was likely. In our study, the MPD trial achieved almost four times this threshold, showing that minimising the postural demand promotes a real change of large magnitude without any intervention in the visco-elastic properties of muscle.

The improvement in the TTT outcome in the MPD trial was accompanied by a mean forward CP displacement of 5.2 cm in relation to the upright stance, compared to only 0.5 cm during ST. Given the body equilibrium requirement of maintaining a close relationship between CP and CM (Pollock et al., 2000; Winter, Patla, Ishac, & Gage, 2003), this result suggests that, during ST, while the trunk moved forward and downward, a counter movement occurred that brought some body mass backward. This counter movement was probably achieved by the increasing of the ankle angle (Winter, Patla, Rietdyk, & Ishac, 2001), which had a mean of 108° during ST

Fig. 3. Vertical lines refers to Standard Deviations * denotes significant difference between ST and MPD ($p < 0.00001$ with very large effect size = 3.9); ** denotes significant difference between MPD and re-test ($p < 0.00001$ with very large effect size = 2.9).

Fig. 4. Vertical lines refers to Standard Deviations * denotes significant difference between ST and MPD ($p < 0.000001$ with moderate effect size = 0.7); ** denotes significant difference between ST and re-test ($p = 0.0007$ with small effect size = 0.3); *** denotes significant difference between MPD and re-test ($p = 0.0001$ with small effect size = 0.4).

compared to a mean of 88° in MPD.

Kinetic and kinematic data showed, in conjunction, that, during the ST, participants used a motor strategy that resembles the hip strategy in a narrow base of support described by Horak and Nashner (1986). They opened the ankle angle, kept the CP just lightly forward, and achieved a poorer test outcome. When the postural demand was minimised, the ankle angle was “allowed” to flex, the CP was forwardly displaced, and the total body angle flexed about 30° more. This new motor strategy resembled the ankle strategy (Horak & Nashner, 1986) and allowed the test outcome to improve to such an extent.

Fig. 7 shows an example of a participant that illustrates such a strategy.

A re-test of the ST was conducted to check whether a possible improvement in the MPD would in fact be due to the postural strategy or due instead to the visco-elastic stretching promoted by the previous test procedure.

Two reasons corroborate that the cause of the improvement in the TTT outcome during the MPD was due to the lower postural demand and not to visco-elastic stretching. The first is that there is no report of such improvement in flexibility after only one trial of 10 s of stretching. Studies concerning flexibility training through static stretching exercises usually perform longer periods of stretching (more than 20 s), more trials (at least two), and for a longer training period (usually four weeks) (Ayala & de Baranda Andújar, 2010; Ayala, Sainz De Baranda, & De Ste Croix, 2010; Ayala, Sainz de Baranda, De Ste Croix, & Santonja, 2013; Decoster, Cleland, Altieri, & Russell, 2005; Sainz de Baranda & Ayala, 2010). Therefore, it is not likely that just one 10 s trial would promote the degree of improvement observed in the MPD. The second reason is that the test outcome worsened about 5 cm from the MPD to the following re-test trial. A real visco-elastic muscle stretching would maintain the test outcome in the re-test trial at the same level as the previous one (MPD).

Interestingly, the retest trial produced significantly better results than the first one (ST). However, it is notable that the CP

Fig. 5. Vertical lines refers to Standard Deviations * denotes significant difference between ST and MPD ($p < 0.00001$ with very large effect size = 2.5); ** denotes significant difference between ST and re-test ($p = 0.0002$ with moderate effect size = 0.6); *** denotes significant difference between MPD and re-test ($p < 0.00001$ with large effect size = 1.6).

Fig. 6. Continuous line represents the trend line.

position was forward, and the ankle and total body angles more flexed in the re-test than was the case in the ST trial. This suggests a motor learning effect (Hall et al., 2010). It is possible that having experienced a forward CP position with the perception of a large improvement in test performance during the MPD, participants unconsciously repeated it even in the absence of the external apparatus. The strong negative correlation between CP position and the test outcome in the re-test trial further support this assumption.

Also observed in this study was a moderate to strong negative correlation between CP position and the test outcome when the three trials were put together, i.e., in general, the more the CP is advanced forward, the less the distance between the third finger and the toe. This result further reinforces our hypothesis that the TTT is influenced by postural balance ability.

It is noteworthy that minimising the postural demand using a hip-level support had not only a direct impact on ankle angle as one would expect, but also a global impact on all joints that contributed to the test outcome. This impact is evidenced in the increase of approximately 30° in total body flexion. In other words, the restriction of 30° of Total Body flexion during ST compared to MPD may

Fig. 7. It is possible to observe the typical balance strategy used in both conditions. In the MPD picture, the Velcro strap used to support the participant can be seen. (Note: These pictures are of real participant, but only for illustration purpose. They were not the photographs used in data analysis.)

be due to postural adjustments. When the external apparatus minimized the need for these adjustments, the body joints were freed to flex.

Our results reinforce the idea that flexibility is not only the product of visco-elastic muscle properties, but it is also under fine control by the central nervous system (CNS). Spinal and supraspinal mechanisms have been reported to modulate spinal reflexes that control muscle responsiveness to stretch and joint stiffness (Gruber et al., 2007; Meunier, 1999). This modulation has been shown to be task-specific and are subjected to a variety of internal and environmental influences (Taube, Gruber, & Gollhofer, 2008). Motor tasks, cognitive tasks, sensorial integration, and body position can facilitate or inhibit the reflex arc. Even mental imagery has improved flexibility in only one training section (Kanthack et al., 2017).

In relation to balance tasks, instantaneous reflex modulation characterized by a reduction in the soleus H-reflex was reported, for example, while balancing on a narrow beam or when the eyes are closed in upright stance. Conversely, the soleus H-reflex was facilitated when the balance demand was reduced with the help of a mechanical support (Taube et al., 2008). This spinal reflex modulation may be the underlying mechanism that explains the magnitude of flexibility improvement in the MPD condition in our study.

Cortical mechanisms are also involved in balance performance as prior experience as well as knowledge about the magnitude of the postural disturbance affect postural response (Horak, Diener, & Nashner, 1989). Then, it is likely that, in our study, the better test outcome observed in the re-test compared to the ST has a cortical influence as the previous TTT in the MPD condition might have given a clue on how to better stabilize posture during the test task.

Further studies on the understanding of this fine control of muscle flexibility would better guide therapeutic and training approaches.

4.1. Practical applications

Our results support the hypothesis that the TTT is highly influenced by the balance demand and the test as it is currently performed does not represent maximal muscle length. Thus, other flexibility tests such as sit-and-reach tests would be preferable to evaluate flexibility as they exclude the balance demand.

Additionally, what appeared in our study to be the maximal muscle length measured by the TTT proved to be only a fraction of the muscle length achieved under the other balance condition. Thus, as the poor TTT outcome might be due to a balance strategy rather than to muscle shortening, interventions focused on the visco-elastic properties of the muscle, such as passive muscle stretching, might not be appropriate.

4.2. Limitations

A limitation of this study is related to its focus on a population of active young adults. Because of this focus, the results might not be transferable to other populations, especially athletes, artistic gymnasts and ballet dancers, involved in flexibility training.

Another limitation is that it was not carried out a study of the absolute reliability of the MPD to know the error of the

measurement.

5. Conclusion

The minimisation of the balance demand during the toe-touch test led to a large improvement in the test outcome. The toe-touch test had a moderate negative correlation with the position of the Center of Pressure. These results suggest that balance has a large influence on the toe-touch test result.

No funding received and no conflicts of interest related.

Appendix A. Supplementary data

Supplementary data to this article can be found online at <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.10.001>.

References

- Ayala, F., & de Baranda Andújar, P. S. (2010). Effect of 3 different active stretch durations on hip flexion range of motion. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(2), 430–436. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c0674f>.
- Ayala, F., Sainz De Baranda, P., & De Ste Croix, M. (2010). Effect of active stretch on hip flexion range of motion in female professional futsal players. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 50(4), 428–435.
- Ayala, F., Sainz de Baranda, P., De Ste Croix, M., & Santonja, F. (2012a). Absolute reliability of five clinical tests for assessing hamstring flexibility in professional futsal players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 15(2), 142–147. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2011.10.002>.
- Ayala, F., Sainz de Baranda, P., De Ste Croix, M., & Santonja, F. (2012b). Reproducibility and criterion-related validity of the sit and reach test and toe touch test for estimating hamstring flexibility in recreationally active young adults. *Physical Therapy in Sport*, 13(4), 219–226. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2011.11.001>.
- Ayala, F., Sainz de Baranda, P., De Ste Croix, M., & Santonja, F. (2013). Comparison of active stretching technique in males with normal and limited hamstring flexibility. *Physical Therapy in Sport*, 14(2), 98–104. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2012.03.013>.
- Bolívar, Y. A., Munuera, P. V., & Padillo, J. P. (2013). Relationship between tightness of the posterior muscles of the lower limb and plantar fasciitis. *Foot and Ankle International*, 34(1), 42–48. <https://doi.org/10.1177/1071100712459173>.
- Bonetti, F., Curti, S., Mattioli, S., Mugnai, R., Vanti, C., Violante, F. S., & Pillastrini, P. (2010). Effectiveness of a 'Global Postural Reeducation' program for persistent low back pain: A non-randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11, 285. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-11-285>.
- Decoster, L. C., Cleland, J., Altieri, C., & Russell, P. (2005). The effects of hamstring stretching on range of motion: A systematic literature review. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 35(6), 377–387. <https://doi.org/10.2519/jospt.2005.35.6.377>.
- Ekdahl, H., Jönsson, B., & Frobell, R. B. (2012). Fingertip-to-floor test and straight leg raising test: Validity, responsiveness, and predictive value in patients with acute/subacute low back pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(12), 2210–2215. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.04.020>.
- Gagnon, S., Lenseil-Corbeil, G., Duquesnoy, B., & Renodos (2009). Multicenter multidisciplinary training program for chronic low back pain: French experience of the Renodos back pain network (Réseau Nord-Pas-de-Calais du DOS). *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 52(1), 3–16. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2008.10.001>.
- Gruber, M., Taube, W., Gollhofer, A., Beck, S., Amtage, F., & Schubert, M. (2007). Training-specific adaptations of H- and stretch reflexes in human soleus muscle. *Journal of Motor Behavior*, 39(1), 68–78. <https://doi.org/10.3200/JMBR.39.1.68-78>.
- Hall, L. M., Brauer, S., Horak, F., & Hodges, P. W. (2010). Adaptive changes in anticipatory postural adjustments with novel and familiar postural supports. *Journal of Neurophysiology*, 103(2), 968–976. <https://doi.org/10.1152/jn.00479.2009>.
- Hopkins, W. G., Marshall, S. W., Batterham, A. M., & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(1), 3–13. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818cb278>.
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*, 35(Suppl. 2), ii7–ii11 35/suppl_2/ii7 [pii].
- Horak, F. B., Diener, H. C., & Nashner, L. M. (1989). Influence of central set on human postural responses. *Journal of Neurophysiology*, 62(4), 841–853. <https://doi.org/10.1152/jn.1989.62.4.841>.
- Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55(6), 1369–1381.
- Kanthack, T. F. D., Guillot, A., Papaxanthis, C., Guizard, T., Collet, C., & Rienzo, F. D. (2017). Neurophysiological insights on flexibility improvements through motor imagery. *Behavioural Brain Research*, 331, 159–168. <https://doi.org/10.1016/j.bbr.2017.05.004>.
- Kippers, V., & Parker, A. W. (1987). Toe-touch test. A measure of its validity. *Physical Therapy*, 67(11), 1680–1684.
- LaRoche, D. P., & Connolly, D. A. (2006). Effects of stretching on passive muscle tension and response to eccentric exercise. *American Journal of Sports Medicine*, 34(6), 1000–1007. <https://doi.org/10.1177/0363546505284238>.
- Meunier, S. (1999). Modulation by corticospinal volleys of presynaptic inhibition to Ia afferents in man. *Journal of Physiology – Paris*, 93(4), 387–394.
- Perret, C., Poiradeau, S., Fermanian, J., Colau, M. M., Benhamou, M. A., & Revel, M. (2001). Validity, reliability, and responsiveness of the fingertip-to-floor test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(11), 1566–1570. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.26064>.
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clinical Rehabilitation*, 14(4), 402–406.
- Robinson, H. S., & Mengshoel, A. M. (2014). Assessments of lumbar flexion range of motion: intertester reliability and concurrent validity of 2 commonly used clinical tests. *Spine (Phila Pa 1976)*, 39(4), E270–E275. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000000131>.
- Sainz de Baranda, P., & Ayala, F. (2010). Chronic flexibility improvement after 12 week of stretching program utilizing the ACSM recommendations: Hamstring flexibility. *International Journal of Sports Medicine*, 31(6), 389–396. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1249082>.
- Sainz de Baranda, P., Rodríguez-Iniesta, M., Ayala, F., Santonja, F., & Cejudo, A. (2014). Determination of the criterion-related validity of hip joint angle test for estimating hamstring flexibility using a contemporary statistical approach. *Clinical Journal of Sport Medicine*. <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000079>.
- Taube, W., Gruber, M., & Gollhofer, A. (2008). Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta Physiologica (Oxf)*, 193(2), 101–116. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2008.01850.x>.
- Tveter, A. T., Dagfinrud, H., Moseng, T., & Holm, I. (2014). Health-related physical fitness measures: Reference values and reference equations for use in clinical practice. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.02.016>.
- Van Ooteghem, K., Frank, J. S., & Horak, F. B. (2009). Practice-related improvements in posture control differ between young and older adults exposed to continuous, variable amplitude oscillations of the support surface. *Experimental Brain Research*, 199(2), 185–193. <https://doi.org/10.1007/s00221-009-1995-y>.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Ishac, M., & Gage, W. H. (2003). Motor mechanisms of balance during quiet standing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 49–56.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Rietdyk, S., & Ishac, M. G. (2001). Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 85(6), 2630–2633.
- Winter, D. A. (2009). Biomechanics and Motor Control of Human Movement (4 ed.).
- Witvrouw, E., Bellemans, J., Lysens, R., Danneels, L., & Cambier, D. (2001). Intrinsic risk factors for the development of patellar tendinitis in an athletic population. A two-year prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 29(2), 190–195. <https://doi.org/10.1177/03635465010290021201>.
- Witvrouw, E., Danneels, L., Asselman, P., D'Have, T., & Cambier, D. (2003). Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players. A prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 31(1), 41–46. <https://doi.org/10.1177/03635465030310011801>.
- Witvrouw, E., Lysens, R., Bellemans, J., Cambier, D., & Vanderstraeten, G. (2000). Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population. A two-year prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 28(4), 480–489. <https://doi.org/10.1177/03635465000280040701>.